UNESP - Universidade Estadual Paulista

"Júlio de Mesquita Filho"

Faculdade de Odontologia de Araraquara

ALEXANDRE ANTONIO RIBEIRO

AVALIAÇÃO MECÂNICA TRIDIMENSIONAL DE MOLAS T COMPOSTAS DE NITI E AÇO

Araraquara

2015

UNESP - Universidade Estadual Paulista

"Júlio de Mesquita Filho"

Faculdade de Odontologia de Araraquara

ALEXANDRE ANTONIO RIBEIRO

AVALIAÇÃO MECÂNICA TRIDIMENSIONAL DE MOLAS T COMPOSTAS DE NITI E AÇO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas – Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Co-Orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

Araraquara

2015

Ribeiro, Alexandre Antonio

Avaliação mecânica tridimensional de molas T compostas de NiTi e aço / Alexandre Antonio Ribeiro .-- Araraquara: [s.n.], 2015.

113 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientadora: Profa. Dra Lídia Parsekian Martins

Co-orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

1. Ortodontia 2. Fechamento de espaço ortodôntico 3. Titânio I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

ALEXANDRE ANTONIO RIBEIRO

AVALIAÇÃO MECÂNICA DE MOLAS T DE NITI COMPOSTAS DE NITI E AÇO

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

2° Examinador: Prof. Dr. Laurindo Zanco Furquim

3° Examinador: Prof. Dr. José Nelson Mucha

4º Examinador: Prof. Dr. Luiz Geraldo Vaz

5º Examinador: Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto

Araraquara, 25 de março de 2015

Dados Curriculares

Alexandre Antonio Ribeiro

Nascimento: 28/05/1980 - Chopinzinho/PR

Filiação: Ailton Ribeiro

Miraita Maria Souza Gomes Ribeiro

1999-2004: Curso de Graduação em Odontologia na Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN

2003-2004: Curso de Aperfeiçoamento em Ortodontia Preventiva e Interceptativa na Universidade Federal do Rio Grande do Norte -UFRN

2005-2008: Curso de Especialização em Ortodontia na Associação Brasileira de Odontologia secção do Rio Grande do Norte - ABO/RN

2008-2010: Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, nível Mestrado - Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ

2011-2015: Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, nível Doutorado - Universidade Estadual Paulista UNESP/Araraquara.

Associações: Associação Brasileira de Odontologia - ABO/RN

Associação Brasileira de Ortodontia - ABOR/RN

Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Ailton Ribeiro** e **Miraita Maria Souza Gomes Ribeiro**, inicialmente, por terem me formado como pessoa orientando o caminho a seguir nos momentos mais críticos ao longo de minha vida. Por ensinarem, incansavelmente, o correto sem passar a “mão na cabeça”. Por terem proporcionado minha realização profissional, como o incentivo aos cursos de Odontologia, especialização em Ortodontia, Mestrado e Doutorado. E, por fim, principalmente por me deixarem amá-los, admirá-los e respeitá-los como verdadeiros pais. Muito Obrigado.

À **Beatriz Regalado Galvão Ribeiro**, minha esposa, por ter enfrentado ao meu lado todas as dificuldades encontradas ao longo desta caminhada acadêmica. Pela paciência e confiança durante os cinco anos de casamento e pela mudança para Araraquara. Por ser uma esposa carinhosa, cuidado e dedicada, representando tudo que sempre sonhei em uma mulher. Por ser minha calmaria, meu amor, minha vida.

Ao amigo **Matheus Alves Júnior *(in memorian)*,** nos conhecemos no mestrado da UFRJ, amizade feita em 02 anos que pareciam 20, incansável buscador de conhecimentos que certamente o levariam a ser um dos maiores ortodontistas do Brasil. Também lhe dedico essa conquista meu eterno amigo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus irmãos **Ailton Ribeiro Filho** e **Ediane Maria Gomes Ribeiro**, por serem tão especiais em minha vida. Por todos os anos de vida juntos em família.

Aos meus avôs maternos e paternos, *in memorian*, em especial a avó **Dorvalina**, que certamente estão muito orgulhosos do neto, mesmo que a distância.

Ao colega, professor e amigo **Marcus Vinícius Almeida de Araújo**, por ter dado o pontapé inicial convidando-me a seguir carreira acadêmica na UFRJ, por passar seus ensinamentos ortodônticos como um verdadeiro apaixonado por nossa especialidade e por ser a pessoa agradável, íntegra, sincera e leal.

Ao eterno professor e amigo **Antonio Carlos de Oliveira Ruellas**, por ter ensinado incansavelmente nos seminários até as 22:00hrs das terças-feiras a parte mais apaixonante da Ortodontia, a biomecânica. Ainda por ter orientado na minha dissertação de mestrado e outros trabalhos que fizemos juntos.

Ao amigo-irmão **Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas**, grande incentivador deste projeto de vida e parceiro para todos os momentos. Colega que virou irmão e família. Um grande parceiro profissional que considero irmão de coração.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na pessoa da Diretora **Prof Dra Andréia Affonso Barretto Montandon.**

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 Profa. Dra. **Osmir Batista de Oliveira Jr** e Prof. Dr. **Lídia Parsekian Martins**, pela oportunidade de ser aluno deste tão conceituado 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 funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, **Antonio Parciaseppe Cabrini, Célia Aparecida Brogna Braga da Silva, Cristina Ferreira Affonso, Dulce Helena de Oliveira, Odete Amaral, Pedro César Alves, Regina Aparecida Favarin Bausells, Sílvia Maria Sandaniello, Sônia Maria Tircailo e Tânia Aparecida Moreira dos Santos**, pelo convívio agradável e por sempre nos auxiliarem.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, **Mara Cândida Munhoz do Amaral, Rosangela Aparecida Silva dos Santos, José Alexandre Garcia e Flávia Souza de Jesus**, pelo auxílio prestado

durante todo o curso e pela atenção com que sempre atenderam às minhas solicitações.

A turma de Doutorado do curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, **Patrícia Bicalho de Mello, Betina Grehs, Sandra Patrícia Palomino Gomes e Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas.**

Aos amigos do curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, **Roberto Soares da Silva Júnior, Talles Oliveira, Camilla Ivini Viana Vieira, Isabela Parsekian Martins, Taisa Boamorte Ravelli, Ana Patrícia de Sousa Pereira, Cibele Braga de Oliveira, Kélei Cristina de Mathias Almeida, Liliane de Carvalho Rosas Gomes, Patrícia Alves Ferreira Amato e Vanessa Barbosa da Silva**. Em especial, ao amigo Roberto por termos "quebrado a cabeça" juntos desvendando os detalhes da OFT.

Ainda, aos amigos **Adriano Porto Peixoto, Aldrieli Regina Ambrósio, Alexandre Protasio Vianna, Amanda Fahning Ferreira Magno, André da Costa Monini, André Wilson Lima Machado, Aparecida Fernanda Meloti, Denise Rocha Góes Landazuri, Helder Baldi Jacob, Ingrid Madeira Nunes, Luana Paz Sampaio Dib, Luis Guilherme Martins Maia, Renata de Cássia Gonçalves, Roberta Maria de Paula Amaral, Savana Maia Gallo**, pela amizade, carinho e convívio.

À Profª. Drª. **Lídia Parsekian Martins**, pela orientação desta tese, pela liberdade que sempre me permitiu, confiando em meu trabalho, pelos momentos agradáveis ao seu lado, e por ter me ajudado em tudo que esteve ao seu alcance durante esses quatro anos de curso.

Ao Prof. Dr. **Renato Parsekian Martins**, pela co-orientação neste e outros trabalhos que desenvolvemos ao longo do curso, bem como, pela grande amizade construída. Apesar de, as vezes, incompreendido, quem o conhece sabe muito bem a

pessoa maravilhosa e estudiosa que você é. Uma vez você disse que eu tinha vindo muito "pronto" para Araraquara, mas lhe garanto que você foi um dos maiores Professores que já tive! Muito obrigado de coração.

Ao Prof. Dr. **Jie Chen,** do laboratório de pesquisa biomecânica dental da Purdue School of Engineering and Technology, Indiana University, pela imensa disposição em vir até Araraquara com sua **esposa Sue** para ensinar nossa equipe a utilização da OFT, agradeço ainda pela simpatia e convite de estudar em Indianápolis num possível pós doutorado.

Aos amigos **Raphael, Marcel, Giovana, Rafael (Zaca), Roberto, José Maurício, Talles, Maurício, Antonio, Felipe, Carol, Rafael, Gabriel, Amanda, Fábio**, e todos os demais que tornaram o convívio araraquarense muito agradável.

A ajuda técnica de **Michel (Torneiro Mecânico)** e **Cezar (Engenheiro Elétrico)** por me darem suporte na confecção dos outros dispositivos utilizados na realização deste trabalho.

Aos professores do Curso de Mestrado em Ortodontia da F.O. – UFRJ, **Dra. Ana Maria Bolognese**, **Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas**, **Dr. Eduardo Franzotti Sant'Anna**, **Dr. José Fernando Stangler Brazzalle**, **Dr. Lincoln Issamu Nojima**, **Dra. Margareth Maria Gomes de Souza**, **Dra. Maria Evangelina Monnerat**, **Dra. Matilde Gonçalves Nojima**, **Dra. Mônica Tirre de Souza Araújo** e **Dra. Teresa Cristina Moreira**. Muito obrigado pelos ensinamentos transmitidos, e pela constante disponibilidade em ajudar sempre que foi necessário durante a minha formação profissional.

Aos meus professores **Cícero Florêncio Filho, Heitel Cabral Filho, Marcus Vinícius Almeida de Araújo, Otávio José Praxedes Neto** e **Rildo Matoso** do curso de especialização em Ortodontia da ABO/RN, por todos os ensinamentos de Ortodontia, de ética profissional.

Aos amigos da faculdade (UFRN), **Elcyo, Rayner, Marlos, Thales, Augusto, Halisson, Norberto, Gleidston,** por todas as alegrias que passamos juntos e pela torcida que têm por mim.

Às professoras **Drª Angela Cristina Pinto de Paiva Cunha** e **Drª Halissa Simplício** que me introduziram no mundo ortodôntico durante o curso de aperfeiçoamento em Ortodontia Preventiva e Interceptativa da UFRN e certamente influenciaram em peso na minha decisão pela Ortodontia como especialidade a ser seguida.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo financiamento financeiro extremamente importante para a execução deste estudo e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
(**CAPES)**, pela bolsa de estudos concedida.

Ribeiro AA. Avaliação mecânica tridimensional de molas T compostas de NiTi e Aço [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

Resumo

O fechamento de espaços por meio de molas T com a liga de Níquel-Titânio (NiTi) para a retração em massa ainda não foi estudada. A superelasticidade e memória de forma são propriedades desta liga interessantes para a movimentação dentária. Sendo assim, o objetivo foi determinar, por meio da avaliação tridimensional as melhores variações do design de molas T compostas para o fechamento de espaços em massa. Foram utilizadas cem molas compostas por alças T de NiTi e fios base de aço inoxidável, unidos por tubos cruzados. As molas foram divididas em grupos de 10 molas de acordo com o calibre do fio de NiTi, altura da mola, ativação horizontal ou ainda variações no raio de pré-ativação ou espessura do fio base. As molas foram testadas na máquina de ensaios OFT (*Orthodontic Force Tester*). Foram medidos força, momento e relação momento força (M:F) nos eixos de interesse. A análise multivariada de perfis foi aplicada para comparação dos grupos. Observou-se que as molas com médias de força horizontal adequadas para retração tem espessuras de 0,017" x 0,025" e 0,018" x 0,025" de NiTi. As variáveis altura da mola e ativação horizontal demonstraram interação durante a desativação para a variável força, entretanto, não demonstraram esta relação para momento e M:F. Observou-se que o melhor design das molas foi a altura de 7mm, ativação horizontal de 7mm e raio de pré-ativação de 6mm. Concluiu-se que as molas compostas de NiTi compostas apresentaram propriedades adequadas para retração em massa, especialmente com pré-ativação 6mm de raio de curvatura.

Palavras Chave: Ortodontia; Fechamento de Espaços Ortodônticos; Titânio.

Ribeiro AA. Tridimensional mechanical evaluation of NiTi and stainless steel composed T loop springs [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

Abstract

The space closure with Nickel-Titanium alloy (NiTi) T-loop springs for en masse retraction has not been studied. Superelasticity and shape memory are NiTi properties interesting to tooth movement. The aim was to determine by assessing three-dimensionally the best T-loop spring design to the en masse space. Were tested one hundred T-loop composed springs by handles of rectangular NiTi wires and stainless steel horizontal rods, joined by criss-cross tubes. The T-loop composed springs were divided in groups of ten springs according to the caliber of the NiTi wire, handles height, horizontal activation or variations of preactivation radius or thickness of the wire rods. The springs were tested in the

OFT device (Orthodontic Force Tester) for measuring orthodontic force system. Mmultivariate analysis profiles was used to compare the groups along the deactivation and possible interaction between the variables under study. It was observed that composed T-loop springs showed adequate horizontal force average for en mass retraction 0.017 "x 0.025" and 0.018 "x 0.025" NiTi wires. The height handles and horizontal activation variables demonstrated interaction during off to the force variable, however, have not shown this relationship to moment and M:F. It was considered that the best design of T-loop was 7mm height, 7mm horizontal activation and pre-activation radius 6mm. It was concluded that composite NiTi T-loop springs showed adequate properties for en masse retraction, especially with 6 mm pre-activation radius.

Keywords: Orthodontics; Orthodontic Space Closure; Titanium

Sumário

1 INTRODUÇÃO 15

2 PROPOSIÇÃO 22

3 CAPÍTULO 1 23

4 CAPÍTULO 2 44

5 CAPÍTULO 3 68

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS 87

REFERÊNCIAS 88

ANEXO 96

1 INTRODUÇÃO

As exodontias por indicação ortodôntica passaram por algumas reviravoltas ao longo do desenvolvimento da especialidade. Nos primórdios da Ortodontia, sob a orientação do professor Edward. H Angle, a conduta de escolha era a não realização das extrações dentárias para o tratamento ortodôntica. Em seguida, apoiada nos trabalhos do professor Charles Tweed, exaluno do professor Angle e dito traidor de sua filosofia na época, a Ortodontia tornou-se mais extracionista, em virtude da avaliação cefalométrica e indicação de posicionamento dos incisivos inferiores em sua base óssea. Com o advento da análise facial ainda é muito comum a necessidade de extrações dentárias nos tratamentos ortodônticos, por variados motivos como a falta de espaço para acomodação dos dentes na base óssea, por protrusão dentária, sobressaliência aumentada, entre outros[7, 10, 20, 23, 26, 30, 33].

Por outro lado, o planejamento ortodôntico com exodontias resulta em maiores responsabilidades para o Ortodontista, uma vez que apresenta uma série de implicações, como o próprio diagnóstico da necessidade de exodontia, a repercussão sobre a estética do perfil facial, o controle biomecânico para manejo dos dentes e o fechamento dos espaços gerados, além da avaliação da necessidade e controle de ancoragem, entre outras[23, 37, 43].

Outro aspecto fundamental deste tópico é a opinião do paciente e/ou dos responsáveis quanto ao procedimento ortodôntico e suas expectativas por uma terapia rápida e com menor número de visitas ao consultório, sendo esse um aspecto reconhecidamente comentado na literatura ortodôntica[20, 38].

Muitas vezes, os pacientes não aceitam facilmente as exodontias, pois não se sentem confortáveis com os espaços das extrações e requerem estética inclusive durante o tratamento[36]. Logo, seria ideal que o fechamento dos espaços fosse realizado da forma mais rápida possível com resultados oclusais, funcionais e estéticos satisfatórios.

Tradicionalmente, o fechamento de espaços pode ser realizado em uma etapa (ou em massa) ou duas, quando, retrai-se inicialmente caninos e posteriormente os incisivos. Contudo, estudos recentes têm indicado a retração anterior dos seis dentes em uma fase afim de acelerar o tempo total da retração. Comprovou-se que os resultados de perda de ancoragem e taxa de retração anterior foram similares quando comparados grupos em retração de uma ou duas fases[1, 19, 20, 32].

Este procedimento pode ser executado por meio de mecânicas sem influência da resistência friccional tem sido amplamente estudado[8-10, 12-15, 26, 30, 40, 47]. Este tipo de mecânica ortodôntica lança mão de molas que proporcionam a movimentação dentária por meio da sua ativação. A mola T, proposta em 1976[12] cujo nome foi dado em virtude de sua conformação estrutural tem sido fruto da maioria dos estudos de mecânica sem atrito para fechamento de espaços[14, 15, 17, 18, 21, 26-29, 33-35, 44, 46, 47, 49, 51].

Inicialmente, as ligas metálicas utilizadas para confecção da mola T eram o aço inoxidável e Cobalto-Cromo (Elgiloy®), entretanto, estudos posteriores[11, 55] demonstraram que estes materiais não cumpriam dois dos três requisitos mais relevantes para a mecânica segmentada; estes seriam (1º) a possibilidade de grandes ativações sem deformação permanente, ou seja, um bom efeito de

memória de forma e (2º) rigidez suficientemente baixa que permitisse ao fio ortodôntico o preenchimento do bráquete para controle do movimento e ao mesmo tempo produzisse forças suaves[11]. Logo, por estes motivos, estas ligas foram sendo substituídas paulatinamente na prática das alças T.

Em 1980, Burstone e Goldberg[11], propuseram a utilização da liga de Titânio-Molibdênio (β-Ti ou TMA®) na tentativa de preencher tais requisitos. Ainda hoje, este é o material de escolha para confecção destas molas[14, 15, 29, 3335, 44, 50, 51.] Entretanto, estudos recentes têm demonstrado deformação em partes das mola devido ao estresse gerado na liga metálica (aço inoxidável, Elgiloy® ou β-Ti) principalmente pelas dobras agudas de confecção limitando o melhor comportamento biomecânico destas alças[15, 24, 34]. Estudos têm demonstrado que a região de maior deformação após utilização das molas é justamente no ângulo reto formado pelas hastes horizontais e verticais[15, 34].

A partir da década de 80, uma liga composta basicamente de Níquel e Titânio (NiTi) com características superelásticas, isto é, que dentre outras, não obedece a lei de Hooke[39], foi introduzida na Ortodontia. Este material tem vantagens para a movimentação dentária, dentre elas, a liberação de força relativamente constante[4, 42, 54], o que aumenta a taxa da movimentação[5, 22] e a capacidade de ser deformada até 500% do seu comprimento original sem deformação permanente (excelente memória de forma)[52]. Apesar desta liga ser amplamente utilizada com molas helicoidais abertas e fechadas, mecânicas que têm parte da força dissipada pelo atrito[42, 48, 53], ela foi pouco estudada em configurações de molas que não envolvem atrito, como as molas T[28, 29, 44].

Um ensaio clínico controlado randomizado[24] comparou a quantidade de fechamento de espaços ortodônticos por meio de molas T de NiTi e β-Ti utilizando o design de estudo *split mouth*. Os autores constataram taxas de 0,91mm/mês e 0,87mm/mês para as molas de NiTi e β-Ti, respectivamente, consolidando a premissa de maior taxa de movimentação para a liga NiTi. Além disso, após utilização in vivo por aproximadamente 3 meses, os autores constataram variação de deformação de β-Ti entre 33,8 e 101,3% da forma inicial, dez vezes maior que as molas NiTi, entre 0 e 15%.

As características desejadas da liga NiTi e que tornariam esse design particular de mola mais efetivo só são conseguidos a partir de uma transformação martensítica na estrutura cristalográfica dessa liga[42, 54]. A grade espacial de forma cúbica de corpo centrado (CCC) indica a fase austenítica, que compreende a forma mais rígida da liga, em contra partida a estrutura cristalina hexagonal compacta (HC) representa a forma menos rígida denominada de fase martensítica[41]. A transformação martensítica é uma particularidade desta liga que se define na capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica sob mudanças da temperatura ou de tensão. Sob temperatura reduzida é estabelecida a fase martensítica e com o aumento da temperatura ocorre uma transformação para fase austenítica[25]. Esse evento sofre reversão com a redução da tensão, partindo da conformação de hexagonal compacta para cubo de corpo centrado dando origem ao efeito memória de forma, ou seja, o fio retorna a sua forma e estrutura original dispersando toda a energia acumulada[45]. Essa transformação, por ser muito sensível a variações de temperatura[29], deu origem a resolução n° 32 da ANSI/ADA (*American National Standardization International / American Dental*

Association)[2] que regulamenta que os ensaios mecânicos com materiais superelásticos devem ser realizados em temperatura controlada de 37°C.

Em relação a mensuração do sistema de força é evidente a tentativa de desenvolvimento de tecnologias que eliminem a necessidade de seres humanos em pesquisa[3, 6, 16, 17]. Além disso, os pesquisadores têm deixado de avaliar os sistemas ortodônticos de força apenas no sentido mésio-distal e procurado mensurá-los tridimensionalmente. Sabe-se que qualquer mecânica utilizada clinicamente tem repercussões nos três eixos X (transversal), Y(sagital) e Z (vertical). Trabalhos recentes têm usado dispositivos mecânicos com nanotransdutores Nano17 que permitem tal mensuração tridimensional.

Nesta linha de pensamento, Bourauel et al.[5] mensuraram variáveis como força, momento e relação momento-força de grupos compostos por 5 molas compostas de NiTi de dois fabricantes e aço (dimensões de 10mm de altura x 10mm de largura), sem pré-ativações, as quais foram confeccionadas sob tratamento térmico de 300°C durante 3 horas. A haste horizontal foi feita de aço inoxidável e unida à alça T por tubos duplos de pressão verticais. Os experimentos foram realizados sob temperatura controlada a 37°C com auxílio de dispositivo denominado OMSS (Orthodontic Measurement and Simulation System) composto por dois transdutores força/torque que simulavam a movimentação no eixo X (ântero-posterior). Constatou-se que as molas apresentaram boas propriedades mecânicas, com força relativamente constante.

Mais recentemente, outros autores[28, 44] também utilizaram aparatologia com nanotransdutores, pelo qual mensuravam o eixo X (ântero-posterior), denominado Loop-Testing Apparatus (aparelho de teste de alças). Kum et al.[28] comparam grupos de 4 molas T das ligas TMA e NiTi (dimensões de 8,45mm de

altura x 10,45mm de largura), cuja conformação das últimas foi feita por meio de tratamento térmico de 510°C por 9 minutos, ambas sem qualquer pré-ativação. Os autores constataram que, sob temperatura controlada em 35,6°C, a relação momento força foi de 5 - 5,6 : 1 NiTi e 5,5 - 5,8 : 1 TMA aquém da proporção ideal (10:1) e força relativamente constante do grupo NiTi em relação ao TMA. Rose et al.[44], em 2009, utilizaram praticamente a mesma metodologia do estudo anterior, contudo, diversificaram pré-ativações de 15° e 30° para os fios de TMA e NiTi. Estes autores verificaram aumento da relação momento força de acordo com o aumento das pré-ativações, chegando a valores superiores a 10:1.

Neste contexto, os estudos que têm avaliado as molas T de NiTi apresentam limitações ou contradições metodológicas de alguns aspectos que acercam este tema[5, 28, 44]. O controle da temperatura durante a realização dos ensaios é o primeiro ponto de impasse metodológico destes estudos. Estes têm variado entre 35,6°C[28, 44] e 37°C[5]. Apesar dos estudos mais recentes justificarem a utilização de 35,6°C como a temperatura mais frequente em meio bucal eles fogem à norma 32 ANSI/ADA.

Outro aspecto relevante destes estudos é a dimensão das molas, as quais têm sido confeccionadas com dimensões exageradas de 10 x 10 mm e de 8,45 x 10 mm[28, 44]. Sabe-se atualmente que se utiliza molas de 6 x 10 mm e 7 x 10 mm[27, 31, 33-35], com propriedades mecânicas como força, momento e relação momento-força adequadas para a liga de TMA, principalmente devido à adaptação em meio bucal (aspecto fundamental para qualquer mecânica ortodôntica), evitando traumatismo em mucosa alveolar e jugal. Acredita-se que estas dimensões exageradas das molas T de NiTi até então estudadas foram utilizadas

procurando gerar maior momento, e em consequência, relação momento-força também maior. Entretanto, a liga de Níquel-Titânio é um material extremamente flexível, com baixo módulo de elasticidade, o que dificulta a obtenção de um momento adequado pela baixa rigidez, principalmente, dos segmentos α e β. Nesse sentido se torna importante a tentativa de uma composição de mola T com mais de uma liga metálica, a qual poderia utilizar a baixa carga/deflexão do NiTi para a alça T, resultando em forças ortodônticas mais leves, e hastes horizontais (segmentos α e β) com uma liga mais rígida, aumentando o momento e relação momento força.

Além destes impasses entre os estudos realizados com molas T de NiTi avaliadas tridimensionalmente, outros aspectos merecem atenção especial. A quantidade de corpos de prova dos estudos realizados permite crítica. Sabe-se que estudos com materiais, geralmente, apresentam pequena variabilidade permitindo grupos amostrais menores que os utilizados em ensaios clínicos. Entretanto, grupos com quatro ou cinco corpos de prova ficam extremamente sensíveis à variabilidade de um corpo de prova, o que diminui o poder do estudo.

Além disso, apesar das variações em altura das molas nos estudos com alças T de NiTi, nenhum deles estudou a altura como uma variável isolada; esta afirmativa é verdadeira também para o calibre do fio de NiTi e quantidade de ativação horizontal em milímetros. Sendo assim, a execução do presente estudo se fundamenta na evidenciada deficiência metodológica prévia e necessidade de desenvolvimento de novos estudos que mensuram tridimensionalmente os efeitos das alças T, visando melhorar o comportamento biomecânico destas molas.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo Geral

O objetivo do estudo é desenvolver a melhor configuração das molas compostas por NiTi na alça T e aço inoxidável nos fios base.

2.2 Objetivos Específicos

a) Determinar o melhor calibre retangular das alças T de NiTi, por meio da mensuração de força horizontal, momento e da relação momento força das molas;

b) Testar variações de altura e ativações horizontais das alças T 0,018" x 0,025" de NiTi para a confecção das molas compostas, por meio da mensuração de força horizontal, momento e da relação momento força das molas.

c) Avaliar qual o melhor parâmetro para o aumento do momento e relação momento força das molas T de NiTi.

3 CAPÍTULO 1 - INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DAS ALÇAS T DE NITI EM MOLAS PARA RETRAÇÃO EM MASSA: ESTUDO IN VITRO

RESUMO

As molas T de NiTi foram desenvolvidas nos anos 90, contudo, não foram estudadas em relação a sua espessura para retração em massa. Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi avaliar as forças geradas por grupos de molas com diferentes espessuras de NiTi e seus sistemas de força. Foram comparadas 30 molas T compostas, divididas em três grupos espessuras 0,016" x 0,022", 0,017"x 0,025" e 0,018" x 0,025". As alças T de NiTi foram conformadas por meio de tratamento térmico e as molas foram completadas por tubos cruzados ligando as alças aos fios base de aço inoxidável 0,017" x 0,025". O sistema de força foi medido na máquina de ensaios OFT (Orthodontic Force Tester) gerando as variáveis força e momento nos eixos y, x e z. A relação momento força também foi calculada. Os grupos com alças de NiTi 0,017" x 0,025" e 0,018"x 0,025" apresentaram melhor nível de força ao longo da desativação, entretanto, os resultados de momento e proporção momento força não foram adequados para retração em massa. Conclui-se que os grupos 0,017"x 0,025" ou 0,018"x 0,025" foram mais efetivos para retração em massa.

Este Capítulo foi referenciado de acordo com o estilo Vancouver Adaptado. FONTE:http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/manualfoar.pdf

INTRODUÇÃO

Atualmente, o melhor design de molas para retração é a T confeccionada com liga de Beta-Titânio(1-3). Esta mola proporciona boa proporção momento força e relação carga deflexão(4-7). Entretanto, têm-se verificado grande perda de força após 3-4mm de desativação(2, 8), exigindo reativações por parte do ortodontista(6).

As ligas de Níquel-Titânio (NiTi) caracterizam-se por apresentar um pseudo platô da força no gráfico carga deflexão proveniente de uma transformação de fase martensítica induzida por estresse(9, 10). Isso poderia melhorar o problema da queda da força na desativação das molas de Beta-Titânio.

As molas T de NiTi (associadas a aço) testadas anteriormente foram confeccionadas na maioria em fio finos, no máximo 0,016"x 0,022"(11, 12), gerando forças entre 0,5-1,7N sendo foram indicadas para retração de caninos(11, 13, 14), ou em fios espessos 0,018"x 0,025" porém em dimensões exageradamente grandes de 8,45x10mm, inviáveis clinicamente. Entretanto, estudos recentes têm mostrado que não existe diferença das taxas de retração anterior e perda de ancoragem entre a retração em massa ou duas fases(15, 16). Nesse sentido, a avaliação de fios mais espessos em molas menores poderia ser interessante, uma vez que a retração em massa exige maior quantidade de força horizontal.

Todavia, estudos com molas T de Beta-Titânio mostram grande quantidade de estresse na liga em áreas localizadas das molas sofrendo deformação plástica e repercutindo sobre o sistema de forças gerado(2, 8). A liga de NiTi, caracterizada pela modificação de sua estrutura atômica causada diretamente pelo estresse da ativação, não sofre deformação definitiva. Nesse

sentido, a espessura dos fios de NiTi pode influenciar um comportamento diferente no sistema de força gerado(17).

Portanto, este estudo objetiva identificar a melhor espessura do fio de NiTi para molas T para retração em massa, além disso, objetiva secundariamente identificar a influência dessa espessura sobre o sistema de força gerado.

MATERIAL E MÉTODO (ANEXO)

Foram confeccionadas 30 molas T de Níquel Titânio (Neo Sentalloy, F 100 GAC International, New York, USA) de dimensões 10x6mm as quais foram unidas aos fios base de aço inoxidável (0,017"x 0,025" Nubryte® Wire, Dentsply GAC International, Nova York, EUA) por meio de tubos cruzados 0,022” (Dental Morelli Ltda, Sorocaba, Brasil). Estas molas foram divididas em três grupos de 10 molas de acordo com a espessura do fio de NiTi, sendo o grupo 01 (G1) composto pela espessura 0,016" x 0,022", grupo 02 (G2) com 0,017" x 0,025" e grupo 03 (G3) com 0,018" x 0,025".

As alças foram fabricadas com um *template* de aço inoxidável que as mantinham na conformação para que o formato da alça T fosse memorizado durante o tratamento térmico com temperatura de 510°C e assim mantido durante 9 minutos(9, 11, 18) em forno Aluminipress (EDG, São Carlos, Brasil).

Em seguida, foram removidos e resfriados em água corrente em abundância(9).

Os fios base foram pré-ativados a uma curvatura de 12mm de raio (19). Para o correto posicionamento (centro da distância interbráquetes) das molas e para a padronização da ativação, foram realizadas marcações no fio nas suas extremidades horizontais com caneta hidrográfica a uma distância de 7mm do

centro da mola, as molas foram ativadas e encaixadas nos bráquetes gerando ativações horizontais de 9mm.

Os ensaios foram realizados à 37ºC(20) num ambiente isolado termicamente em uma caixa *boxglove* com controle de temperatura eletrônico que foi produzida para este estudo.

A máquina de ensaios OFT (Orthodontic Force Tester)(21) foi utilizada para simulação da ativação das alças. Para tal, incorporou-se bráquetes 0,018" de primeiro prémolar superior (Inovation R, Dentsply GAC Internacional Inc., York, EUA) soldados a duas hastes acopladas nas duas células de carga da OFT. A distância interbráquetes utilizada foi de 23mm e dobras distais aos bráquetes garantiram a centralização da mola. O sistema de força produzido (Fx, Fy, Fz, Mx, My e Mz) (Figura 1) foi registrado, a cada 0,5mm de desativação da mola, pelo software dedicado da OFT e transferido para uma planilha do programa Microsoft Excel 2011 (Office 2011, Microsoft, USA).

Após verificação de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) das variáveis, três análises multivariadas de perfil foram utilizadas para detecção das diferenças na força horizontal gerada, momento e proporção momento força causadas pela espessura de fio e desativação, bem como para detectar possível interação entre esses dois fatores. A análise estatística foi realizada pelo *software* SPSS versão 20.0 (Statistical Package for Social Sciences; SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

A esfericidade foi violada em todas as variáveis testadas e os graus de confiança foram corrigidos pelo teste Epsilon de Huynh-Feldt.

Houve diferença entre as forças geradas pelos três fios ($p<0,001$). O fio

0,016" x 0,022" produziu um perfil de força de 1,78N, o fio 0,017" x 0,025" de 2,81N e o fio 0,018" x 0,025" de 3,25N, todos diferentes entre si. Houve diferença entre as ativações e foi detectada uma interação entre as varáveis grupo e desativação (Figura 2).

Verificou-se diferença estatística entre os momentos gerados pelos três fios ($p<0,001$). O fio 0,016" x 0,022" produziu um perfil com momento de 11,6Nmm, o fio 0,017" x 0,025" de 13,9Nmm e o fio 0,018" x 0,025" de 14,4Nmm, todos diferentes entre si. Houve diferença significante entre as ativações e foi detectada uma interação entre as duas variáveis (Figura 3).

Observou-se diferença entre a proporção momento força gerada pelos três fios ($p<0,001$). O fio 0,016" x 0,022" produziu um perfil de força de 6,66mm, o fio 0,017" x 0,025" de 5,04mm e o fio 0,018" x 0,025" de 4,50mm, todos diferentes entre si. Houve diferença significante entre as ativações e foi detectada uma interação entre as duas variáveis (Figura 4).

Os demais componentes do sistema de força gerados pelos grupos demonstram que os efeitos colaterais foram irrelevantes.

DISCUSSÃO

Houve diferença da força gerada entre os grupos. O fio 0,018" x 0,025" liberou força maior que os fios 0,017" x 0,025", que por sua vez, também foram superiores aos fios 0,016" x 0,022". Isso já era esperado devido a maior espessura e consequente maior rigidez(22).

As molas T de NiTi testadas previamente apresentaram níveis de força de 0,5 a 1,7N(11, 13, 14) sendo indicada para retração de caninos isoladamente. Diferentemente, este estudo objetiva desenvolver molas para retração em massa

cuja necessidade de força é pelo menos duas vezes maior do que das molas avaliadas previamente(15, 16, 23). Nesse sentido, as molas com fios 0,016" x 0,022" demonstraram quantidade de força abaixo da força alvo durante sua desativação. Notasse na Tabela 05 que há perda de força mais gradual ao fim da desativação das alças comparados com o início da desativação. Esta é uma característica peculiar das ligas com memória de forma onde a transformação reversa da fase martensítica induzida por estresse apresenta uma queda de força antes de descrever um pseudo platô no seu gráfico de carga deflexão(10, 17). Já foi sugerido que molas helicoidais de NiTi devem ser sobre ativadas se houver o desejo de se produzir forças constantes(24). Portanto, pode ser interessante a utilização de fios 0,017"x 0,025" ou 0,018"x 0,025" para molas T em NiTi indicadas para retração em massa.

Foi verificado também diferença do momento gerado entre os grupos. O fio 0,018" x 0,025" mostrou maior momento (14,4Nmm) em comparação com os fios 0,017" x 0,025" com 13,9Nmm, e fios 0,016" x 0,022" com 11,6Nmm. As molas T de Beta-Titânio usualmente são pré-ativadas com 23mm de raio de curvatura para obtenção de momento adequado(25). Como o NiTi tem menor carga deflexão partiu-se de pré-ativações com12mm de raio de curvatura(14). Essa maior pré-ativação das molas gera maior estresse no ângulo formado pelas hastes verticais e fios base assim como nos fios de Beta-Titânio. Nesse sentido, parece ser interessante a união das alças de NiTi com fios base de aço por meio dos tubos cruzados, reduzindo tal estresse.

Houve também diferença da proporção momento força gerada entre os grupos. O fio 0,016" x 0,022" mostrou maior proporção (6,66mm) que os fios 0,017" x 0,025" (5,04mm), que por sua vez, também foram superiores aos fios 0,018" x

0,025" (4,50mm). Esses resultados são insuficientes para o movimento de translação, mas aparentemente adequados para inclinação controlada(25, 26).

Essa diminuição do raio da curvatura de pré-ativação reflete em um maior cruzamento das hastes verticais das molas em posição neutra e maior ativação horizontal por consequência. Esse aspecto é um dos problemas nas ligas de Beta-Titânio que não suportam grandes ativações sem deformação plástica. Por este motivo faz-se a abertura das orelhas internas. Contudo, para as ligas com memória de forma este aspecto não parece ser problema.

CONCLUSÕES

Este estudo permite concluir que as molas compostas por alças T de NiTi e hastes horizontais de aço inoxidável:

Os fios 0,017" x 0,025" e 0,018" x 0,025" de NiTi parecem ser mais adequados para a retração em massa;

A relação momento força foi insuficiente para os fios 0,017" x 0,025" e 0,018" x 0,025", porém adequada para os fios 0,016" x 0,022" que apresentaram força baixa.

TABELAS

Tabela 1- Resultados dos testes de hipóteses para a variável força, momento e relação momento força

Fonte de variação	**SQ**	**gl**	**QM**	**F**	**p**
FORÇA					
Grupo	171,0	2	85,5	179,5	<0,001
Desativação	225,8	2,7	82,3	1910,4	<0,001
Grupo*Desativação	7,9	5,4	1,4	33,7	<0,001
Teste de Huynh e Feldt: 0, 19 χ^2 = 701,5; gl= 104; p<0,001;					
MOMENTO					
Grupo	681,1	2	340,5	14,8	<0,001
Desativação	3668,3	1,3	2752,8	436,1	<0,001
Grupo*Desativação	58,5	2,6	21,9	3,4	<0,05
Teste de Huynh e Feldt: 0,95 χ^2 =903,2 ; gl=104; p<0,001;					
M:F					
Grupo	381,0	2	190,5	74,1	<0,001
Desativação	50,0	1,5	32,2	55,2	<0,001
Grupo*Desativação	10,3	3,1	3,2	5,7	<0,05
Teste de Huynh e Feldt: 0,11 χ^2 = 796,4; gl= 104; p<0,001;					

Tabela 2- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força dos grupos

Grupo (")	Média (N)	Erro Padrão	Intervalo de Cor 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
0,016 x 0,022	1,786^{A}	0,058	1,667	1,904
0,017 x 0,025	2,815^{B}	0,058	2,696	2,934
0,018 x 0,025	3,257^{C}	0,058	3,138	3,376

Tabela 3- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força em relação desativação.

Desativação (mm)	Média (N)	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
23	4.05 ^{A}	0.037	3.981	4.128
22.5	3.77 ^{B}	0.037	3.704	3.851
22	3.48 ^{C}	0.037	3.413	3.560
21.5	3.22 ^{D}	0.037	3.149	3.296
21	3.00 ^{E}	0.037	2.933	3.080
20.5	2.80 ^{F}	0.037	2.731	2.878
20	2.61 ^{GH}	0.037	2.538	2.685
19.5	2.43 ^{HI}	0.037	2.363	2.510
19	2.29 ^{IJ}	0.037	2.217	2.364
18.5	2.15 ^{JL}	0.037	2.082	2.229
18	2.05 ^{LMN}	0.037	1.982	2.129
17.5	1.96 ^{MNO}	0.037	1.893	2.040
17	1.89 ^{NOP}	0.037	1.822	1.970
16.5	1.82 ^{OPQ}	0.037	1.751	1.898
16	1.75 ^{PQR}	0.037	1.686	1.833

Tabela 4- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança do momento dos grupos.

Grupo (")	Média (Nmm)	Erro Padrão	Intervalo de Cor 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
0,016 x 0,022	11,64	0,391	10,841	12,445
0,017 x 0,025	13,99	0,391	13,196	14,799
0,018 x 0,025	14,450	0,391	13,648	15,251

Tabela 5- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança do momento em relação desativação. (continua)

Desativação (mm)	Média (Nmm)	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
23	18,45 AB	0,264	17,939	18,976
22.5	17,66 BC	0,264	17,141	18,178
22	16,81 CD	0,264	16,300	17,337
21.5	15,94 DE	0,264	15,425	16,462
21	15,21 EF	0,264	14,696	15,733
20.5	14,40 FG	0,264	13,881	14,918
20	13,73 GH	0,264	13,215	14,252
19.5	12,97 HI	0,264	12,457	13,494
19	12,33 IJL	0,264	11,812	12,849
18.5	11,70 JLM	0,264	11,181	12,218
18	11,16 LMN	0,264	10,650	11,688

Tabela 5- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança do momento em relação desativação. (conclusão)

17.5	10,64 ^{MNO}	0,264	10,129	11,166
17	10,25 ^{NOP}	0,264	9,740	10,777
16.5	9,80 ^{OPQ}	0,264	9,281	10,319
16	9,35 ^{PQR}	0,264	8,827	9,864

Tabela 6- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança da proporção momento força dos grupos.

Grupo (")	Média (mm)	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
0,016 x 0,022	6,66^{A}	0,131	6,399	6,936
0,017 x 0,025	5,04^{B}	0,131	4,777	5,314
0,018 x 0,025	4,50^{B}	0,131	4,232	4,769

Tabela 7- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força em relação desativação. (continua)

Desativação (mm)	Média (mm)	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
23	4,69 ^{A}	0,088	4,525	4,870
22.5	4,84 ^{AB}	0,088	4,671	5,017
22	5,00 ^{ABC}	0,088	4,827	5,173
21.5	5,12 ^{BCD}	0,088	4,954	5,300

Tabela 7- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força em relação desativação. (conclusão)

21	5,25 BCDE	0,088	5,077	5,423
20.5	5,33 CDEF	0,088	5,157	5,502
20	5,47 DEF	0,088	5,297	5,642
19.5	5,55 EF	0,088	5,386	5,731
19	5,62 EF	0,088	5,450	5,796
18.5	5,68 F	0,088	5,513	5,859
18	5,71 F	0,088	5,537	5,882
17.5	5,71 F	0,088	5,538	5,883
17	5,71 F	0,088	5,543	5,889
16.5	5,69 F	0,088	5,522	5,868
16	5,65 EF	,088	5,482	5,827

Tabela 8- Médias de força (N) geradas em cada unidade de desativação por grupo.

Variável	Desativação (mm)	0,016"x 0,022" Média (d.p.)	0,017"x 0,025" Média (d.p.)	0,018"x 0,025" Média (d.p.)
Força	23	2,91 (0,29)	4,42 (0,28)	4,79 (0,19)
	22.5	2,66 (0,27)	4,14 (0,26)	4,44 (0,18)
	22	2,44 (0,24)	3,82 (0,27)	4,11 (0,19)
	21.5	2,24 (0,22)	3,53 (0,28)	3,80 (0,21)
	21	2,06 (0,20)	3,27 (0,26)	3,59 (0,26)
	20.5	1,91 (0,20)	3,05 (0,25)	3,36 (0,24)
	20	1,77 (0,17)	2,81 (0,24)	3,16 (0,23)
	19.5	1,62 (0,16)	2,60 (0,23)	2,99 (0,19)
	19	1,51 (0,15)	2,43 (0,22)	2,84 (0,20)
	18.5	1,40 (0,14)	2,26 (0,21)	2,70 (0,21)
	18	1,32 (0,13)	2,13 (0,20)	2,61 (0,20)
	17.5	1,25 (0,12)	2,03 (0,19)	2,52 (0,21)
	17	1,19 (0,11)	1,94 (0,17)	2,45 (0,22)
	16.5	1,14 (0,11)	1,86 (0,17)	2,36 (0,21)
	16	1,10 (0,10)	1,79 (0,15)	2,29 (0,22)

Tabela 9- Médias de momento (Nmm) geradas em cada unidade de desativação por grupo.

Variável	Desativação (mm)	0,016"x 0,022" Média (d.p.)	0,017"x 0,025" Média (d.p.)	0,018"x 0,025" Média (d.p.)
Momento	23	16,51 (1,59)	19,85 (2,30)	20,27 (1,71)
	22.5	15,68 (1,55)	19,14 (2,19)	19,37 (1,68)
	22	14,83 (1,52)	18,26 (2,22)	18,53 (1,76)
	21.5	14,01 (1,48)	17,21 (2,25)	17,59 (1,60)
	21	13,21 (1,42)	16,44 (2,28)	16,88 (1,71)
	20.5	12,43 (1,38)	15,56 (2,33)	16,11 (1,72)
	20	11,93 (1,36)	14,65 (2,21)	15,43 (1,74)
	19.5	11,23 (1,32)	13,80 (2,17)	14,71 (1,73)
	19	10,59 (1,29)	13,05 (2,07)	14,13 (1,78)
	18.5	10,02 (1,27)	12,32 (1,90)	13,47 (1,80)
	18	9,58 (1,23)	11,66 (1,94)	13,01 (1,98)
	17.5	9,17 (1,20)	11,17 (1,86)	12,49 (2,05)
	17	8,81 (1,18)	10,69 (1,79)	12,02 (2,20)
	16.5	8,48 (1,15)	10,15 (1,83)	11,47 (2,35)
	16	8,23 (1,12)	9,27 (2,06)	10,90 (2,40)

Tabela 10- Médias de proporção momento força (mm) geradas em cada unidade de desativação por grupo.

Variável	Desativação (mm)	0,016"x 0,022" Média (d.p.)	0,017"x 0,025" Média (d.p.)	0,018"x 0,025" Média (d.p.)
M:F	23	5,66 (0,44)	4,48 (0,30)	4,24 (0,40)
	22.5	5,86 (0,44)	4,62 (0,38)	4,36 (0,41)
	22	6,05 (0,46)	4,77 (0,44)	4,51 (0,45)
	21.5	6,19 (0,50)	4,87 (0,48)	4,63 (0,45)
	21	6,35 (0,56)	5,01 (0,55)	4,70 (0,47)
	20.5	6,43 (0,63)	5,09 (0,58)	4,80 (0,47)
	20	6,66 (0,64)	5,19 (0,58)	4,88 (0,51)
	19.5	6,82 (0,64)	5,29 (0,60)	4,92 (0,53)
	19	6,89 (0,69)	5,35 (0,58)	4,98 (0,60)
	18.5	7,02 (0,75)	5,41 (0,58)	4,99 (0,66)
	18	7,10 (0,77)	5,45 (0,59)	4,98 (0,71)
	17.5	7,17 (0,76)	5,48 (0,66)	4,96 (0,76)
	17	7,21 (0,85)	5,49 (0,67)	4,90 (0,81)
	16.5	7,26 (0,85)	5,42 (0,71)	4,85 (0,88)
	16	7,33 (0,91)	5,14 (0,94)	4,76 (0,96)

FIGURAS

Figura 1- Desenho esquemático do sistema de forças e momentos gerados pelas molas.

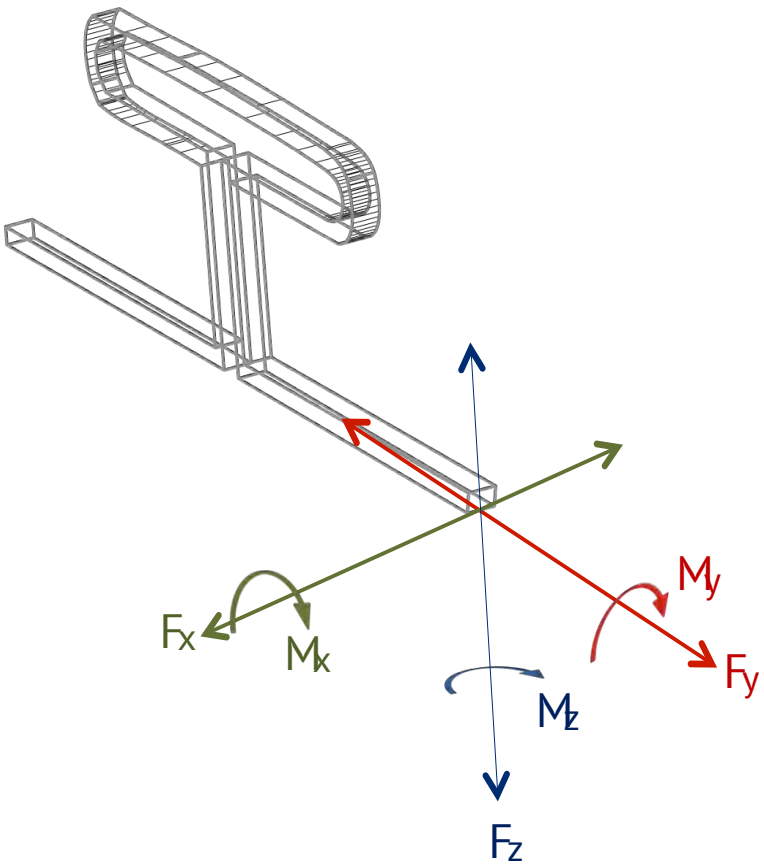


Figura 2- Comportamento da força dos grupos de acordo com a desativação.

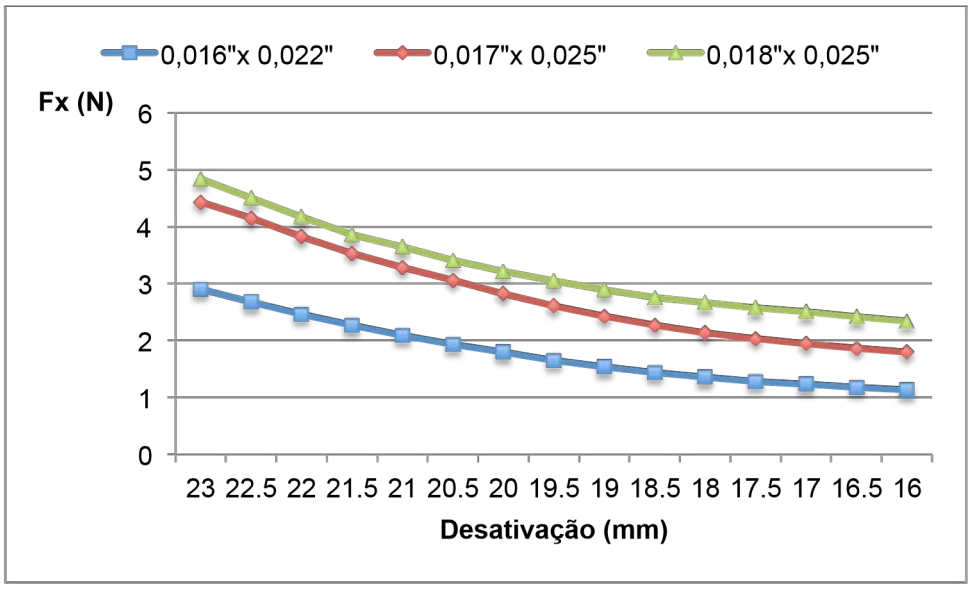


Figura 3- Comportamento do momento dos grupos de acordo com a desativação.

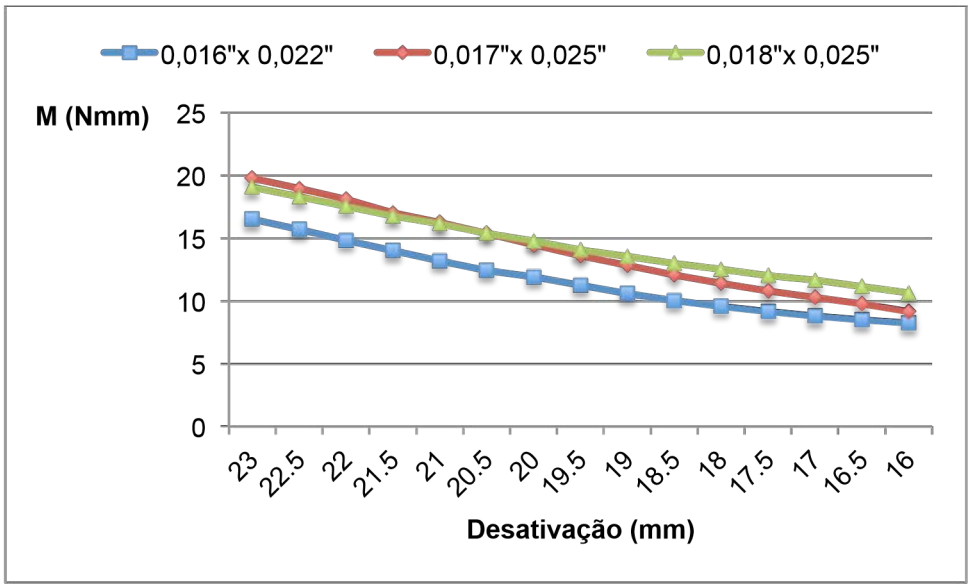
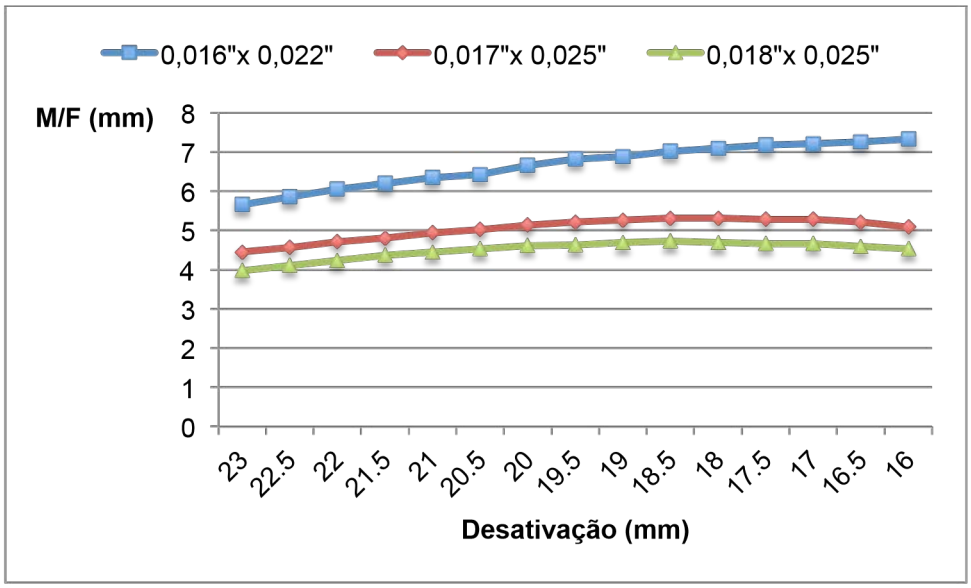


Figura 4- Comportamento da relação momento força dos grupos de acordo com a desativação.



REFERÊNCIAS*

1. Bourauel C, Drescher D, Ebling J, Broome D, Kanarachos A. Superelastic nickel titanium alloy retraction springs--an experimental investigation of force systems. European journal of orthodontics. 1997;19(5):491-500.

2. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. American journal of orthodontics. 1985;87(6):445-52.

3. Burstone CJ, Steenberger Ev, Hanley KJ, editors. A moderna mecânica edgewise e a técnica do arco segmentado. 2ª ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 2005.

4. Burstone CJ, van Steenbergen E, Hanley KJ. Modern edgewise mechanics & the segmented arch technique. Glendora: Ormco Co.; 1995. 139 p.

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. 201[1]1;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. Chen J, inventor; Advanced Research and Technology Institute, Inc., assignee. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. United States Patent US 6.120.287, 2000

8. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. Journal of biomechanics. 1989;22(6-7):637-47.

* - Este Capítulo foi referenciado de acordo com o estilo Vancouver Adaptado. FONTE:http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/manualfoar.pdf

9. Felemban NH, Al-Sulaimani FF, Murshid ZA, Hassan AH. En masse retraction versus two-step retraction of anterior teeth in extraction treatment of bimaxillary protrusion. Journal of orthodontic science. 2013;2(1):28-37.

10. Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. Angle Orthod. 2004;74(5):691-6.

11. Heo W, Nahm DS, Baek SH. En masse retraction and two-step retraction of maxillary anterior teeth in adult Class I women. A comparison of anchorage loss. Angle Orthod. 2007;77(6):973-8.

12. Institute Standardization National American, American Dental Association. Orthodontic Wires Not Containing Precious Metals Specification 32. New York. J. Am. Dent. Assoc. 2006.

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. European journal of orthodontics. 2012;34(1):33-8.

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

15. Kum M, Quick A, Hood JA, Herbison P. Moment to force ratio characteristics of three Japanese NiTi and TMA closing loops. Aust Orthod J. 2004;20(2):8.

16. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. Angle Orthod. 1989;59(3):205-10.

17. 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.

18. Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. Angle Orthod. 1999;69(1):49-57.

19. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986;90(1):1-10.

20. 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):5.

21. 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.

22. Sethi P, Saxena R, Keluskar KM. En-masse retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132(6):723.

23. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988;94(5):426-31.

24. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115(5):498-507.

25. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129(1):48-53.

26. Xia Z, Chen J, Jiangc F, Li S, Viecilli RF, Liu SY. Load system of segmental T-loops for canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144(4):548-56.

4 CAPÍTULO 2 - EFEITOS DA ALTURA E ATIVAÇÃO HORIZONTAL NO SISTEMA DE FORÇA DE MOLAS T DE NITI

RESUMO

O design das molas T com variações na espessura do fio, altura da mola, pré-ativação, ativação horizontal têm sido estudadas em molas de Beta-Titânio e aço inoxidável há bastante tempo. Contudo, pouco sabe-se sobre a influência da altura e quantidade de ativação horizontal em molas T de Níquel Titânio. Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi avaliar os sistemas de força gerados por grupos de molas de fio 0,018" x 0,025" NiTi segundo a altura e ativação horizontal dos grupos. Foram comparadas 40 molas T compostas. O sistema de força foi medido na máquina de ensaios OFT (Orthodontic Force Tester) gerando as variáveis força (F) e momento (M) e relação momento força (M:F). Os grupos foram comparados por meio da análise de perfis multivariados. As variáveis altura da mola e ativação horizontal exerceram forte influência sobre a força. Os grupos com menor altura apresentaram maior perfil de força. Com relação a ativação horizontal, os grupos com maior ativação apresentaram padrão de força inferior. O momento foi influenciado pela altura das molas e o perfil da proporção momento força foi diferente para molas com ativações horizontais diferentes.

Este Capítulo foi referenciado de acordo com o estilo Vancouver Adaptado. FONTE:http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/manualfoar.pdf

INTRODUÇÃO

Desde o proposição das molas T(1), vários designs foram manipulados afim de se obter melhores propriedades mecânicas destas molas como altura, pré-ativação dos fios base, espessura dos fios, liga metálica, quantidade de ativação horizontal, entre outras. Recentemente, autores melhoraram significativamente as propriedades biomecânicas desta mola em beta-titânio por meio do aumento do comprimento (G) e altura(20). Isto permitiu melhorar a quantidade de ativação horizontal, que sempre exerceu papel limitador da quantidade de retração em uma única ativação, visto que esta liga deforma-se plasticamente dependendo da intensidade de ativação horizontal(5).

Como ligas com memória de força sofrem a transformação martensítica induzida por estresse, gerando um pseudo platô no gráfico carga deflexão, elas permitem grandes ativações sem alterar a força produzida(2, 14, 16, 17). Nesse sentido, as molas T de níquel-titânio (NiTi) tornam-se interessantes para a aplicação na retração ortodôntica. Os estudos anteriores com estas molas foram ineficazes em estabelecer parâmetros científicos para a altura e ativação horizontal, pois apenas molas de 8,45mm de altura (consideradas molas exageradamente grandes e de difícil aplicação clínica) foram testadas, sem comparação do efeito da intensidade da ativação(11, 13, 18). Portanto, o objetivo deste estudo é verificar a influência da altura e ativação horizontal de alças T de NiTi sobre

o sistema de força gerado.

MATERIAIS E MÉTODOS (ANEXO)

Foram confeccionadas 40 molas T de níquel-titânio 0,018"x 0,025" (Neo Sentalloy, F 100 GAC International, New York, USA) com 10 mm de comprimento e alturas variáveis de acordo com o grupo ao qual elas foram assinaladas. Foram definidos quatro grupos, sendo que no grupo G1 as molas tinham 6mm de altura e ativação horizontal de 7mm, no grupo G2 altura era de 6mm e a ativação horizontal de 9mm, no grupo G3 a altura era de 7mm e a ativação horizontal de 7mm e no grupo G4 a altura era de 7mm e ativação horizontal de 9mm. Todas as molas foram pré-ativadas adicionando-se de 12mm(3) de raio de curvatura a cada um dos seus fios base, feitos de aço inoxidável 0,017"x 0,025" (Nubryte® Wire, Dentsply GAC International, Nova York, EUA), os quais foram unidos as molas por meio de tubos cruzados (Dental Morelli Ltda, Sorocaba, Brasil). Nos grupos de 9mm de ativação, as molas foram sobre-ativadas 2mm e os dados só foram registrados a partir de sua desativação de 7mm.

As alças foram fabricadas com um *template* de aço inoxidável que as mantinham na conformação para que o formato parente fosse memorizado durante o tratamento térmico. Esse tratamento consistiu em manter as alças durante 9 minutos a uma temperatura de 510°C (13, 17, 19) em um forno Aluminipress (EDG, São Carlos, Brasil) e em seguida, resfriá-las em água corrente (17). Para a centralização das molas e padronização da ativação, foram realizadas marcações nos fios base com

caneta hidrográfica a distâncias iguais do centro da mola de maneira que elas fossem ativadas 7 e 9mm.

Os ensaios foram realizados à 37ºC(10) num ambiente isolado termicamente em uma caixa *boxglove* com controle de temperatura eletrônico que foi produzida especificamente para este estudo.

A máquina de ensaios OFT (Orthodontic Force Tester)(6) foi utilizada para simulação da ativação das alças. Para tal, incorporou-se bráquetes 0,018” de primeiro prémolar superior (Inovation R, Dentsply GAC Internacional Inc., York, EUA) soldados a duas hastes acopladas nas duas células de carga da OFT e distantes em 23mm. O sistema de força produzido foi registrado (Figura 1), a cada 0,5mm de desativação da mola, pelo software dedicado da OFT e transferido para uma planilha do programa Microsoft Excel 2011 (Office 2011, Microsoft, USA).

Após verificação de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) das variáveis, três análises multivariadas de perfil foram utilizadas para detecção das diferenças na força horizontal gerada, momento e proporção momento força causadas pela espessura de fio e desativação, bem como para detectar possível interação entre esses dois fatores. A análise estatística foi realizada pelo *software* SPSS versão 20.0 (Statistical Package for Social Sciences; SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

A esfericidade foi violada em todas as variáveis testadas e os graus de confiança foram corrigidos pelo Epsilon de Huynh-Feldt.

Houve diferenças na força gerada por molas de diferentes alturas ($p<0,001$). As molas com 6mm de altura apresentaram forças maiores de maneira geral (2,97 N) que as de 7mm (2,66 N). Também houve diferença entre as forças geradas pelas molas com a desativação ($p<0,001$), variando de 3,18N até 2,22N. As duas ativações testadas também foram diferentes, a de 7mm (2,99N) gerou forças maiores que as de 9mm (2,64N) ($p<0,001$). Foi detectada uma interação entre as variáveis desativação e altura ($p=0,01$) e desativação e ativação horizontal ($p<0,001$) (Figura 2).

A altura não influenciou os momentos produzidos ($p=0,11$), mas a desativação sim ($p<0,001$), onde os momentos variaram de 18,35Nmm a 12,05Nmm. Também houve diferença entre as ativações, a de 7mm gerou maiores momentos (16,2Nmm) que a ativação de 9mm (13,59Nmm). Não foram detectadas interações entre as variáveis nos momentos produzidos pelas molas (Figura 3).

A altura de 7mm gerou uma proporção momento força (M:F) maior que de 6mm (5,76 e 4,92mm, respectivamente) ($p<0,001$) e as desativações também produziram M:F diferentes ($p<0,001$). Estas variaram de 5,07mm a 5,44mm. A ativação horizontal não influenciou a M:F, mostrou interação

tanto com a desativação ($p<0,001$) como a altura ($p=0,003$), mas hão houve interação entre as três variáveis ($p=0,64$)(Figura 4).

DISCUSSÃO

As molas com altura de 6mm geraram maior força horizontal que as de 7mm. Isso já era esperado, uma vez que a literatura estabeleceu uma relação inversa entre o aumento da alça e a força produzida em molas T de beta titânio (8), mas quando feita em níquel-titânio essa variação é bem pequena (Tabela 7) e menor do que nas molas de beta-titânio. Quando produzidas em aço ou beta-titânio, essa relação inversamente proporcional é linear, já nas ligas de memória de forma, essa relação não é linear porque o comportamento das molas depende de onde irão se concentrar os estresses na ativação, se eles forem suficientes para induzir transformações martensíticas.

Houve diminuição da força com a desativação, apesar da mola ter sido produzida com NiTi. Isso era de se esperar pois a desativação influencia a força gerada por qualquer mola(7, 9, 12, 15). Apesar de as ligas de memória de forma serem superelásticas, o platô de força descrito por elas no gráfico de carga deflexão não é perfeitamente horizontal, descrevendo um pseudo platô. Adicionalmente, o início da transformação reversa da fase martensítica induzida por estresse que ocorre no início da desativação produz uma brusca queda de força antes da descrição do platô (Figura 05). Inclusive é por este motivo que as molas foram ativadas 2 mm a mais nas

ativações de 9mm e os dados só foram registrados a partir de sua desativação de 7mm, eliminando a queda brusca de força antes do pseudo platô. Adicionalmente a isso, a sobre ativação de ligas de memória de forma faz com que a força média do pseudo platô seja mais baixa quando comparada a menores ativações(2) (Figura 6). É devido a sobre-ativação que a diferença entre os grupos ocorre de maneira inusitada, inversamente proporcional a ativação, diferente do estabelecido intuitivamente.

A altura das molas não influenciou a intensidade dos momentos gerados pelas molas. Esses resultados discordam de um estudo que avaliou molas T de aço que encontrou um aumento proporcional da mola com a força (1), e com outro que encontrou uma relação inversamente proporcional comparando molas de aço(8). Fica muito difícil uma comparação desses estudos com o presente estudo que avaliar ligas com memória de forma, apesar de, graficamente parecer que as alças maiores geram momento menor, mas a probabilidade de erro Tipo II é muito alta.

Houve diminuição do momento com a desativação em proporção parecida com a força, diferente do que acontece com as molas T de beta-titânio onde a força diminui mais rápido que o momento com a desativação(4).

O momento sofreu influência da ativação horizontal. Como descrito acima, os grupos de maior ativação horizontal foram testados por meio da manobra mecânica afim de reduzir as grandes forças horizontais iniciais e maior utilização do pseudo platô superelástico. Nesse sentido, assim como

a queda da força inicial, o início da mensuração há 2mm do início da desativação e proximidade da transformação martensítica reversa pode ter atenuado a intensidade dos momentos gerados por estes grupos.

Observou-se que a altura afetou positivamente a proporção momento força. Estes resultados confirmam os achados da literatura que estabeleceu que conforme maior a alça, maior será a proporção momento força produzido por ela(8, 14). Entretanto os nossos achados apontaram para uma pequena diferença pequena (menos de 1mm), que talvez possibilite uma diminuição da alça visando o conforto do paciente sem comprometimento significante do controle de movimentação proporcionado pela alça.

A desativação influenciou a proporção momento força, diferente do que aconteceu com a ativação que não influenciou a M:F. Isso significa que de maneira geral, a ativação de 9mm gera as mesmas proporções momento força que a ativação de 7mm. Entretanto, a interação significante entre ativação horizontal e desativação comprova a diferença de comportamento entre as alças ativadas 7mm e 9mm, onde a proporção momento força se manteve constante nas molas de 9mm e aumentaram com a desativação nas molas de 7mm. Essa última funcionando de maneira semelhante as já conhecida molas T de beta-titânio(1).

Concluindo, apesar de a sobre-ativação proporcionar uma momento força praticamente constante e ela se mostrar interessante para quando se desejar em torno de 6:1 M:F ela pode não ser suficiente quando maiores

controles (de raiz) forem necessários, para isso, seria necessário um aumento dos momentos produzidos por essa mola sem alteração significante dos níveis de força horizontal produzidos. Uma possibilidade seria o aumento da intensidade da pré-ativação dos fios base, uma vez que o fato da mola ser produzida em níquel-titânio tornará o aumento da força causado pela posição neutra insignificante.

CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo permitem concluir que:

A menor altura das molas resultou em perfil de força maior, entretanto, apresentaram momento semelhante a molas mais altas. A proporção momento força foi influenciada positivamente pela maior altura das molas;

A ativação horizontal de 7mm apresentou maior força e momento, porém M:F semelhante a ativação de 9mm. Porém apresentou um comportamento de aumento da M:F ao longo da desativação.

A manobra mecânica de desativação de 2mm previamente a mensuração da ativação de 9mm resultou em resultados com menor força horizontal e momento e M:F semelhante ao grupo de menor ativação. Entretanto, o comportamento da M:F foi praticamente constante.

TABELAS

Tabela 1- Resultados dos testes de hipóteses para a variável força.

Fonte de variação	**SQ**	**gl**	**QM**	**F**	**p**
Altura	10,8	1,0	10,8	22,4	<0,001
Desativação	92,3	1,8	50,7	1388,1	<0,001
Ativação Horizontal	13,5	1,0	13,5	27,8	<0,001
Desativação*Altura	0,3	1,8	0,1	9,8	0,01
Desativação*Ativação Horizontal	3,6	1,8	1,9	54,4	<0,001
Altura*Ativação Horizontal	1,8	1,0	1,8	3,87	0,57
Desativação*Altura*Ativação Horizontal	0,4	1,8	0,2	0,6	0,50

Teste de Huynh e Feldt: 0,18 χ^2 = 599,0; gl=54; p<0,001;

Tabela 2- Resultados dos testes de hipóteses para a variável momento.
(continua)

Fonte de variação	**SQ**	**gl**	**QM**	**F**	**p**
Altura	25,9	1,0	25,9	2,5	0,11
Desativação	1628,4	1,5	1026,5	215,6	<0,001
Ativação Horizontal	747,4	1,0	747,4	73,4	<0,001
Desativação x Altura	2,7	1,5	1,7	0,3	0,62
Desativação x Ativação Horizontal	14,7	1,5	9,2	1,9	0,15
Altura*Ativação Horizontal	12,5	1	12,5	1,2	0,27
Desativação x Altura x Ativação	11,1	1,5	7,0	1,4	0,23

Tabela 2- Resultados dos testes de hipóteses para a variável momento. (conclusão)

Teste de Huynh e Feldt: 0,15 χ^2 = 695,8; gl=54; p<0,001;

Tabela 3- Resultados dos testes de hipóteses para a variável relação momento força

Fonte de variação	**SQ**	**gl**	**QM**	**F**	**p**
Altura	70,8	1	70,8	42,9	<0,001
Desativação	8,0	1,9	4,1	25,0	<0,001
Ativação Horizontal	8,8	1,0	8,8	5,3	0,27
Desativação x Altura	0,1	1,9	0,8	0,5	0,58
Desativação x Ativação Horizontal	4,8	1,9	2,4	15,0	<0,001
Altura*Ativação Horizontal	16,8	1,0	16,8	10,2	0,003
Desativação x Altura x Ativação Horizontal	0,1	1,9	0,7	0,4	0,64
Teste de Huynh e Feldt: 0,19 χ^2 = 8,1; gl=54; p<0,001;					

Tabela 4- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força (N) em relação a altura (mm).

			Intervalo de Confiança 95%	
Altura	Média	Erro Padrão	Limite Inferior	Limite Superior
6	2,973	0,047	2,877	3,068
7	2,658	0,047	2,563	2,753

Tabela 5- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força (N) em relação desativação (mm).

Desativação	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
23	3,18^{A}	0,031	3,124	3,247
22.5	3,11^{A}	0,031	3,056	3,178
22	2,94^{BC}	0,028	2,884	2,996
21.5	3,03^{AB}	0,035	2,970	3,106
21	2,87^{CD}	0,035	2,807	2,943
20.5	2,72^{DE}	0,035	2,656	2,792
20	2,60^{EF}	0,035	2,533	2,670
19.5	2,48^{FG}	0,035	2,418	2,554
19	2,38^{GH}	0,035	2,318	2,455
18.5	2,30^{HI}	0,035	2,231	2,368
18	2,22^{IJ}	0,035	2,160	2,296

Tabela 6- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força (N) em relação ativação horizontal (mm).

Ativação Horizontal	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
7	2,991	0,047	2,895	3,086
9	2,640	0,047	2,545	2,735

Tabela 7- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de momento (Nmm) em relação a altura (mm).

Altura	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
6	14,655	0,215	14,218	15,091
7	15,141	0,215	14,704	15,577

Tabela 8- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de momento (Nmm) em relação a desativação (mm).

Desativação	Média	Erro Padrão	Intervalo de Co 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
23	18,35[A]	0,166	18,023	18,677
22.5	17,61 [A]	0,166	17,286	17,941
22	16,83 [B]	0,166	16,503	17,158
21.5	16,11 [BC]	0,166	15,784	16,438
21	15,44 [CD]	0,166	15,113	15,767
20.5	14,77 [DE]	0,166	14,446	15,101
20	14,18 [EF]	0,166	13,858	14,512
19.5	13,57 [FG]	0,166	13,245	13,900
19	12,96 [GH]	0,166	12,640	13,294
18.5	12,63 [HI]	0,166	12,305	12,959
18	12,05IJ	0,166	11,724	12,378

Tabela 9- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de momento (Nmm) em relação a ativação horizontal (mm).

Ativação Horizontal	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
7	16,201	0,215	15,765	16,637
9	13,594	0,215	13,158	14,031

Tabela 10- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de proporção momento força (mm) em relação a altura (mm).

Altura	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
6	4,959	0,087	4,783	5,134
7	5,761	0,087	5,585	5,937

Tabela 11- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de proporção momento força (mm) em relação a desativação (mm).

Desativação	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
23	5,07 A	0,067	4,943	5,206
22.5	5,17 AB	0,067	5,039	5,302
22	5,24 ABC	0,067	5,112	5,376
21.5	5,31 ABC	0,067	5,181	5,444
21	5,37 ABC	0,067	5,243	5,506
20.5	5,42 BC	0,067	5,292	5,555
20	5,46 BC	0,067	5,338	5,601
19.5	5,48 C	0,067	5,348	5,612
19	5,48 C	0,067	5,354	5,617
18.5	5,48 C	0,067	5,352	5,615
18	5,44 BC	0,067	5,310	5,573

Tabela 12- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de proporção momento força (mm) em relação ativação horizontal (mm).

Ativação Horizontal	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
7	5,501	0,087	5,326	5,677
9	5,219	0,087	5,043	5,394

FIGURAS

Figura 01- Desenho esquemático do sistema de forças e momentos gerados pelas molas.

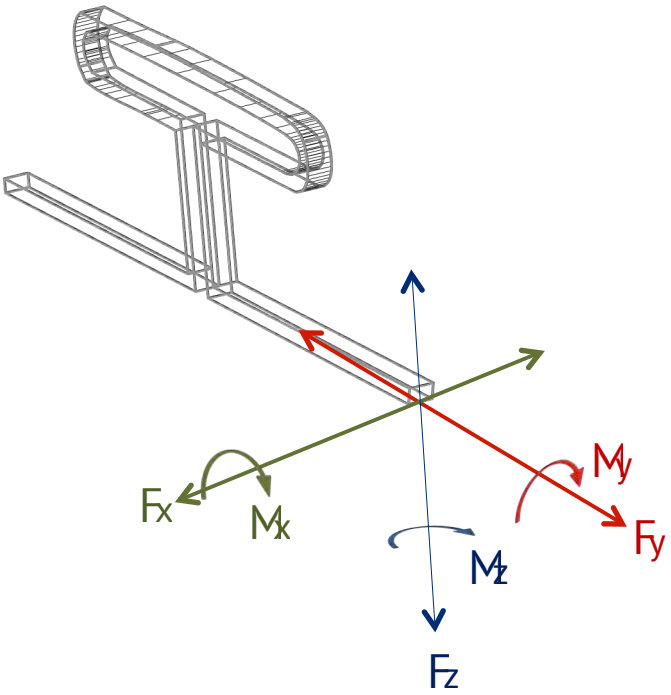


Figura 2- Comportamento da força dos grupos de acordo com a desativação.

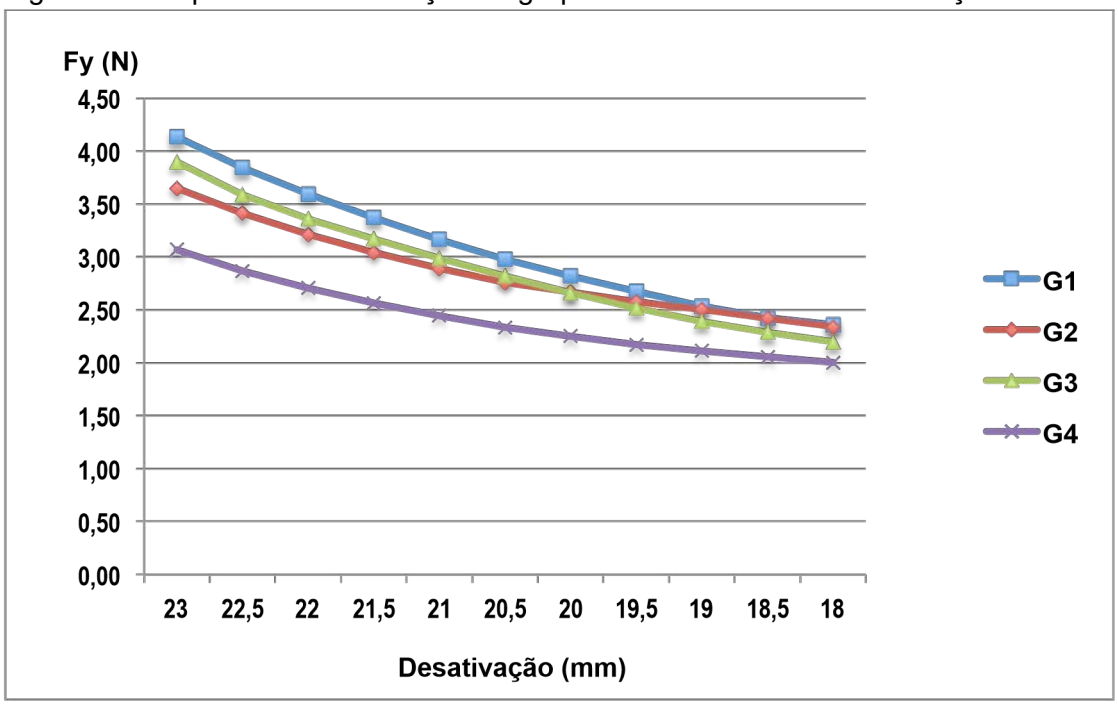


Figura 3- Comportamento do momento dos grupos de acordo com a desativação.

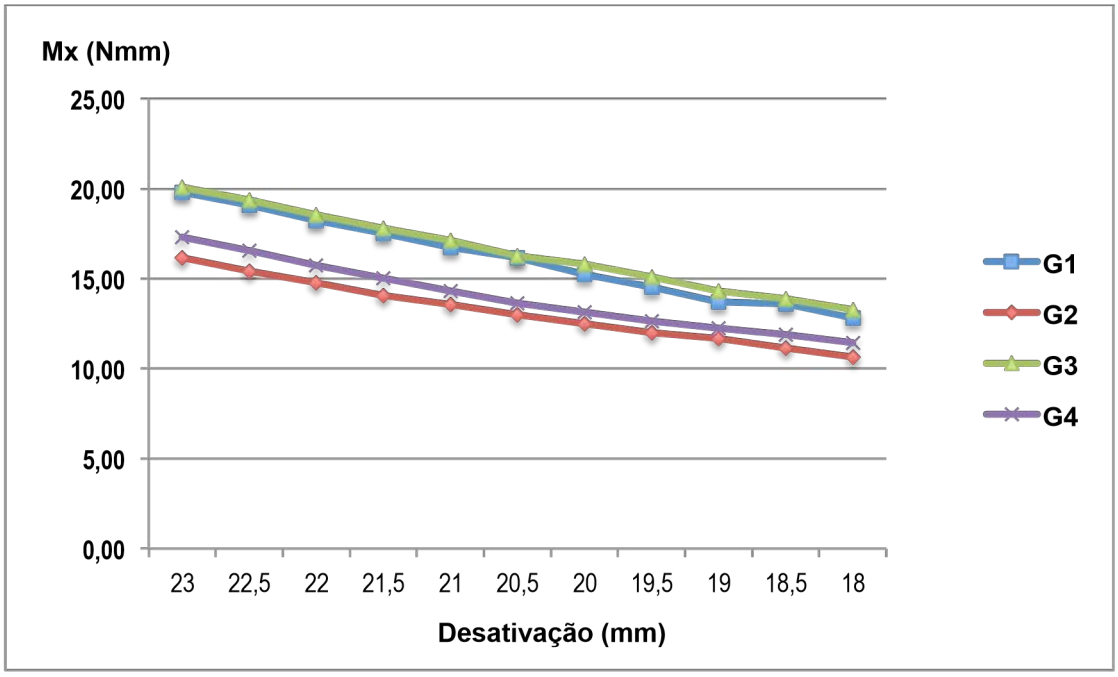


Figura 4- Comportamento da proporção momento força dos grupos de acordo com a desativação.

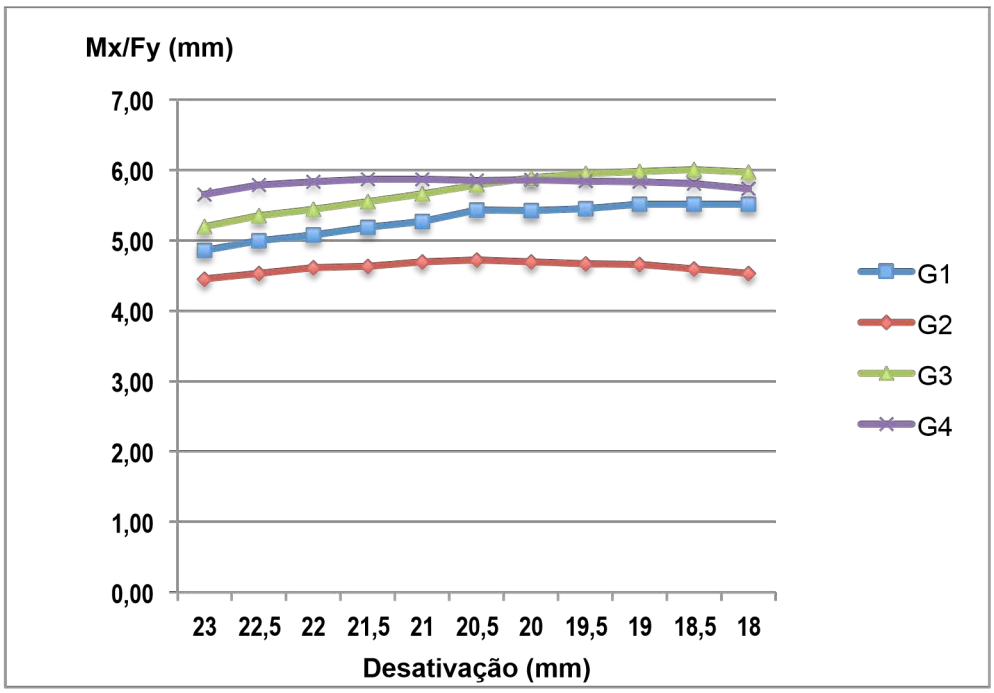


Figura 5- Gráfico carga-deflexão de mola helicoidal de NiTi mostrando região da desativação (em cinza) de grande perda de força horizontal.

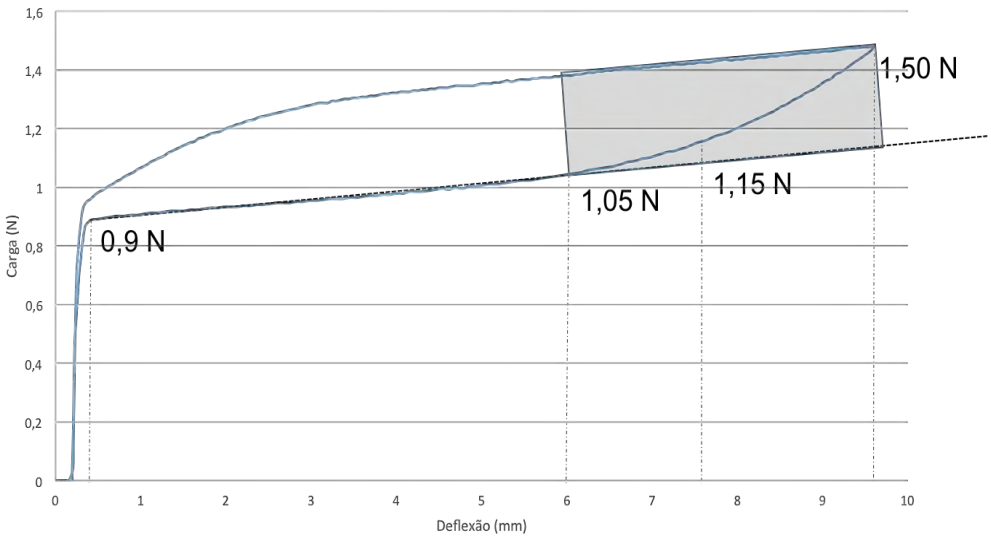
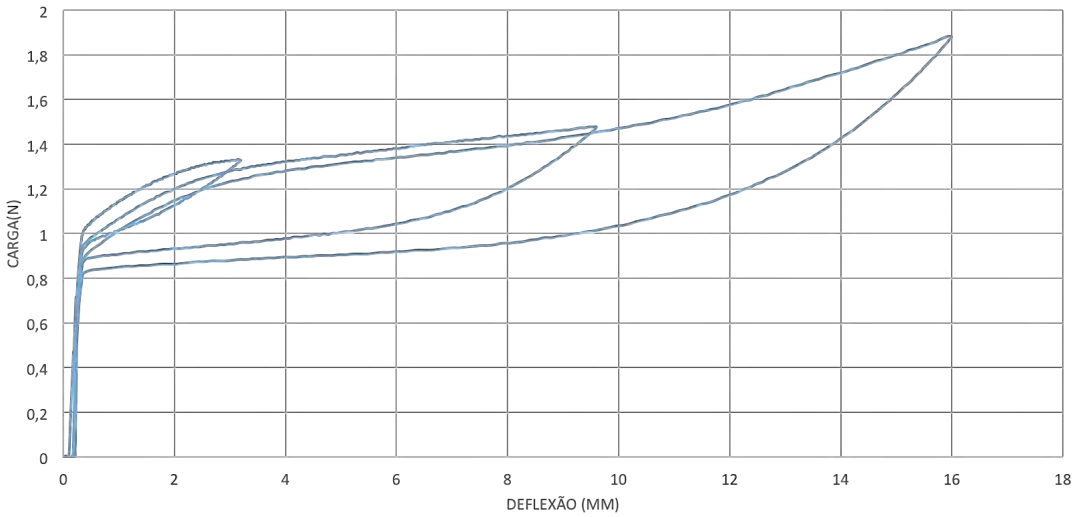


Figura 6- Gráfico carga-deflexão de mola helicoidal de NiTi ativada 3 vezes aumentando em 100% a cada ativação e a manutenção de níveis de força baixos.



REFERÊNCIAS*

1. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. American journal of orthodontics. 1976;70(1):1-19.

2. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. American journal of orthodontics. 1985;87(6):445-52.

3. Burstone CJ, Steenberger Ev, Hanley KJ, editors. A moderna mecânica edgewise e a técnica do a^{2}rco segmentado. 2ª ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 2005.

4. Burstone CJ, van Steenbergen E, Hanley KJ. Modern edgewise mechanics & the segmented arch technique. Glendora: Ormco Co.; 1995. 139 p.

5. Caldas SGFRC, Martins RP, Viecilli R, Galvão MR, Martins LP. The effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140(2): e85-92.

6. Chen J, inventor; Advanced Research and Technology Institute, Inc., assignee. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. United States Patent US 6.120.287, 2000.

7. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. Angle Orthod. 2000;70(1):48-51.

8. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. Journal of biomechanics. 1989;22(6-7):637-47.

* - Este Capítulo foi referenciado de acordo com o estilo Vancouver Adaptado. FONTE:http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/manualfoar.pdf

9. 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.

10. Institute Standardization National American, American Dental Association. Orthodontic Wires Not Containing Precious Metals Specification 32. New York. J. Am. Dent. Assoc. 2006.

11. 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. European journal of orthodontics. 2012;34(1):33-8.

12. Kuhlberg A. Force systems from T-loop orthodontic space closure springs: University of Connecticut School of Dental Medicine; 1992.

13. Kum M, Quick A, Hood JA, Herbison P. Moment to force ratio characteristics of three Japanese NiTi and TMA closing loops. Aust Orthod J. 2004;20(2):8.

14. 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.

15. 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.

16. Martins RP, Martins LP, Martins IP. Biomecânica da mola T em Ortodontia. In: Almeida MR, editor. Ortodontia clínica e biomecânica. 1. Maringá: Dental Press; 2010. p. 608.

17. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986;90(1):1-10.

18. 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.

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):5.

20. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129(1):48-53.

5 CAPÍTULO 3 - QUAL O FATOR MAIS IMPORTANTE PARA O AUMENTO DA MOMENTO/FORÇA EM MOLAS T DE NITI: AUMENTO DO GABLE OU DA ESPESSURA DO FIO BASE?

RESUMO

Modificações do design das molas T têm sido estudadas há bastante tempo nos fios de Beta-Titânio e aço melhorando propriedades mecânicas como momento e proporção momento força. Contudo, as molas T de Níquel-Titânio já estudadas mostraram proporção momento força insatisfatórias. Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi testar os sistemas de força gerados por grupos de molas de fio 0,018" x 0,025" NiTi sob diferentes designs. Foram comparadas 30 molas T divididas em G1 com pré-ativação de 6mm de raio de curvatura e fios base de 0,017" x 0,025" aço, G2 com fios base 0,019" x 0,025" aço e pré-ativação de 12mm de raio de curvatura e G3 com pré-ativação de 12mm de raio de curvatura e fios base de 0,017" x 0,025" aço. O sistema de força foi medido na máquina de ensaios OFT. Os grupos foram comparados por meio da análise de perfis multivariados. Os perfis da força gerada pelos grupos foram iguais. O aumento do gable apresentou significativamente melhores momento e M:F de 7:1($p<0,001$), apesar do aumento da espessura dos fios base também terem melhorado o sistema de forças. Conclui-se que o aumento do gable (pré-ativação) é mais importante que o calibre dos fios base.

Este Capítulo foi referenciado de acordo com o estilo Vancouver Adaptado. FONTE:http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/manualfoar.pdf

INTRODUÇÃO

As molas T de níquel-titânio já foram descritas anteriormente(1). Elas têm como vantagem baixa perda de força horizontal durante a desativação, possibilidade de grandes ativações horizontais, inexistência de deformações plásticas, entre outras(10, 16).

Entretanto, apesar de produzirem força adequada para fechamento de espaço em massa, elas não produzem proporção momento força (M:F) altas suficientemente para promoverem fechamentos de espaço por translação se a distância de linha de ação de força ao centro de resistência dos dentes anteriores estiver entre 7 e 10mm.

Há duas formas de se aumentar a proporção momento força, uma é diminuir a força horizontal e a outra é aumentar o momento, de forma independente uma da outra(12, 17). Diminuir a força para se obter uma proporção momento força alta não é interessante porque em altas proporções momento força, maiores níveis de força são necessários para que se mantenha um estresse ótimo para o movimento de corpo. Aumentar o momento mantendo a força seria mais útil pois haveria uma menor queda do estresse, mas isso pode não ser tão simples.

Estudos em molas de beta-titânio mostraram que quando se aumenta o gable, a força horizontal produzida pela mola aumenta dependentemente, a solução para isso, geralmente é abrir as orelhas das alças, mas isso só pode ser feito até certo ponto(5, 6, 14). Outra forma de aumentar o momento seria utilizar um fio base mais espesso, o que em

molas T de beta-titânio gera um problema, porque a segunda ordem que gera o gable, também é responsável pela produção da força horizontal. Mas em uma mola T composta de NiTi, essas soluções podem se mostrar mais simples por se tratar de uma liga superelástica e sofrer menor influência de força ao se aumentar o fio base devido a sua transformação martensítica induzida por estresse. O aumento do gable aumenta a força horizontal pelo cruzamento das hastes verticais, porém, nas ligas superelásticas esse aspecto pode ter pouca influência, uma vez que o aumento da ativação horizontal seria favorável a uma transformação martensítica por estresse.

Portanto, esse trabalho se propõe a avaliar qual destas formas de possível aumento do momento exerce maior importância no comportamento das molas T de NiTi.

MATERIAIS E MÉTODOS (ANEXO)

Foram confeccionadas 30 molas T de NiTi 0,018"x 0,025" (Neo Sentalloy, F 100 GAC International, New York, USA), de dimensões 10x7mm, as quais foram unidas aos fios base de aço inoxidável (Nubryte® Wire, Dentsply GAC International, Nova York, EUA) por meio de tubos cruzados 0,022” (Dental Morelli Ltda, Sorocaba, Brasil). Estas molas foram divididas em três grupos, sendo o G1 com fio base 0,017" x 0,025" e pré-ativação de 6mm, o G2 com fio base 0,019" x 0,025" e pré-ativação de 12mm e o G3 com fio base 0,017"x 0,025" e pré-ativação de 12mm.

As alças foram fabricadas com um *template* de aço inoxidável que as mantinham na conformação para que o formato parente fosse memorizado durante o tratamento térmico com temperatura de 510°C e assim mantido durante 9 minutos(13, 15) em forno Aluminipress (EDG, São Carlos, Brasil). Em seguida, foram removidos e resfriados em água corrente em abundância(13).

Para o correto posicionamento (centro da distância interbráquetes) das molas e para a padronização da ativação, foram realizadas marcações no fio nas suas extremidades horizontais com caneta hidrográfica a uma distância de 9mm do centro da mola, as molas foram ativadas e encaixadas nos bráquetes gerando ativações horizontais de 7mm.

Os ensaios foram realizados à 37ºC(9) num ambiente isolado termicamente em uma caixa *boxglove* com controle de temperatura eletrônico que foi produzida para este estudo.

A máquina de ensaios OFT (Orthodontic Force Tester)(7) foi utilizada para simulação da ativação das alças. Para tal, incorporou-se bráquetes 0,018” de primeiro prémolar superior (Inovation R, Dentsply GAC Internacional Inc., York, EUA) soldados a duas hastes acopladas nas duas células de carga da OFT. A distância interbráquetes utilizada foi de 23mm e dobras distais aos bráquetes garantiram a centralização da mola. O sistema de força produzido foi registrado (Figura 1), a cada 0,5mm de desativação da mola, pelo software dedicado da OFT e transferido para

uma planilha do programa Microsoft Excel 2011 (Office 2011, Microsoft, USA).

Após verificação de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) das variáveis, três análises multivariadas de perfil foram utilizadas para detecção das diferenças na força horizontal gerada, momento e proporção momento força causadas pela espessura de fio e desativação, bem como para detectar possível interação entre esses dois fatores. A análise estatística foi realizada pelo *software* SPSS versão 20.0 (Statistical Package for Social Sciences; SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

A esfericidade foi violada em todas as variáveis testadas e os graus de confiança foram corrigidos pelo Epsilon de Huynh-Feldt.

Não houve diferença de força entre os perfis dos grupos (G1-2,89N, G2-2,77N e G3-2,79N)($p=0,33$), por outro lado, houve diferença durante a desativação ($p<0,001$). Verificou-se interação entre as variáveis grupo e desativação ($p<0,001$) (Figura 2).

Houve diferença ($p<0,001$) entre os grupos no momento produzido. G1 (20,2Nmm) apresentou maior momento gerado em comparação com G2 e G3, que foram semelhantes entre si (17,1 e 15,7Nmm, respectivamente). Houve interação entre as variáveis grupo e desativação ($p<0,001$) (Figura 3).

A proporção momento força do G1 (7,1mm) foi maior que G2 (6,2mm), que também foi maior que o G3 (5,7mm) ($p<0,001$). Também houve diferença durante a desativação ($p<0,001$) e foi detectada interação entre as variáveis grupo e desativação ($p=0,02$)(Figura 4).

DISCUSSÃO

A força gerada pelos três grupos foi igual. Apesar do aumento da pré-ativação do G1 e consequente aumento do cruzamento das hastes verticais em posição neutra não houve diferença entre os grupos provavelmente devido a transformação reversa martensítica induzida por estresse. Isso já era esperado e apesar de não haver literatura para fazermos essa comparação.

Conforme as molas desativaram, a força diminuiu, o que pode ser observado na Tabela 5. Apesar da mola ter sido produzida com uma liga superelástica, o platô de força descrito por elas no gráfico de carga deflexão não é perfeitamente horizontal, descrevendo um pseudo platô (Figura 5). Perde-se força com a desativação dessas alças em média de 30gf por milímetro, o que representa menos da metade da perda em molas de beta-titânio(4). A interação entre as variáveis grupo e desativação mostra que o G1 têm desativação mais gradual que os outros grupos(24gf/mm) (Figura 2).

O aumento da pré-ativação aplicada ao grupo G1 (6mm) gerou um aumento significante do momento produzido quando comparado aos outros

dois grupos (12mm) Isso já era esperado e está de acordo com o que já foi mostrado na literatura em molas T de aço(2), beta-titânio(5, 8, 12) e NiTi(11, 16). É valido mencionar que o design com fios base de aço inoxidável 0,019" x 0,025" também geram um aumento da M:F quando comparado a um fio 0,017"x 0,025". O que se deve ao aumento da rigidez em primeira ordem(3).

A desativação, como esperado, influenciou a produção de momento, mas o mais interessante é que a interação entre os grupos e a desativação mostra que a perda de momento aumenta na medida em que se aumenta o calibre do fio e também aumenta em maior proporção quando se aumenta a pré-ativação (Figura 3).

Enquanto o aumento da espessura aumenta a proporção momento força de forma discreta, o aumento da pré-ativação gera um aumento significante nessa proporção. Esse é o primeiro trabalho na literatura a testar essas variáveis em uma mola de NiTi, portanto, esses resultados são inéditos. No aspecto que tange a espessura, isso se deve a maior rigidez do fio base que não influencia significantemente a força horizontal, que é primariamente ditada pelo fio de níquel-titânio que conforma a alça e que permanece o mesmo. Por outro lado, o aumento da pré-ativação faz o mesmo, tirando proveito do benefício de a alça T de NiTi sofrer pouca influência do cruzamento de suas hastes verticais em posição neutra.

A proporção momento força aumento com as desativações de forma bem mais discreta que em molas de beta-titânio(5). Adicionalmente, a

interação entre os grupos e a desativação mostra pequenas diferenças no padrão da M:F produzida, que provavelmente não são significantes do ponto de vista clínico. Isso se deve provavelmente ao comportamento ligeiramente diferente da mola com fio base 0,019"x 0,025", que parece ser mais estável, provavelmente a sua rigidez aumentada.

Os valores da M:F para estes grupos não obtiveram resultados ideais de 10:1, mas atingiram valores que podem ser utilizados clinicamente para a retração em massa. Talvez fosse interessante uma mistura destes designs com boas propriedades em locais diferentes das molas afim de se aprimorar os resultados biomecânicos das molas compostas de NiTi.

CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo permitem concluir que:

A utilização do aumento do gable, ou pré-ativação aumento a proporção momento força, a manteve relativamente estável e sem prejuízo aos níveis de força produzidos;

O aumento do gable se mostrou mais eficiente nos aspectos citados acima que o aumento do calibre dos fios base;

Acredita-se que a incorporação de fios base de aço inoxidável com 0,019" x 0,025" de espessura pode gerar uma mola com M:F próxima de 10:1.

TABELAS

Tabela 1- Resultados dos testes de hipóteses para a variável força, momento e relação momento força

Fonte de variação	SQ	gl	QM	F	p
FORÇA					
Grupo	1,1	2	0,5	1,1	>0,05
Desativação	132,8	2,3	57,5	1499,8	<0,001
Grupo*Desativação	0,9	4,6	0,2	5,4	<0,001
Teste de Huynh e Feldt: 0,17 χ^2 = 695,4; gl= 90; p<0,001;					
MOMENTO					
Grupo	1508,0	2	754,0	4988,2	<0,001
Desativação	3648,9	3,2	1136,3	2435,1	<0,001
Grupo*Desativação	19,9	6,4	3,1	6,6	<0,001
Teste de Huynh e Feldt: 0,24 χ^2 =374,0 ; gl=90; p<0,001;					
M:F					
Grupo	137,6	2	68,8	25,4	<0,001
Desativação	15,9	1,9	9,6	45,4	<0,001
Grupo*Desativação	2,3	3,2	0,7	3,2	>0,05
Teste de Huynh e Feldt: 0,11 χ^2 = 551,4; gl= 90; p<0,001;					

Tabela 2- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança de força (N) dos grupos

Grupo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Cor 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
G1	2,89	0,05	2,77	3,01
G2	2,77	0,05	2,65	2,89
G3	2,79	0,05	2,67	2,91

Tabela 3- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança do momento (Nmm) dos grupos.

Grupo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
G1 [A]	20,28	0,43	19,39	21,18
G2 [B]	17,09	0,43	16,20	17,98
G3 [B]	15,77	0,43	14,88	16,66

Tabela 4- Estimativas de médias, erro padrão e intervalo de confiança da proporção momento força (mm) dos grupos.

Grupo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite Inferior	Limite Superior
G1 [A]	7,09	0,13	6,80	7,37
G2 [B]	6,20	0,13	5,92	6,49
G3 [C]	5,70	0,13	5,42	5,99

Tabela 5- Médias de força (N) geradas em cada unidade de desativação (mm) por grupo.

Variável	DESATIVAÇÃO	G1		G2		G3	
FORÇA		x	d.p.	x	d.p.	x	d.p.
	23	3,95	0,26	3,96	0,19	3,97	0,23
	22.5	3,64	0,22	3,70	0,21	3,73	0,24
	22	3,44	0,21	3,43	0,21	3,52	0,28
	21.5	3,26	0,22	3,21	0,21	3,29	0,26
	21	3,10	0,21	2,99	0,20	3,07	0,23
	20.5	2,96	0,20	2,83	0,20	2,87	0,21
	20	2,83	0,20	2,66	0,20	2,71	0,19
	19.5	2,72	0,20	2,53	0,19	2,57	0,16
	19	2,61	0,20	2,43	0,19	2,45	0,15
	18.5	2,52	0,20	2,34	0,18	2,34	0,14
	18	2,45	0,21	2,27	0,18	2,25	0,14
	17.5	2,38	0,22	2,22	0,18	2,17	0,14
	17	2,33	0,24	2,17	0,18	2,11	0,14
	16.5	2,29	0,23	2,12	0,19	2,06	0,15

Tabela 6- Médias de momento (Nmm) geradas em cada unidade de desativação (mm) por grupo.

Variável	DESATIVAÇÃO	G1		G2		G3	
		x	d.p.	x	d.p.	x	d.p.
MOMENTO	23	20,82	1,31	23,16	1,41	20,82	1,31
	22.5	20,02	1,41	21,98	1,58	20,02	1,41
	22	19,19	1,37	20,77	1,56	19,19	1,37
	21.5	18,21	1,30	19,80	1,57	18,21	1,30
	21	17,30	1,16	18,71	1,65	17,30	1,16
	20.5	16,56	1,11	17,76	1,54	16,56	1,11
	20	15,76	1,17	16,84	1,54	15,76	1,17
	19.5	15,05	1,12	15,97	1,56	15,05	1,12
	19	14,32	1,10	15,29	1,48	14,32	1,10
	18.5	13,66	1,00	14,69	1,49	13,66	1,00
	18	13,16	0,95	14,19	1,43	13,16	0,95
	17.5	12,65	0,91	13,82	1,32	12,65	0,91
	17	12,27	0,75	13,35	1,38	12,27	0,75
	16.5	11,90	0,87	13,00	1,41	11,90	0,87

Tabela 7- Médias de proporção momento força (mm) geradas em cada unidade de desativação (mm) por grupo.

Variável	DESATIVAÇÃO	G1		G2		G3	
		x	d.p.	x	d.p.	x	d.p.
M/F	23	6,51	0,44	5,87	0,28	5,25	0,33
	22.5	6,66	0,38	5,96	0,27	5,38	0,35
	22	6,82	0,42	6,08	0,23	5,47	0,35
	21.5	6,92	0,44	6,19	0,22	5,56	0,36
	21	7,00	0,52	6,28	0,29	5,66	0,38
	20.5	7,08	0,51	6,31	0,26	5,79	0,36
	20	7,18	0,57	6,35	0,27	5,84	0,35
	19.5	7,24	0,59	6,33	0,32	5,87	0,34
	19	7,25	0,65	6,33	0,27	5,87	0,37
	18.5	7,30	0,75	6,30	0,31	5,85	0,41
	18	7,26	0,78	6,27	0,29	5,86	0,39
	17.5	7,35	0,86	6,26	0,28	5,84	0,39
	17	7,37	0,96	6,18	0,30	5,84	0,38
	16.5	7,34	1,00	6,15	0,31	5,81	0,42

FIGURAS

Figura 1- Desenho esquemático do sistema de forças e momentos gerados pelas molas.

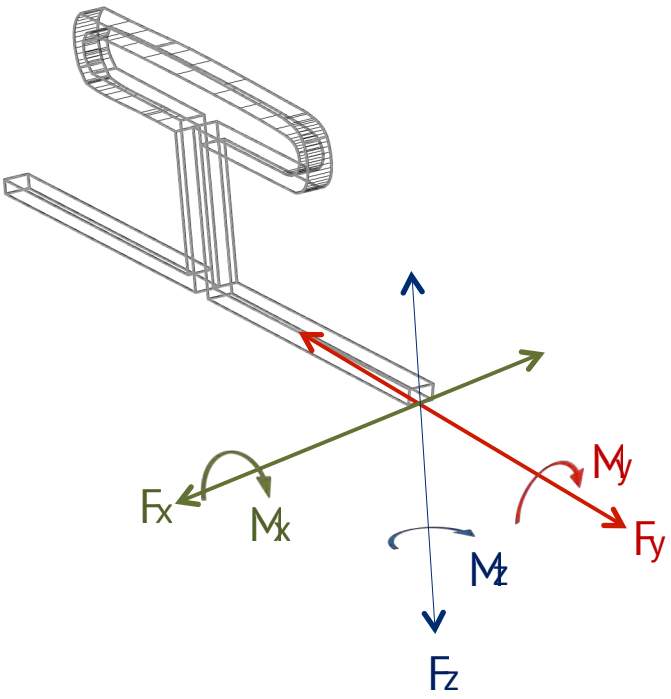


Figura 2 Comportamento da desativação dos grupos segundo sua força horizontal.

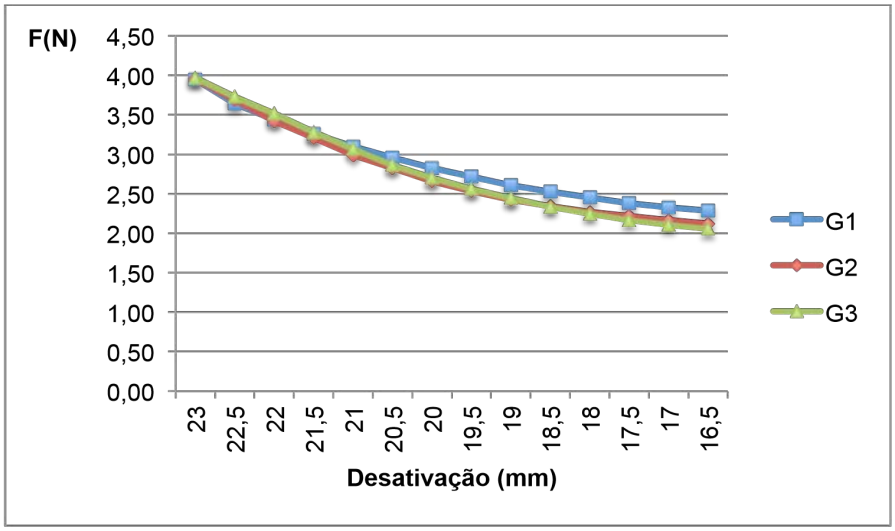


Figura 3- Comportamento da desativação dos grupos segundo o momento gerado.

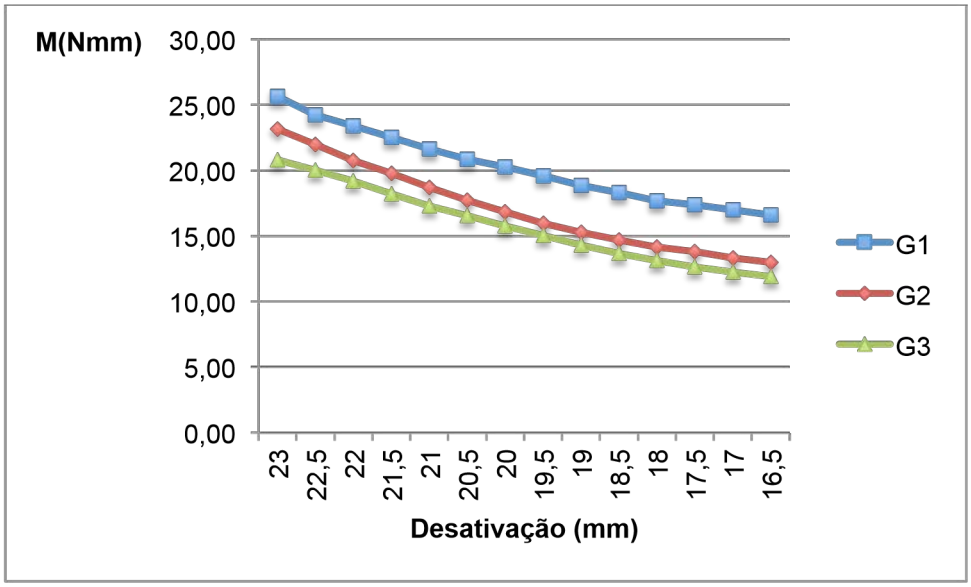


Figura 4- Comportamento da desativação dos grupos segundo a relação momento força.

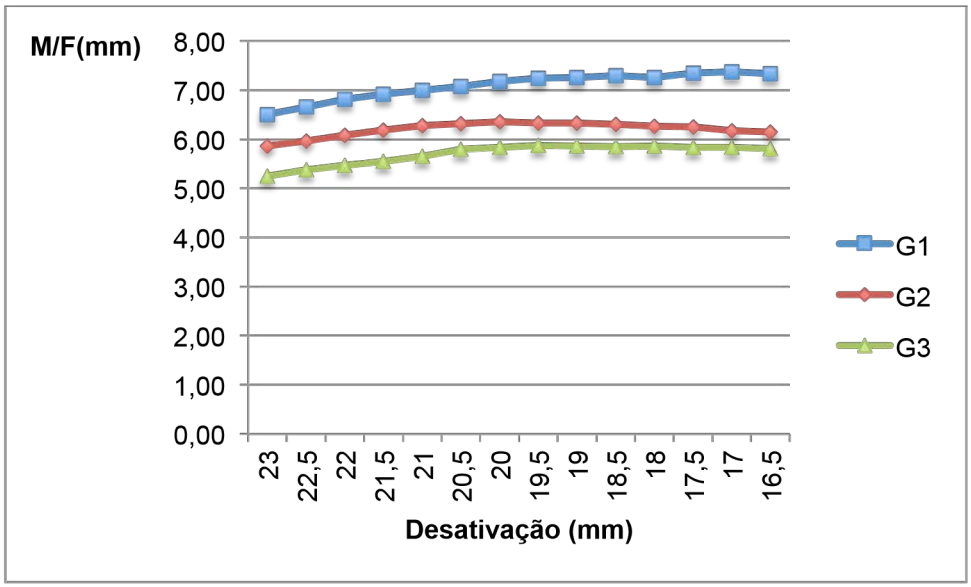
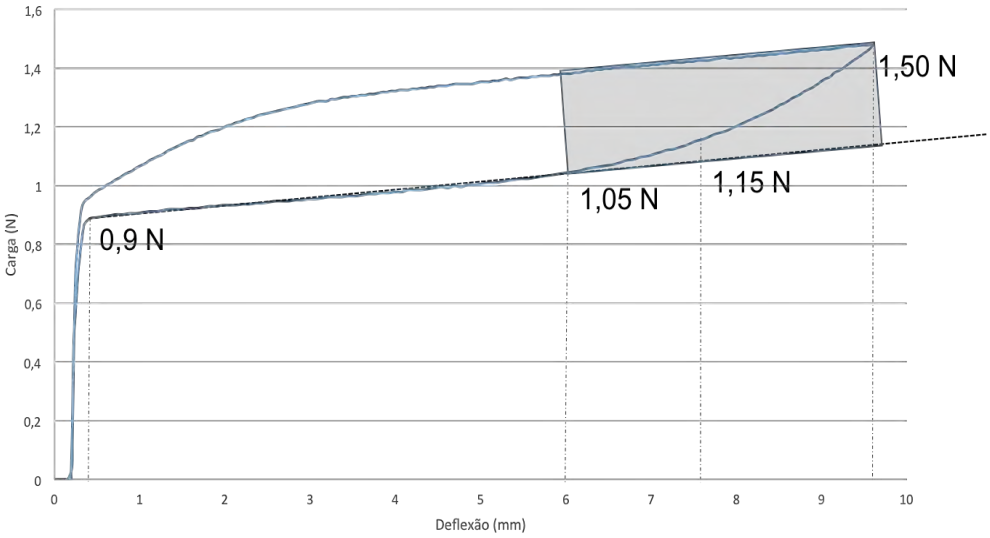


Figura 5- Gráfico carga-deflexão de mola helicoidal de NiTi mostrando região da desativação (em cinza) de grande perda de força horizontal e pseudo platô.



REFERÊNCIAS*

1. Bourauel C, Drescher D, Ebling J, Broome D, Kanarachos A. Superelastic nickel titanium alloy retraction springs--an experimental investigation of force systems. Europ[3]ean journal of orthodontics. 1997;19(5):491-500.

2. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. Angle Orthod. 1966;36(2):99-120.

3. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. American journal of orthodontics. 1981;80(1):1-16.

4. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. American journal of orthodontics. 1976;70(1):1-19.

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. Chen J, inventor; Advanced Research and Technology Institute, Inc., assignee. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. United States Patent US 6.120.287, 2000

8. 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.

* - Este Capítulo foi referenciado de acordo com o estilo Vancouver Adaptado. FONTE:http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/manualfoar.pdf

9. Institute Standardization National American, American Dental Association. Orthodontic Wires Not Containing Precious Metals Specification 32. New York. J. Am. Dent. Assoc. 2006.

10. 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. European journal of orthodontics. 2012;34(1):33-8.

11. 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.

12. 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.

13. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986;90(1):1-10.

14. Ribeiro AA, Martins RP, Caldas SGFR, Martins IP, Martins LP. Necessidade de ancoragem do grupo A e o controle biomecânico da mola “T” pré-ativada por curvatura para o fechamento de espaços. Rev Clín Ortod Dental Press. 2012;11(3):9.

15. 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):5.

16. 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.

17. Xia Z, Chen J, Jiangc F, Li S, Viecilli RF, Liu SY. Load system of segmental T-loops for canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144(4):548-56.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Baseado nos resultados e conclusões dos capítulos apresentados, pode-se tecer as seguintes considerações finais:

a) Os calibres 0,017" x 0,025" e 0,018" x 0,025" das alças T de NiTi apresentaram melhores níveis de força para retração em massa. Contudo, com altura de 6mm, fios base de aço 0,017" x 0,025" e préativação de 12mm de raio de curvatura não foram adequados para momento nem proporção momento força;

b) A menor altura das molas resultou maior força horizontal. A proporção momento força foi influenciada positivamente pela maior altura das molas. A ativação horizontal e a manobra mecânica do grupo de maior ativação determinaram um comportamento proporção momento
força diferentes;

c) O design que proporcionou melhor sistema de força para retração em massa foi da alça T 0,018" x 0,025" de NiTi, 10/7mm, com fios base 0,017" x 0,025" aço pré-ativados com 6mm de raio de curvatura. O design da alça T 0,018" x 0,025" de NiTi, 10/7mm, com fios base 0,019" x 0,025" aço pré-ativados com 12mm de raio de curvatura também apresentaram resultados mecânicos adequados.

REFERÊNCIAS*

1. Al-Sibaie S, Hajeer MY. Assessment of changes following enmasse retraction with mini-implants anchorage compared to two-step retraction with conventional anchorage in patients with class II division 1 malocclusion: a randomized controlled trial. Eur J Orthod. 2014 ; 36(3): 275-83.

2. American National Standards Institute. American Dental Association. Specification 32: orthodontic wires not containing precious metals. New York: ANSI/ADA; 2006.

3. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Threedimensional orthodontic force measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136(4): 518-28.

4. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. Angle Orthod. 2007; 77(6): 991-8.

5. Bourauel C, Drescher D, Ebling J, Broome D, Kanarachos A. Superelastic nickel titanium alloy retraction springs--an experimental investigation of force systems. Eur J Orthod. 1997; 19(5): 491-500.

6. Bourauel C, Nolte LP, Drescher D. [Numerical analysis of orthodontic treatment elements of pseudo-elastic NiTi alloys]. Biomed Tech. 1992; 37(3): 46-53.

7. Braun S, Sjursen RC, Jr., Legan HL. On the management of extraction sites. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997; 112(6): 645-55.

* - Este Capítulo foi referenciado de acordo com o estilo Vancouver Adaptado. FONTE:http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/manualfoar.pdf

8. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. Angle Orthod. 1966; 36(2): 99-120.

9. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. Am J Orthod. 1962; 48(5): 805-22.

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

11. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod. 1980; 77(2): 121-32.

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

13. Burstone CJ, van Steenbergen E, Hanley KJ. Modern edgewise mechanics & the segmented arch technique. Glendora: Ormco Co.; 1995.

14. 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.

15. 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.

16. Chen J, inventor; Advanced Research and Technology Institute, Inc., assignee. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. United States patent US 6120287. 2000 Sept 19.

17. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. Angle Orthod. 2000; 70(1): 48-51.

18. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. J Biomech. 1989; 22(6-7): 637-47.

19. Felemban NH, Al-Sulaimani FF, Murshid ZA, Hassan AH. En masse retraction versus two-step retraction of anterior teeth in extraction treatment of bimaxillary protrusion. J Orthodont Sci. 2013; 2(1): 28-37.

20. Heo W, Nahm DS, Baek SH. En masse retraction and two-step retraction of maxillary anterior teeth in adult Class I women. A comparison of anchorage loss. Angle Orthod. 2007; 77(6): 973-8.

21. 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.

22. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000; 117(2): 175-83.

23. Janson G, Valarelli DP, Valarelli FP, de Freitas MR. Treatment times of Class II malocclusion: four premolar and non-extraction protocols. Eur J Orthod. 2012; 34(2): 182-7.

24. Keng FY, Quick AN, Swain MV, Herbison P. A comparison of space closure rates between preactivated nickel-titanium and titaniummolybdenum alloy T-loops: a randomized controlled clinical trial. Eur J Orthod. 2012; 34(1): 33-8.

25. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 99(4): 310-8.

26. Kuhlberg A. Force systems from T-loop orthodontic space closure [Master Theses]. Storrs: University of Connecticut 1992. [Acesso em 2013 Dec15]. Disponível em: http: www.digitalcommons.uconn.ed/cgi/viewcontent.cgi?article=1072&context=sodm_masters.

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

28. Kum M, Quick A, Hood JA, Herbison P. Moment to force ratio characteristics of three Japanese NiTi and TMA closing loops. Aust Orthod J. 2004; 20(2): 8.

29. Lim Y, Quick A, Swain M, Herbison P. Temperature effects on the forces, moments and moment to force ratio of Nickel-Titanium and TMA symmetrical T-loops. Angle Orthod. 2008; 78(6): 8.

30. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. Angle Orthod. 1989; 59(3): 205-10.

31. Marcotte M.R. Biomechanics in orthodontics. 1st Ed. Philadelphia: CRC Press: Decker; 1990.

32. Martel D. Two-step vs En Masse retraction in space closure procedures, a literature review. Int J Orthod Milwaukee. 2010; 21(1): 51-2.

33. 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.

34. 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.

35. 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.

36. Martins RP, Magno AF, Martins IP, Martins LP, White LW. Composite pontics for orthodontic patients with extraction spaces. World J Orthod. 2010; 11(2): 180-4.

37. Martins RP, Martins LP, Martins IP. Biomecânica da mola T em ortodontia. In: Almeida MR, editor. Ortodontia clínica e biomecânica. Maringá: Dental Press; 2010. p. 608.

38. Mavreas D, Athanasiou AE. Factors affecting the duration of orthodontic treatment: a systematic review. Eur J Orthod. 2008; 30(4): 386-95.

39. Meling TR, Odegaard J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 113(5): 12.

40. Melsen B, Fotis V, Burstone CJ. Vertical force considerations in differential space closure. J Clin Orthod. 1990; 24(11): 678-83.

41. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986; 90(1): 1-10.

42. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988; 94(2): 7.

43. Ribeiro AA, Martins RP, Caldas SGFR, Martins IP, Martins LP. Necessidade de ancoragem do grupo A e o controle biomecânico da mola “T” pré-ativada por curvatura para o fechamento de espaços. Rev Clín Ortod Dental Press. 2012; 11(3): 9.

44. 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): 5.

45. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000; 118(6): 685-92.

46. Tayer BH. Modified "T" loop archwire. J Clin Orthod. 1981; 15(8): 565-9.

47. Thiesen G, do Rego MV, de Menezes LM, Shimizu RH. Force systems yielded by different designs of T-loop. Aust Orthod J. 2005; 21(2): 103-10.

48. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999; 115(5): 498-507.

49. Tuncay OC, Biggerstaff RH, Cutcliffe JC, Berkowitz J. Molar uprighting with T-loop springs. J Am Dent Assoc. 1980; 100(6): 863-6.

50. Verstrynge A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and Beta-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 130(4): 460-70.

51. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 129(1): 48-53.

52. Waters NE. Superelastic nickel-titanium wires. Br J Orthod. 1992; 19(4): 319-22.

53. Wichelhaus A, Brauchli L, Ball J, Mertmann M. Mechanical behavior and clinical application of nickel-titanium closed-coil springs under different stress levels and mechanical loading cycles. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137(5): 671-8.

54. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 121(5): 483-95.

55. Yoshikawa DK, Burstone CJ, Goldberg AJ, Morton J. Flexure Modulus of Orthodontic Stainless Steel Wires. J Dent Res. 1981; 60(2): 6.

ANEXO

MATERIAL E MÉTODO

ESTUDO PILOTO

Este estudo foi composto por metodologias diferentes (máquina de ensaios *Orthodontic Force Tester - OFT*, uma caixa tipo *box glove* com padronização de temperatura e tratamento térmico de fios NiTi) das utilizadas anteriormente por este grupo de pesquisa. Sendo assim, visando padronização destes métodos, bem como, um ponto de partida na definição das molas (altura, raio de pré-ativação e ativação horizontal) e grupos a serem estudados, foram realizados alguns estudos pilotos. Nos quais, foram confeccionados grupos de 5 molas T de NiTi nas espessuras 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,025" e 0,018 x 0,025, raios de pré-ativação 23 e 12mm, ativação horizontal de 7, 9 e 12mm e as hastes horizontais com fio de aço 0,017" x 0,025".

Destes estudos pilotos, definiu-se os grupos a serem estudados partindo de um padrão de mola que seria utilizado como referência para comparações com os demais grupos. Foi utilizada a altura de 6mm, ativação horizontal de 9mm, raio da pré-ativação de 12mm, hastes horizontais com fio de aço 0,017" x 0,025".

AMOSTRA

Foram confeccionadas 110 molas T compostas, constituídas por alças T de NiTi (Neo Sentalloy, F 100 - GAC International, New York, USA) (Figura 1) e por hastes horizontais (segmentos α e ß) de aço inoxidável (Nubryte® Wire,

Dentsply GAC International, Nova York, EUA) ou β-Ti (TMA®, Ormco Co., Glendora, EUA), os quais foram unidos às alças por meio de tubos cruzados 0,022" (Dental Morelli Ltda, Sorocaba, Brasil, Ref-30.40.006) (Figura 2).

A diferenciação da altura da mola foi feita pelo posicionamento que o tubo cruzado foi ajustado nas hastes verticais e pressionado com alicate de corte pesado. As hastes horizontais foram compostas de fios retangulares de aço inoxidável ou β-Ti e pré-ativados a uma curvatura de 12 mm, ou aproximadamente 150% conforme a literatura[13] (Figura 3).

Figura 1 - Descrição e nomenclatura das partes constituintes das alças T de NiTi.

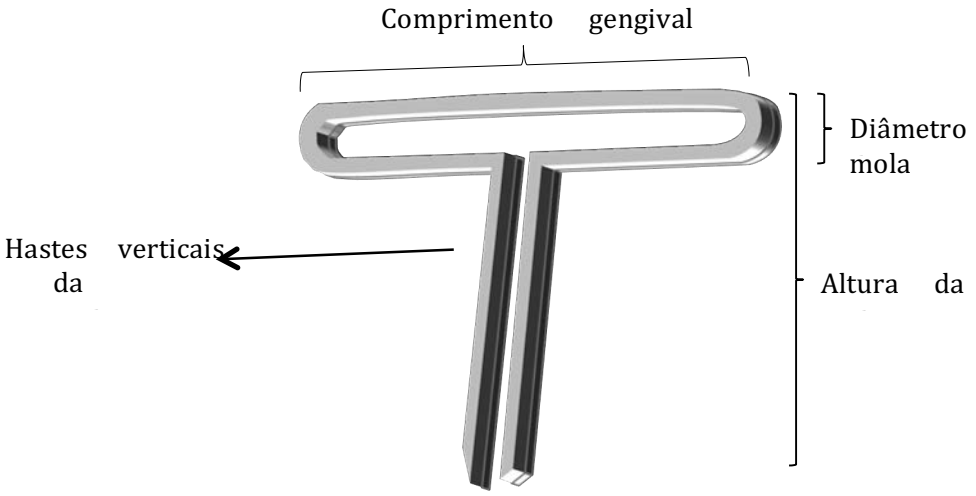
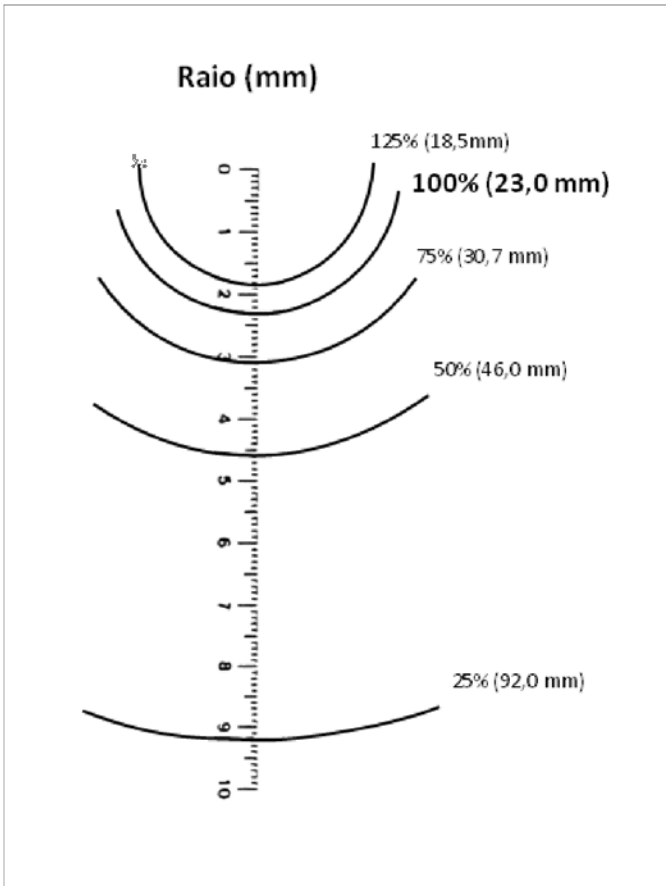


Figura 2 - Mola T composta pela alça de NiTi, tubos cruzados (criss-cross) e segmentos α e ß (aço inoxidável). O tubo cruzado pode ser ajustado previamente, a fim de aumentar ou diminuir o tamanho efetivo da alça.



Figura 3 - *Template* para verificação da pré-ativação. FONTE: Burstone et al.[13]



CONFECÇÃO DAS ALÇAS T DE NITI

Devido a sua inexistência para aquisição no mercado, as alças de NiTi das molas T foram produzidas seguindo dimensões de um gabarito desenvolvido no Loop software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) (Figura 4) e impresso em proporção 1:1. A partir destas dimensões, foi desenvolvido um *template* de aço inoxidável com capacidade de confecção para 5 alças (Figura 5). Este dispositivo conformou as alças das molas (ou comprimento gengival) padronizadas em 10mm de comprimento gengival e 2mm de diâmetro da alça (Figura 4) e foi aquecido a 10°C/min até a temperatura de 510°C e assim mantido durante 9 minutos[29, 42, 46] em forno Aluminipress (EDG, São Carlos, Brasil) do Departamento de Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia UNESP/Araraquara (Figura 06). Em seguida, foram removidos e resfriados em água corrente em abundância[42].

Figura 4 - Gabarito das medidas das alças T de NiTi.

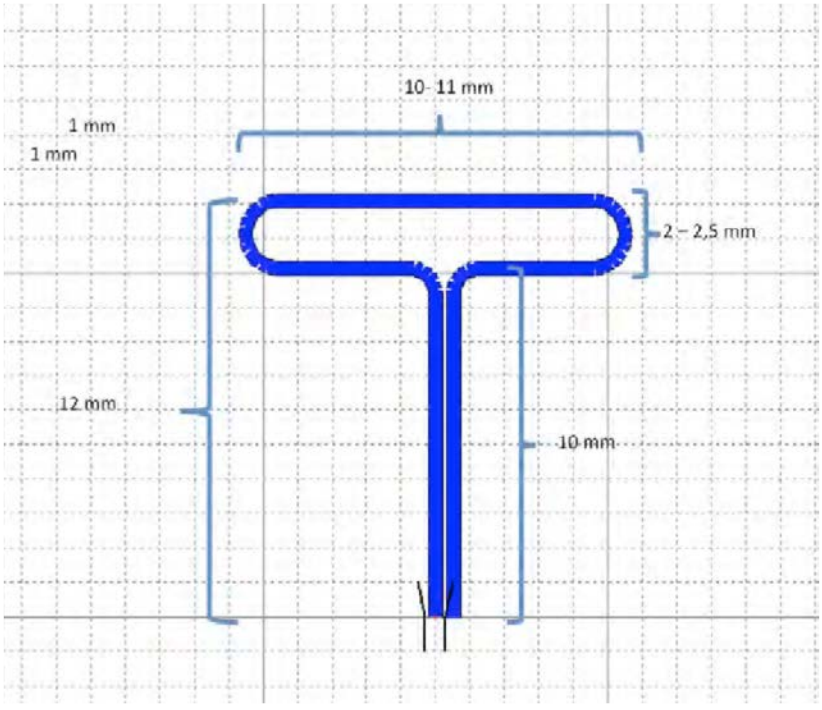


Figura 5 - Template para conformação dos fios de NiTi em das alças T por meio de tratamento térmico em forno. Em A o sistema sendo montado para ir ao forno e, em B o sistema pronto para o tratamento térmico.

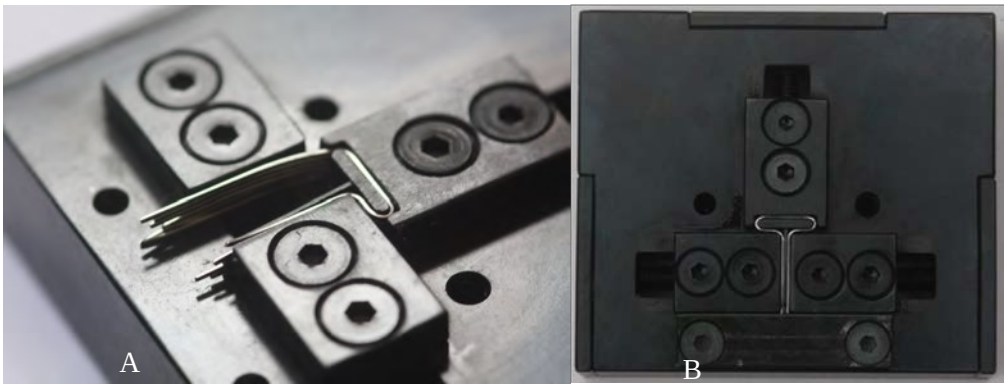


Figura 6 - Forno Aluminipress do Departamento de Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia UNESP/Araraquara.



DIVISÃO DOS GRUPOS

As 80 molas compostas foram divididas em oito grupos distintos (Tabela 01). Inicialmente, foram elaborados três grupos de acordo com o calibre do fio da alça de NiTi: Grupo 1 (G1), com 10 alças T feitas com fio .016” x .022” (Figura 07); Grupo 2 (G2), com 10 alças com fio .017” X .025”; e Grupo 3 (G3), com 10 alças feitas com fio .018” X .025”. Esta comparação consolidou a confirmação dos estudos pilotos que a espessura 0,018" x 0,025" foi a que apresentou melhores resultados para intensidade de força com objetivo de retração total dos seis dentes anteriores.

Outros grupos foram confeccionados com as alças 0,018" x 0,025" NiTi baseados na variação da altura da mola: Grupo 4 (G4), com altura da mola de 7mm e ativação horizontal de 9mm. No Grupo 5 (G5), altura da mola em 6mm, a variação foi na ativação horizontal (7mm). O Grupo 6 (G6), apresentou altura da mola de 7mm e ativação horizontal de 7mm. Para estes dois grupos, o raio de pré-ativação e hastes horizontais com mesma secção transversal foram mantidas.

Nos demais grupos foram feitas variações, sendo o Grupo 7 (G7) com Altura de 7mm, Ativação horizontal de 7mm, porém hastes horizontais com fio retangular mais espesso 0,019" x 0,025" de aço inoxidável e o Grupo 8 (G8) teve as mesmas características do Grupo 7, entretanto com raio de pré-ativação de 6mm (aproximadamente 200%)

Figura 7 - Fotografia da mola do grupo G1.



Tabela 1. Descrição da divisão dos grupos de alças T de NiTi segundo calibre, altura, ativação horizontal, hastes horizontais e raio de pré-ativação .

Grupo (n)	Calibre (")	Altura (mm)	Ativação horizontal (mm)	Hastes Horizontais (")	Pré-Ativação (raio em mm)
G1(10)	0,016” x 0,022”	6	9	0,017” x 0,025” Aço	12
G2(10)	0,017” x 0,025”	6	9	0,017” x 0,025” Aço	12
G3(10)	0,018” x 0,025”	6	9	0,017” x 0,025” Aço	12
G4(10)	0,018” x 0,025”	7	9	0,017” x 0,025” Aço	12
G5(10)	0,018” x 0,025”	6	7	0,017” x 0,025” Aço	12
G6(10)	0,018” x 0,025”	7	7	0,017” x 0,025” Aço	12
G7(10)	0,018” x 0,025”	7	7	0,019” x 0,025” Aço	12
G8(10)	0,018” x 0,025”	7	7	0,017” x 0,025” Aço	6

ENSAIO MECÂNICO

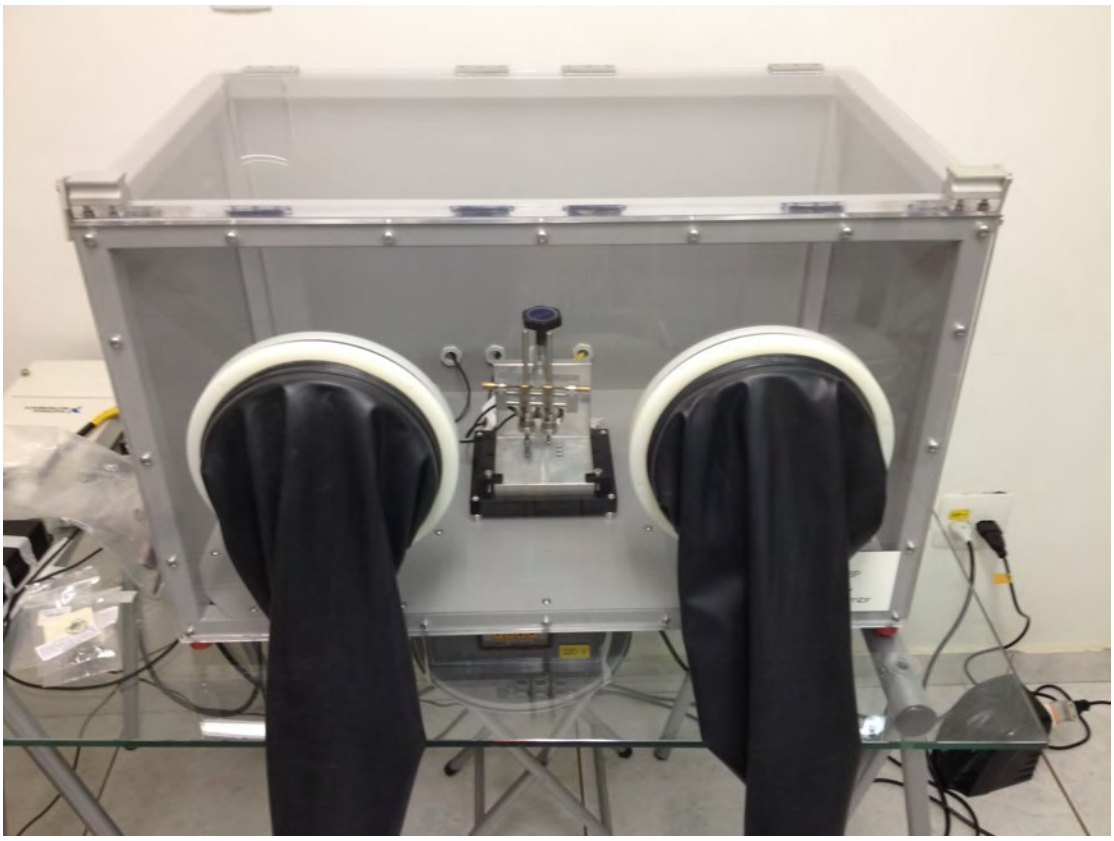
Controle de Temperatura

Todos os ensaios foram realizados à 37ºC segundo a Norma 32 ANSI/ADA. O ambiente do ensaio foi isolado termicamente por uma caixa do tipo *box-glove* com estrutura metálica nas dimensões 1m (comprimento) X 60cm (altura) X 50cm (profundidade); sendo o painel frontal com placa de acrílico (espessura 10mm) com abertura para duas luvas de material de borracha nitrílica, painel do teto também com placa de acrílico e os outros painéis serão em material de aço inoxidável 1020 revestidos com pintura epóxi. O painel do teto possui uma

porta de acesso para internação de equipamentos e ferramentas no interior da caixa. Em seu interior, existe um sistema de aquecimento por micro-resistências com possibilidade de controle de temperatura entre 30°C a 40°C, com variação máxima de 1°C, adaptado para o conjunto em local de temperatura abaixo de 27°C (sala com ar condicionado). A base da caixa onde foi colocado o equipamento possui uma placa de

aquecimento tipo “inercial” acoplada a um termopar tipo “K” que será o ponto de estabilização de temperatura. O controle de temperatura será feito por controlador com programação de 10 rampas e patamares e possibilidade de 99 ciclos, tal controlador contém estágio de potencia para suprir as microresistências. Este controle de temperatura foi realizado por meio de software instalado em notebook e acoplado ao controlador por meio de cabo USB. O software permite o acompanhamento da variação de temperatura a cada 0,1°C e obtenção de relatório gráfico das variações de temperatura durante toda a realização do ensaio (Figura 8).

Figura 8 - Fotografia da estrutura *box glove* de manutenção de temperatura a 37°C.



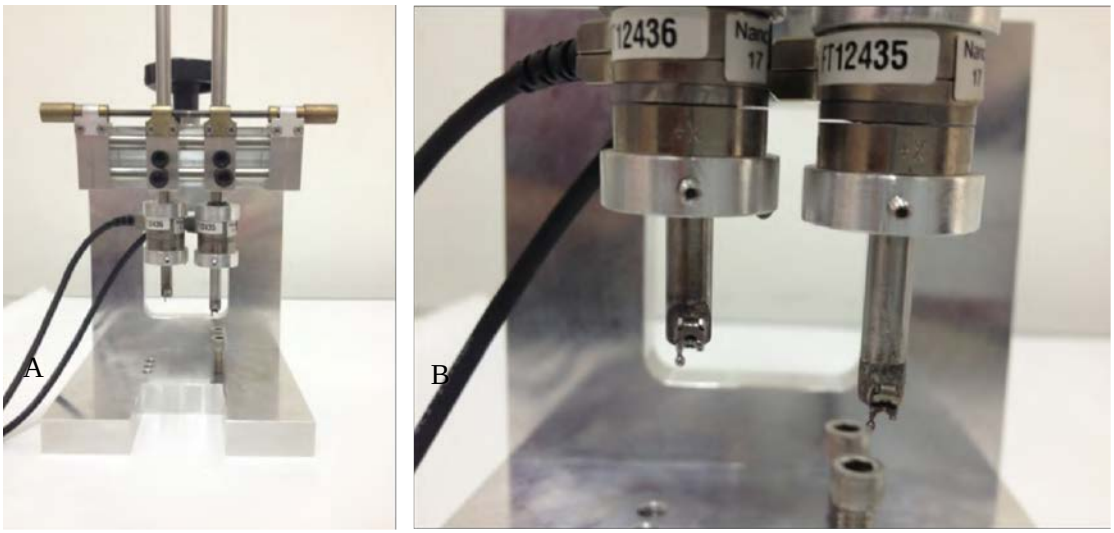
Dispositivo para Ensaios Mecânicos

Uma máquina de ensaios, denominada OFT (Orthodontic Force Tester), para mensuração dos sistemas de forças foi desenvolvida pelo Dr. Jie Chen (Dental Biomechanics Research Laboratory, Purdue School of Engineering and Technology, Indiana University Purdue University Indianapolis), detentor da patente desse dispositivo[17]. O tratamento de fechamento de espaços após as extrações de primeiros pré-molares e retração dos seis dentes anteriores foi simulado. Para tal, incorporou-se dispositivos do aparelho ortodôntico fixo nos segmentos posterior e anterior (bráquete autoligável 0,018” de primeiro prémolar

superior (In-ovation R, Dentsply GAC Internacional Inc., York, EUA) soldado a uma extensão.

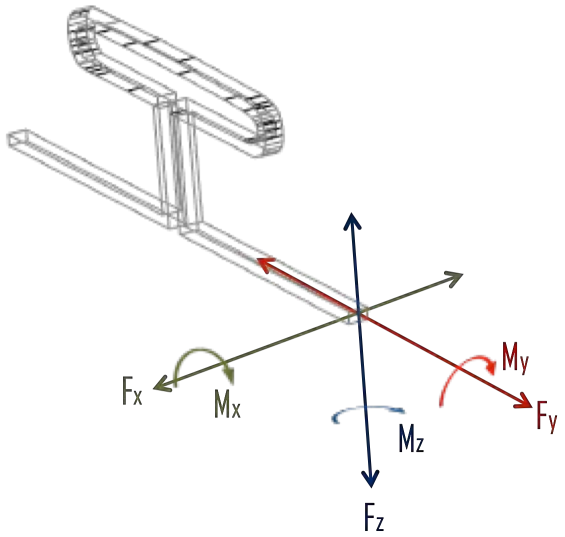
A OFT é constituída basicamente por três componentes: o primeiro, responsável pela ensaio mecânico ortodôntico, seguido dos componentes de transmissão e o último responsável pela leitura dos dados. O componente responsável pelo ensaio mecânico da máquina OFT foi composto por dois blocos metálicos cilíndricos nos quais serão colados os bráquetes ortodônticos para simulação da movimentação ortodôntica. Estes são colados a duas células de carga (Nanotransdutores - Multi-eixos força/torque Nano17, ATI Automação Industrial, Apex, NC - capazes de medir três componentes de força e três de momento simultaneamente). O intervalo de força de cada célula de carga será de 0-20 N, com resolução de ±0,025 N, e intervalo de momento de 0-100 Nmm, com resolução de ±0,003 Nmm. Esses intervalos são adequados, pois
comumente se utiliza clinicamente força e momento dentro do intervalo da célula de carga com tais resoluções[44]. Estas células de carga são acopladas a duas hastes verticais que são ajustadas tridimensionalmente por meio de parafusos que permitem qualquer tipo de movimento das hastes (movimento vertical, lateral e rotação) (Figuras 9A e 9B), estes componentes, por sua vez são conectados às bases vertical e horizontal (aço inoxidável). Os fios de saída de sinal das células de carga são conectadas a uma caixa amplificadora de sinal NI
A/D e esta por sua vez transmite o sinal para o driver NI-DAQ**,** responsável pela captação e transferência dos sinais automaticamente ao F/T Software desenvolvido especialmente para leitura dos dados.

Figuras 9A e 9B - 9A) Fotografia da OFT; 9B) Fotografia dos nanotransdutores Nano17 com hastes verticais e bráquetes soldados.



As células de carga foram alinhadas conforme o sistema de coordenadas usualmente utilizado, cuja origem fica no centro do bráquete. O eixo X foi direcionado transversalmente, o eixo Y direcionado sagitalmente, e o eixo Z direcionado verticalmente. Os transdutores foram posicionados de modo que os eixos mésio-distal (MD), cérvico-oclusal (CO) e vestibulo-lingual (VL) de cada segmento-alvo correspondam aos eixos Y, Z e X respectivamente. As direções (MD, CO, e VL) foram termos clínicos utilizados para descrever os deslocamentos dos segmentos (ou dentes) (Figura 10).

Figura 10 Desenho esquemático do sistema de forças e momentos gerados pelas molas T compostas de acordo nos três eixos do espaço.



As molas T foram posicionadas na metade da distância interbráquete (23mm)(Figura 11). O dispositivo medidor do sistema de força ortodôntica foi calibrado e zerado antes da colocação das molas T. Dobras distais aos tubos posteriores e mesiais aos tubos anteriores garantirão estabilidade ao sistema (Figura 12). O sistema de força resultante ortodôntico (Fx, Fy, Fz, Mx, My e Mz) sobre os segmentos dentários foram medidos como a linha de base. As medições foram feitas após todas as ativações.

Figura 11 - Fotografia da distância interbráquetes no início da desativação das molas.



Figura 12 Fotografia das marcações nas hastes horizontais afim de padronizar centralização e ativação horizontal.



LEITURA DOS RESULTADOS

A leitura dos dados foi realizada por meio de software que desenvolve cálculos matemáticos e gera disposições tridimensionais das forças que atuam em cada dente ou segmento de dentes simultaneamente e que será produzido pela equipe do Dr. Jie Chen (Universidade de Indiana, EUA) (Figura 13). Este programa transfere automaticamente os dados coletados para uma planilha do programa Excel 2011 (Office 2011, Microsoft, USA). Previamente à leitura dos dados deve ser

realizada a calibração dos nanotransdutores para cada eixo de mensuração (Figura 14).

Figura 13 - Software desenvolvido pela equipe do Dr. Jie Chen (Universidade de Indiana, EUA).

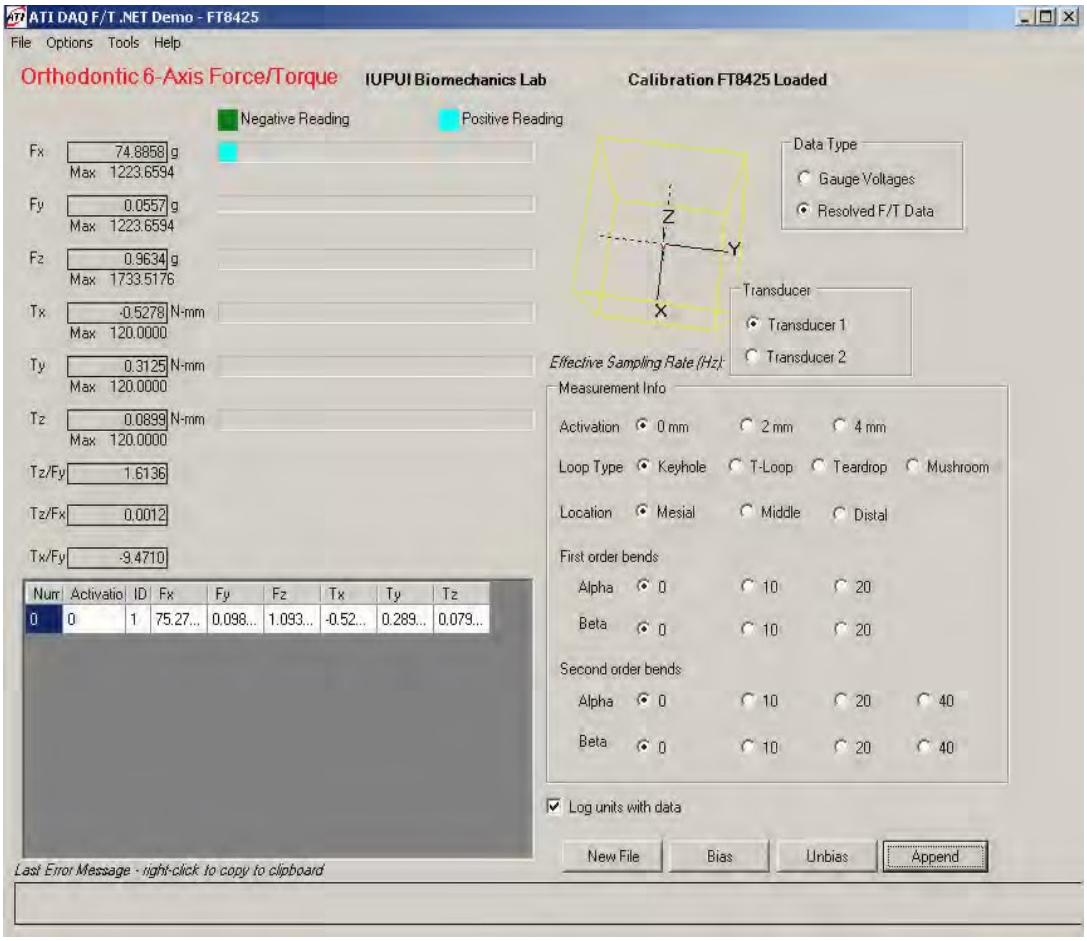
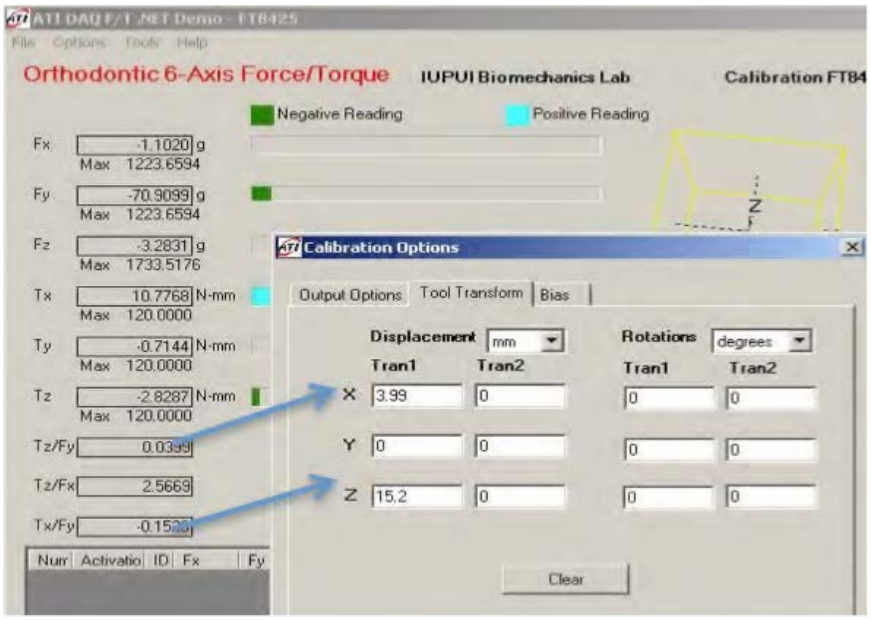
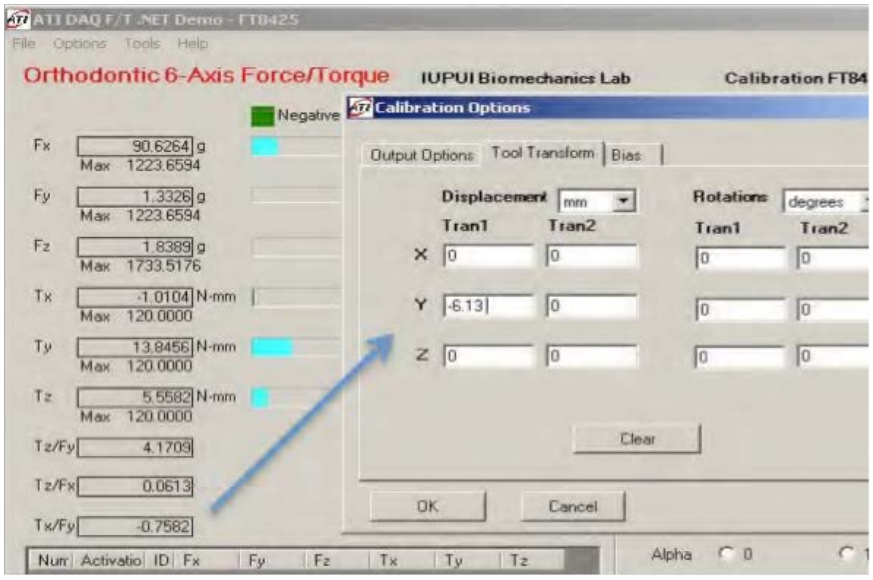


Figura 14 Calibração dos eixos executada previamente aos ensaios mecânicos.


ATI DAQ F/T .NET Demo - FT8425
File Options Tools Help
Orthodontic 6-Axis Force/Torque
IUPUI Biomechanics Lab
Calibration FT84
Negative Reading
Positive Reading
Fx -1.1020 g Max 1223.6594
Fy -70.9099 g Max 1223.6594
Fz -3.2831 g Max 1733.5176
Tx 10.7768 N-mm Max 120.0000
Ty -0.7144 N-mm Max 120.0000
Tz -2.8287 N-mm Max 120.0000
Tz/Fy 0.0399
Tz/Fx 2.5669
Tx/Fy -0.1525
Num Activatio ID Fx Fy
Calibration Options
Output Options
Tool Transform
Bias
Displacement mm
Rotations degrees
Tran1 Tran2 Tran1 Tran2
X 3.99 0 0 0
Y 0 0 0 0
Z 15.2 0 0 0
Clear


ATI DAQ F/T .NET Demo - FT8425
File Options Tools Help
Orthodontic 6-Axis Force/Torque
IUPUI Biomechanics Lab
Calibration FT84
Negative
Fx 90.6264 g Max 1223.6594
Fy 1.3326 g Max 1223.6594
Fz 1.8389 g Max 1733.5176
Tx -1.0104 N-mm Max 120.0000
Ty 13.8456 N-mm Max 120.0000
Tz 5.5582 N-mm Max 120.0000
Tz/Fy 4.1709
Tz/Fx 0.0613
Tx/Fy -0.7582
Num Activatio ID Fx Fy Fz Tx Ty Tz
Calibration Options
Output Options
Tool Transform
Bias
Displacement mm
Rotations degrees
Tran1 Tran2 Tran1 Tran2
X 0 0 0 0
Y -6.13 0 0 0
Z 0 0 0 0
Clear
OK
Cancel
Alpha 0

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A estatística descritiva está composta por média, desvio padrão, para as variáveis força, momento e relação momento-força nos eixos em estudo para todos os grupos. Após verificação de normalidade da distribuição das variáveis de cada grupo, a análise multivariada de perfis foi aplicada para comparação dos grupos e possível interação entre as variáveis calibre dos fios de NiTi, altura das molas, e ativação horizontal das molas. Todo desenvolvimento estatístico foi realizado no *software* estatístico SPSS versão 16.0 (Statistical Package for Social Sciences; SPSS Inc., Chicago, IL, USA). A significância estatística adotada será o nível de 95%.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 25 de março de 2015

ALEXANDRE ANTONIO RIBEIRO