



Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



AMANDA FAHNING MAGNO ALMUSSA

**AVALIAÇÃO IN VIVO E IN VITRO DO EFEITO DO TEMPO
SOBRE MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL-TITÂNIO**



Araraquara

2013



Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



AMANDA FAHNING MAGNO ALMUSSA

***AVALIAÇÃO IN VIVO E IN VITRO DO EFEITO DO TEMPO
SOBRE MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL-TITÂNIO***

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Araraquara

2013

Almussa, Amanda Fahning Magno

Avaliação in vivo e in vitro do efeito do tempo sobre molas fechadas de níquel-titânio / Amanda Fahning Magno Almussa.-- Araraquara: [s.n.], 2013.

132 f. ; 30 cm.

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

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

1. Fechamento de espaço ortodôntico 2. Biomecânica 3. Níquel
4. Titânio I. Título

AMANDA FAHNING MAGNO ALMUSSA

**AVALIAÇÃO IN VIVO E IN VITRO DO EFEITO DO TEMPO
SOBRE MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL-TITÂNIO**

**COMISSÃO JULGADORA
TESE PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR**

Presidente e Orientadora.....Profª. Dra. Lídia Parsekian Martins

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

3º. Examinador..... Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz

4º. Examinador..... Prof. Dra. Flávia Raposo Gebara Artese

5º. Examinador..... Prof. Dr. José Tarcísio Lima Ferreira

Araraquara, 15 de março de 2013.

DADOS CURRICULARES

AMANDA FAHNING MAGNO ALMUSSA

- NASCIMENTO** 12.05.1978 – Valença/BA
- FILIAÇÃO** Antonio Eduardo de Souza Magno
Dionísia Fahning Ferreira Magno
- 1996/2000** Curso de Graduação na Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia – UFBA.
- 2001/2001** Curso de Pós-Graduação em Ortodontia, nível de Aperfeiçoamento, na Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia - UFBA.
- 2003/2004** Curso de Pós-Graduação em Ortodontia, nível de Especialização, na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP.
- 2006/2008** Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, nível de Mestrado, Área de Ortodontia, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.
- 2009/2013** Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, nível de Doutorado, Área de Ortodontia, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Dedicatória



Dedico este trabalho...

Aos meus pais Dione e Antonio Eduardo Magno,

Por todo o amor e dedicação, por sempre acreditarem em mim!

Por participarem das minhas lutas e da realização de todos os meus sonhos!

Vocês são os meus maiores e melhores exemplos de vida ... de honestidade, determinação e caráter!

Muito obrigada pelos ensinamentos, plena confiança e compreensão.

Eu lhes agradeço por tudo o que sou e o que conquistei!

Meu amor por vocês é incondicional!

E ao meu marido José Carlos Almussa Júnior,

Pelo seu grande incentivo e participação nesta etapa da minha vida.

Pelas suas palavras de tranquilidade e sabedoria.

Por ter suportado minha ausência neste período, sempre tão paciente e compreensivo!

Pelo seu companheirismo, imenso amor e carinho!

Muito obrigada por estar ao meu lado e me fazer tão feliz!! TE AMO cada vez mais!

Agradecimentos
Especiais



A DEUS,

Pelo dom da vida e pela saúde.

Por me dar tanta força de vontade e determinação para alcançar meus ideais!

Por iluminar e guiar os meus caminhos!

Por me dar coragem e persistência para enfrentar os desafios!

Pela família que tenho e por ser feliz!

Aos Mentores e Amigos Espirituais,

Por ajudarem a me tornar uma pessoa melhor e a evoluir cada vez mais!

Pelas boas intuições e bons sentimentos!

Pela força para não desistir e sempre ir em frente ...

À minha orientadora Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins,

Agradeço por esta grande oportunidade de realizar este sonho! Por todo o conhecimento transmitido e pelo incentivo profissional. Pelo exemplo de ser uma excelente professora, pessoa e mãe! Pela paciência, dedicação e amizade. Nunca esquecerei das nossas conversas e ótimos momentos que passamos juntas! Obrigada pelo nosso alegre e prazeroso convívio durante todo esse período!

Saiba que será sempre uma pessoa muito especial para mim!

Ao Prof. Dr. Renato Parsekian Martins,

Obrigada por todo o seu empenho na elaboração desta pesquisa! Pelas suas excelentes ideias e pela sua fundamental contribuição na interpretação dos dados. Agradeço a imensa colaboração, paciência e pelos conhecimentos transmitidos durante todo o desenvolvimento do trabalho. Sua participação foi essencial e muito importante! Muito obrigada mesmo!

Ao meu irmão Hermano e cunhada Ana,

Pelo incentivo, confiança e amor! Obrigada pelo apoio incondicional!

Aos meus sogros Maria Aparecida e José Carlos Almussa,

Pelo amor, atenção e carinho dedicados a mim! Vocês foram muito importantes nesta conquista!

Aos meus cunhados Adriana e Luiz Gustavo Lavagnini,

Por todo apoio, atenção e cuidados comigo! Muito obrigada por tudo que vocês fazem por mim!

Aos meus tios Enock e Norma,

*Pelo reconhecimento, carinho e grande incentivo!
Agradeço pela confiança e por sempre terem torcido pelo
meu sucesso!*

*Aos meus sobrinhos João Victor e Enzo, e a minha
afilhada Paulinha,*

*Pela alegria e felicidade que vocês trazem para minha
vida!*

Agradecimentos



À Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na presença de seu Magnífico Reitor Prof. Dr. Júlio Cezar Durigan, pela oportunidade de realizar o curso de Doutorado.

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

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, representado pela Chefe de Departamento Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins e pelo vice-chefe Prof. Dr. Fábio César Braga de Abreu e Lima.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, coordenado pela Profa. Dra. Josimeri Hebling e pelo Prof. Dr. Edson Alves de Campos, por ser aluna deste conceituado programa.

Ao Prof. Dr. Dírceu Barnabé Ravelí, pelos conhecimentos transmitidos, incentivo, amizade, pelo apoio que sempre recebi e pelo alegre convívio.

Ao Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto, pelo exemplo de profissional e de pesquisador, pela atenção em todos os momentos em que precisei e pelas boas sugestões na qualificação deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr., pelo exemplo de docente, por todo o apoio, valiosos ensinamentos e respeito. Muito obrigada pela contribuição na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. João Roberto Gonçalves, pela atenção, pelos ensinamentos e gentileza.

Aos docentes da Disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Profa. Dra. Elisa Maria Aparecida Giro, Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon, Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani, Prof. Dr. Fábio César Braga de Abreu e Lima e Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro, pela atenção a mim dispensada. Em especial à Profa. Dra. Josimeri Hebling, por ter sido tão atenciosa e gentil. Muito obrigada pela sua permissão para utilizar a célula

de carga. E à Profa. Dra. Lourdes Aparecida Martins dos Santos Pinto (Tuka), pelo exemplo de mulher e de profissional competente. Admiro muito você! Obrigada por todo apoio e pela gentileza em emprestar o paquímetro digital.

Ao André Monini, por toda a atenção, amizade, solidariedade e respeito. Não tenho nem palavras para lhe agradecer pela sua ajuda e confiança! Sou muito grata a você, sua contribuição para este trabalho foi muito valiosa! Valeu!!

À Camilla Vieira, pela amizade, incentivo e pela boa vontade sempre. Obrigada por tudo amiga! Seu apoio e força foram imprescindíveis!

Às colegas Roberta Amaral, Denise Góes, Fernanda Meloti, Renata Gonçalves e Savana Maia, muito obrigada pela convivência, pelo apoio constante, pelo carinho e por todos nossos alegres momentos! Gosto muito de vocês!

Ao Adriano Porto, sempre atencioso e amigo. Obrigada pela sua ajuda, paciência e companheirismo!

Aos colegas Alexandre Vianna, André Machado, Aldrieli Ambrósio e Luiz Guilherme, meu sincero agradecimento pela solidariedade, apoio e respeito.

Ao Serguei Rabelo Caldas, meu reconhecimento pelas boas ideias que foram muito importantes para a realização deste trabalho, pela paciência, boa vontade e pelos momentos de descontração!

À Profa. Marisa Semprini Capela e ao Prof. Jorge Capela, pela importante contribuição na elaboração da análise estatística e pela atenção dedicada.

A todos os colegas da pós-graduação em Ortodontia, pela solidariedade, respeito e alegre convívio. Obrigada pelos bons momentos!

À amiga Mariana Basílio, pelos ótimos momentos que passamos juntas... Por ser tão atenciosa e amiga! Fui privilegiada por ter tido uma companhia tão especial em Araraquara. Mari, obrigada por tudo!! Te adoro!!

À amiga Roberta Batitucci, pelo seu carinho, amizade e alegria. Muito obrigada por dividirmos momentos felizes! Sempre me lembrarei de você!

À amiga Patrícia Amato, por todo apoio, amizade e atenção.

À Isabela Parsekian Martins, pela amizade, pelos bons momentos, apoio e carinho. Gosto muito de você!

Ao Alexandre Ribeiro pela sua atenção, amizade e gentileza. Obrigada pelo longo período de empréstimo do paquímetro!

Aos meus professores do curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, Dra. Mirian Aiko Nakane Matsumoto, Dr. Adilson Thomazinho, Dr. Marcelo Mestriner, Dra. Carla Enoki, Dr. José Tarcísio Lima Ferreira, Dra. Elisabeth Morizono e Dr. Ademar Valente, por todo apoio e pelo grande incentivo na minha profissão! Admiro muito todos vocês!

Aos colegas da Especialização em Ortodontia da FORP-USP, Marcela, Tatiana, Paulo, Eduardo e Talita, pelos momentos alegres, carinho e amizade. Adoro vocês!

Aos colegas da Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Odontopediatria, pela atenção e solidariedade.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Antonio (Totó), Aparecida, Cristina, Dulce Helena, Odete, Pedro César, Regina Aparecida, Sílvia, Soninha, Tânia e Diego, pelo convívio agradável e pelo apoio. Em especial à secretária Soninha, por toda a colaboração, cordialidade e atenção que recebi.

Aos funcionários do setor de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Mara Cândida Munhoz do Amaral, José Alexandre Garcia e Sérgio Luiz Romero, pela atenção, paciência e apoio durante todo o curso.

À funcionária da FAPESP Maria do Carmo, sempre atenciosa, obrigada por todo apoio.

Ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pela disponibilidade para a utilização do Laboratório de Ensaios Mecânicos.

Ao GESTOS - Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços, a todas as suas funcionárias, pela atenção a mim dispensada e pelo apoio.

A todos os funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, sempre dedicados e atenciosos. Em especial à Marley C. Chiusoli Montagnoli e a Ceres Maria C. G. de Freitas, pela atenção e ajuda na formatação deste trabalho.

À CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela concessão da bolsa de estudo.

A todos os meus familiares e amigos que mesmo distante torcem pelo meu sucesso.

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização desta pesquisa. Muito Obrigada!

Resumo



Almussa AFM. Avaliação in vivo e in vitro do efeito do tempo sobre molas fechadas de níquel-titânio [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

RESUMO

Objetivos: Determinar in vivo e in vitro o efeito do tempo sobre as propriedades mecânicas de molas helicoidais fechadas de níquel-titânio. **Métodos:** Três artigos científicos foram redigidos e utilizados para a avaliação dos propósitos apresentados. **Resultados:** No artigo 1 (in vivo), o tempo e a ativação influenciaram significativamente a taxa de superelasticidade (SE) e a força média do platô clínico superelástico (FP) quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$). Foi detectada uma interação significativa entre tempo e ativação nas variáveis taxa de SE ($p < 0,001$) e FP ($p = 0,013$). No artigo 2 (in vitro), o tempo influenciou significativamente a FP e a taxa de SE quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$). A ativação influenciou significativamente a taxa de SE ($p < 0,001$), não influenciando a FP ($p = 0,218$). Foi detectada uma interação significativa entre tempo e ativação na variável taxa de SE ($p = 0,020$), o que não ocorreu na variável FP ($p = 1,00$). No artigo 3 (in vivo), o uso clínico e a ativação influenciaram significativamente a deformação das molas ($p < 0,001$). Foi detectada interação significativa entre os fatores tempo e ativação na variável deformação ($p < 0,001$). **Conclusões:** Após 6 meses de uso clínico, as molas apresentaram diminuições significantes nas taxas de SE em até 52%, nas FP em até 88% e aumento da deformação em até 1,26 mm. Laboratorialmente, os efeitos nas FP foram maiores nos dois primeiros meses e depois se estabilizaram, já as taxas de

SE não apresentaram diferenças nos dois meses iniciais, aumentando nos seguintes. Desta forma, a reutilização das molas avaliadas neste estudo seria desaconselhada.

PALAVRAS-CHAVE: Fechamento de Espaço Ortodôntico; Biomecânica; Níquel; Titânio.

Abstract



Almussa AFM. In vivo and in vitro evaluation of the time effect on nickel-titanium closed coil springs [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

ABSTRACT

Objective: Determine in vivo and in vitro the time effect on the mechanical properties of nickel-titanium closed coil springs. **Materials and Methods:** Three research papers were written and analyzed for the evaluation of the aims presented. **Results:** In first paper (in vivo), time and the activation significantly affected superelasticity (SE) rate and the average force of the superelastic clinical plateau (FP) when the total profiles of the springs were evaluated ($p < 0,001$). A significant interaction between time and activation was detected for the SE rate ($p < 0,001$) and FP ($p = 0,013$) variables. In second paper (in vitro), time significantly affected FP and SE rate when the total profiles of the springs were evaluated ($p < 0,001$). Activation significantly affected the SE rate ($p < 0,001$), but not the FP ($p = 0,218$). A significant interaction between time and activation was detected for the SE rate variable ($p = 0,020$), but not for the FP variable ($p = 1,00$). In third paper (in vivo), the clinical use and activation significantly affected the springs deformation ($p < 0,001$). A significant interaction between time and activation was detected for the deformation variable ($p < 0,001$). **Conclusions:** After six months of active clinical use, the analyzed springs presented a significant decay on their SE rates up to 52%, on FP up to 88% and increase in deformation up to 1,26 mm. In the in vitro study, the effects on FP were higher in the first two months and then stabilized, and the SE rates didn't differ in the two initials months, increasing in

the following. This way, reuse of the springs evaluated in this study would be inadvisable.

Key words: Orthodontic space closure; Biomechanics; Nickel; Titanium.

Sumário



SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL.....	26
2 PROPOSIÇÃO.....	43
2.1 OBJETIVO GERAL.....	44
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	44
3 CAPÍTULOS.....	45
3.1 CAPÍTULO 1.....	46
3.2 CAPÍTULO 2.....	76
3.3 CAPÍTULO 3.....	103
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	121
5 REFERÊNCIAS.....	124
6 ANEXO.....	131

Introdução Geral



1 INTRODUÇÃO GERAL

No tratamento ortodôntico é de fundamental importância que o fechamento dos espaços proporcionados pelas exodontias seja realizado de forma planejada e adequada, por meio de um sistema de forças específico¹⁵. Uma das formas comumente utilizadas para o fechamento de espaços é a mecânica de deslizamento, na qual é possível utilizar elásticos ou molas, de aço inoxidável ou de níquel-titânio (NiTi)²⁹. O sistema ideal utilizado para a movimentação dentária deve atender a alguns critérios, tais como promover forças ótimas, ser confortável, não comprometer a higienização, requerer mínimo tempo clínico e mínima cooperação do paciente, além de ser econômico³². O uso de molas fechadas de NiTi tem sido sugerido como uma melhor alternativa ao uso das cadeias ou módulos elastoméricos, proporcionando taxas de fechamento de espaços significativamente mais rápidas e consistentes^{5, 10, 26, 27, 33} devido às forças mais constantes proporcionadas pela superelasticidade²⁰.

As molas helicoidais ortodônticas foram primeiramente compostas por aço inoxidável. Com o surgimento da liga de NiTi, não tardou para que aparecessem no mercado molas fabricadas com este material, oferecendo dissipação menor de forças quando comparadas às molas de aço²¹. A movimentação dentária produzida pelas ligas de NiTi é considerada mais biológica pelo fato destas ligas apresentarem o efeito conhecido como memória de forma e superelasticidade, isto é, na ativação e desativação permitem que ocorra uma grande deflexão elástica, produzindo forças constantes por um longo período de tempo^{4, 20}.

Angolkar et al.² (1992) avaliaram *in vitro* a degradação de força de molas fechadas de aço inoxidável (SS), cobalto-cromo-níquel (Co-Cr-Ni) e Níquel-Titânio (NiTi) quando estendidas, com valores de força inicial entre 150-160 gf. Os corpos de prova foram divididos em dois grupos, o Grupo 1 composto por SS, Co- Cr-Ni e NiTi com comprimento inicial de 12 mm; e o Grupo 2 composto por molas de SS, Co-Cr-Ni e NiTi com comprimento inicial de 6 mm. A força foi mensurada inicialmente e nos tempos de 4, 24 horas, 3, 7, 14, 21 e 28 dias. Entre os intervalos de tempo, as molas foram armazenadas em saliva artificial a 37°C. Como resultado, todas as amostras apresentaram perda de força ao longo do tempo, porém a maior perda de força ocorreu nas primeiras 24 horas. No Grupo 1, as molas de NiTi apresentaram menor redução de força. Já no Grupo 2, as molas de NiTi tiveram perda da força maior que as de SS e Co-Cr-Ni.

von Fraunhofer et al.³⁶ (1993) compararam a força gerada por molas abertas e fechadas de NiTi e por molas de aço inoxidável durante a desativação. As molas abertas foram submetidas a testes de compressão e as molas fechadas submetidas a testes de tração, a força foi registrada com o restabelecimento da mola à sua posição original. Os resultados mostraram que as molas de NiTi produziram forças leves e contínuas e as molas de aço produziram forças que elevaram-se rapidamente com o aumento da ativação. Com isso, foi concluído que as molas de aço liberam força inicial elevada que rapidamente diminui com a movimentação dentária, necessitando de muitas ativações para um movimento dentário equivalente ao conseguido com as molas de NiTi. Foi demonstrado que estas últimas liberam forças ótimas para o movimento dentário ortodôntico por

um longo período de ativação em relação às molas de aço.

A liga de NiTi foi estudada e desenvolvida pelo Naval Ordnance Laboratory - NOL, no início da década de 60. A primeira liga de NiTi a ser introduzida na Ortodontia foi a conhecida como Nitinol, nome composto pelos símbolos dos elementos químicos Ni e Ti juntamente com a sigla do laboratório NOL. Em 1971, após o estudo de Andreasen, Hilleman ¹, a empresa Unitek Corporation iniciou a produção dos fios e molas de NiTi sob o nome comercial de Nitinol[®], caracterizados como material de alta recuperação elástica ⁹.

Já em 1978, a empresa japonesa “Furukawa Electric Co.” produziu um novo tipo de material denominado liga Japonesa de NiTi com qualidades superiores ao Nitinol, apresentando resiliência, superelasticidade e memória de forma. As ligas de NiTi superelásticas apresentam importante característica devido à propriedade única de manutenção das forças constantes durante a ativação e desativação ²⁰.

Em meados da década de 80, uma outra liga de NiTi com atributos similares às da liga Japonesa foi desenvolvida na China pelo Dr. Tien Hua Cheng e associados especialmente para aplicações ortodônticas. Essa liga denominada de Níquel-Titânio Chinês possuía propriedades mecânicas únicas pela sua estrutura cristalina austenítica obtida durante o processo de manufatura que as diferem significativamente dos fio de NiTi convencional - Nitinol. Além disso, o fio de NiTi Chinês apresenta uma temperatura de transição bem mais baixa do que o fio de Nitinol ⁹. Detalhes na produção desta liga de NiTi determinam algumas particularidades a estes fios comercializados como superelásticos ou termoativados. A partir daí, vários estudos foram conduzidos na tentativa de

desenvolver fios com propriedades semelhantes para fins ortodônticos, sendo este objetivo alcançado em 1986, com a introdução do “Japanese NiTi”²⁰.

As ligas de NiTi termoativadas surgiram com fins comerciais nos anos 90. Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, os fios de NiTi termodinâmicos possuem a característica adicional de serem termicamente ativáveis, propriedade esta responsável pelo efeito memória de forma²⁰. Este efeito é um fenômeno que ocorre no material e é responsável pela alteração na forma sob baixa temperatura, mas que pode facilmente voltar à sua forma inicial com o aquecimento²⁰. Esta propriedade pode ser definida também como capacidade inerente da liga em alterar suas ligações atômicas em função da alteração de temperatura¹⁸.

As ligas de NiTi possuem duas fases de estrutura cristalina que apresentam diferentes propriedades físicas: a martensítica, estrutura cristalina hexagonal compacta representando a forma menos rígida dessa liga; e a austenítica, grade espacial de forma cúbica de corpo centrado que compreende a forma mais rígida da liga²⁰. Se o fio for deformado a frio comporta-se como uma liga de NiTi martensítica estável. Quando os fios de NiTi são fabricados a altas temperaturas, superelástico e termoativo, são chamados NiTi ativo e apresentam uma fase austenítica inicial, apresentando a capacidade de transformação martensítica. A transformação martensítica é, portanto, uma particularidade da liga de NiTi e implica na capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica sob mudanças da temperatura ou de tensão^{4,20}. Como cada uma das duas estruturas apresenta proporção carga/deflexão própria, essa liga se comporta de maneira

diferente dependendo da fase na qual se encontra. Abaixo de uma dada temperatura própria de cada liga, que se dá o nome de austenítica inicial (A_i), essa liga está totalmente martensítica e acima de uma segunda temperatura determinada, também própria de cada liga, ela está totalmente austenítica, a essa temperatura dá-se o nome de austenítica final (A_f)²⁸. Entretanto, acima de A_i , uma transformação de fase pode ser induzida por estresse, transformando parte da liga que se encontra na fase austenítica em martensítica, como por exemplo, quando uma mola de níquel-titânio é tracionada²⁰, modificando as propriedades da liga. Quando essa transformação ocorre sem que haja uma proporcionalidade na carga/deflexão, e ao se remover o estresse com a reversão da transformação de fase há um platô na curva de carga/deflexão, diz-se que ocorreu uma superelasticidade no material³.

A característica de superelasticidade é particularmente desejável por proporcionar força constante durante um longo período de tempo, o que caracteriza o platô martensítico durante a fase de desativação^{4, 20, 36}. Uma vez que as ligas de NiTi apresentam propriedades favoráveis e superiores em fios, há razão suficiente para acreditar que propriedades similares podem ser obtidas com a liga quando fabricadas na forma de molas²². As molas diferem dos fios por serem submetidas a processos adicionais na fabricação que podem afetar suas propriedades mecânicas. Outra diferença é que as forças aplicadas às molas incluem componentes de torção e tração em adição às forças de dobramento. Apesar disso, as propriedades de carga/deflexão dos fios e molas de NiTi são similares¹³.

A primeira análise das propriedades mecânicas de molas de NiTi foi publicada em 1988 por Miura et al.²¹, na qual molas fechadas foram submetidas a teste de tração e molas abertas a teste de compressão. Os resultados mostraram que as molas de NiTi Japonês exibiram boas propriedades de resiliência e de superelasticidade similares às propriedades dos arcos de NiTi Japonês. Além disso, foi demonstrado que o valor da força de atividade superelástica pode ser eficazmente controlado alterando o diâmetro do fio, o tamanho do lúmen e a temperatura de transformação martensítica. Os autores verificaram ainda que a característica mais importante da mola de NiTi Japonês é a capacidade de exercer força contínua e leve por um longo intervalo de tempo.

A força leve e constante das molas de NiTi são biologicamente mais compatíveis que as forças elevadas e intermitentes emitidas pelas cadeias elastoméricas⁵. A literatura tem sugerido a utilização de molas fechadas de NiTi como melhor escolha na mecânica de fechamento de espaços em relação ao uso das cadeias ou módulos elastoméricos^{5, 10, 26, 27, 33}. Sendo que apenas dois estudos não encontraram diferenças significativas entre estes métodos^{6, 24}.

Samuels et al.²⁶ (1993) avaliaram a eficiência do fechamento de espaço após extrações de pré-molares comparando a mola de NiTi fechada com o módulo elastomérico na mecânica de deslizamento. Em um quadrante foi usado mola de NiTi fechada média e sistema de módulo elastomérico no outro quadrante do mesmo arco. Em cada consulta, o módulo elastomérico era substituído enquanto a mola permanecia no local. Foi verificado que a força da mola se manteve inalterada e a dos módulos era reduzida a aproximadamente zero. Analisou-se a

taxa de fechamento de espaço em 17 indivíduos a partir da mensuração em modelos de estudo. Os resultados demonstraram taxas significativamente maiores e mais consistentes de fechamento de espaço com o uso de mola fechada de NiTi que com o módulo elastomérico em ambos os arcos. Contudo, quando examinados clinicamente não houve diferença na posição final do dente entre as respectivas técnicas.

Foi demonstrado no estudo de Samuels et al.²⁷ (1998) que o fechamento de espaços ocorreu de forma mais rápida e eficiente com o uso de molas helicoidais de NiTi fechadas em relação a módulos elastoméricos. Utilizou-se mecânica de deslizamento similar no fechamento dos espaços com molas de NiTi fechadas de 100 gf, 150 gf e 200 gf de força e com módulos elastoméricos. As molas de 150 gf e 200 gf produziram taxa mais rápida de fechamento de espaço que a mola de 100 gf ou que o módulo elastomérico. Nenhuma diferença significativa foi observada entre as molas de 150 gf e 200 gf.

Dixon et al.¹⁰ (2002) compararam as taxas de fechamento de espaço utilizando ligaduras ativas, cadeias elastoméricas e molas de NiTi de 200 gf. Modelos de estudo dos arcos superiores e inferiores foram coletados dos pacientes no início do fechamento de espaço e 4 meses após. A taxa média de fechamento de espaço mensal foi de 0,35 mm/mês com ligaduras ativas, 0,58 mm/mês com cadeia elastomérica e 0,81 mm/mês com mola de NiTi. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos com exceção da mola de NiTi. Os autores concluíram que a mola de NiTi obteve taxa de fechamento mais rápida, podendo ser então considerada o meio de tratamento de escolha.

No estudo de Nightingale, Jones ²⁴ (2003) foi investigado a retenção da força e a taxa de fechamento de espaço obtida com cadeias elastoméricas e molas fechadas de NiTi. Foi utilizada mecânica de deslizamento no fechamento de espaços em 22 pacientes. Molas de NiTi e cadeias elastoméricas foram posicionadas em quadrantes opostos de 15 pacientes, e nos outros 7 foram posicionadas apenas cadeias elastoméricas. Com o objetivo de mensurar as taxas de fechamento dos espaços, moldagens dos arcos dos pacientes foram realizadas antes e após o tratamento. Os autores concluíram que a retenção de força das cadeias elastoméricas foi melhor do que previamente relatado na literatura e que forças iniciais de grande intensidade resultam em maior redução das mesmas, além de afirmarem que a velocidade de fechamento de espaço entre os dois métodos avaliados foi similar.

Bokas, Woods ⁶ (2006) compararam a retração dos caninos superiores empregando molas de NiTi e cadeias elastoméricas em 12 pacientes submetidos à extração dos primeiros pré-molares. Aplicou-se uma força inicial de 200 gf e as reativações ocorreram a cada 28 dias. O fechamento do espaço foi avaliado utilizando modelos de gesso obtidos a cada reavaliação. Os resultados demonstraram que o fechamento do espaço com as molas de NiTi foi 1,85 mm/mês e com os elásticos foi 1,68 mm/mês. Os pesquisadores relataram que a taxa de fechamento de espaço utilizando-se molas de NiTi e cadeias elastoméricas foi similar.

Sueri, Turk ³³ (2006) realizaram uma pesquisa avaliando os efeitos de ligaduras distais ativas na distalização de caninos e compararam sua eficácia com

molares helicoidais fechadas de NiTi superelásticas. Tratamento ortodôntico fixo foi realizado em 15 pacientes com extração de primeiros pré-molares para solucionar o apinhamento nos arcos superior e/ou inferior. Foram usadas molas de NiTi gerando 150 gf de força num lado e ligaduras distais ativas confeccionadas com amarrilhos de 0,010" foram aplicadas no lado contralateral. Alterações dentárias e esqueléticas foram avaliadas a partir de radiografias cefalométricas laterais e submento-vértices antes e após a distalização. As ligaduras distais ativas provaram ser eficazes para a distalização dos caninos. Porém, quando comparadas com molas fechadas de NiTi promoveram significativamente menor quantidade e ritmo de movimento dentário.

Pesquisas demonstraram que as molas de NiTi apresentam alteração apenas pela temperatura^{4, 23, 30, 34}. Foi observado que a variação da temperatura tem forte influência nas propriedades mecânicas das molas, ocorrendo leve aumento da força com a elevação da temperatura³⁰.

O efeito da variação da temperatura na força gerada pelas molas de NiTi foi avaliado por Barwart⁴ (1996). Para tanto, molas fechadas de NiTi foram aquecidas e resfriadas entre 20 e 50°C, 1°C a cada 4 minutos, mantidas em comprimento constante. As molas de Niti superelásticas foram comparadas com molas de aço inoxidável. Durante o procedimento as forças foram continuamente registradas. Para todas as molas testadas, os valores de carga aumentaram com elevação da temperatura e diminuíram com a redução desta. Esta variação foi mais marcante nas molas de NiTi do que nas de aço. Os achados deste estudo demonstraram que a característica da superelasticidade das molas de NiTi ocorre

apenas em temperatura constante. Oscilações de temperatura que acontecem na boca podem provocar mudanças consideráveis nos valores da força gerados pelas molas superelásticas.

Nattrass et al.²³ (1998) pesquisaram os efeitos sobre as forças geradas pelas molas de NiTi causados por 3 fatores ambientais: água, refrigerante de cola e solução de açafião, e também quando submetidas a variação de temperatura. As molas permaneceram tracionadas durante todo o período de teste e as forças foram mensuradas no momento da ativação, após 30 e 60 segundos, 15, 30 e 60 minutos, 24 horas e 7 dias. Os resultados indicaram que as molas de NiTi só foram afetadas significativamente pela temperatura, verificando-se pequeno aumento na força assim que a temperatura foi elevada.

Tripolt et al.³⁴ (1999) realizaram um trabalho para investigar se forças relativamente constantes podem ser geradas por molas de NiTi e se os valores destas forças aproximam-se dos valores preconizados pelos fabricantes. Molas de NiTi leves, médias e pesadas de uma marca comercial foram ativadas 15 mm, em temperaturas entre 15 a 60°C, e desativadas posteriormente para a posição inicial. As molas leves exerceram forças próximas às relatadas pelo fabricante. Não foi observada diferença entre as molas pesadas e médias numa variação constante da força. Os autores verificaram que as molas de NiTi são extremamente sensíveis à temperatura bucal, porém, numa estreita faixa de temperatura a variação é pequena. Foi concluído que molas fechadas de NiTi padronizadas podem produzir força relativamente constante durante a desativação, contanto que a técnica correta seja utilizada. Em adição, afirmaram que é muito difícil empregar a

magnitude de força desejada devido à influência de diversas variáveis, como quantidade de ativação, variação na temperatura de transição entre os diferentes fabricantes e variação da temperatura na boca.

A força gerada pelas molas de NiTi podem ser influenciadas por diversos fatores como o comprimento, calibre, tamanho do lúmen, fabricação, composição precisa de níquel-titânio e quantidade de ativação^{2, 18, 34}. Todavia, é difícil obter essa informação de alguns fornecedores. Assim, os profissionais não devem presumir que todos os fios ou molas de NiTi atuem da mesma maneira. Foram demonstradas diferenças consideráveis em forças emitidas por ligas de NiTi de diferentes fabricantes^{7, 31}. De modo semelhante, foi observado que molas da mesma marca comercial, mas de lotes diferentes, podem produzir diferenças significativas nas forças liberadas⁷.

Hazel et al.¹⁴ (1984) estudaram a redução do nível de força gerada ao longo do tempo por fios ortodônticos confeccionados com diferentes materiais: aço inoxidável, Elgiloy e nitinol, em diferentes espessuras e nas temperaturas de 21 e 37°C. Os resultados demonstraram que houve grande variação nas taxas de redução das forças nos fios testados. Todos os fios exibiram grande perda na força a 21°C, enquanto o nitinol manteve seu potencial a 37°C. Os fios de aço relaxaram menos, ou seja, mantiveram a força em relação aos fios Elgiloy. O tratamento térmico realizado nos fios Elgiloy reduziu as taxas de relaxamento, fazendo com que o fio mantivesse sua força durante o período do estudo.

As alterações das propriedades mecânicas de molas de NiTi, molas de aço inoxidável e cadeias elastoméricas foram avaliadas no estudo *in vitro* de Han,

Quick¹³ (1993). As molas permaneceram estendidas em duas vezes do seu comprimento inicial, sendo imersas em saliva artificial a 37°C por 0, 2, 4 e 6 semanas. As molas de NiTi foram altamente resistentes à degradação da força, já as molas de aço tornaram-se mais complacentes com o alongamento e o elástico poliuretano perdeu grande parte de sua capacidade geradora de força. Em adição, os autores afirmaram que para um completo entendimento das propriedades mecânicas destes materiais sob condições clínicas seria aconselhável incluir termociclagem, simulação do movimento dentário e de mastigação no meio bucal simulado.

Com o propósito de promover informações sobre uma série de molas disponíveis no mercado e ajudar o ortodontista a selecionar melhor o produto em relação à força desejada, Melsen et al.¹⁹ (1994) realizaram um trabalho testando molas fechadas de NiTi de 5 companhias diferentes: GAC[®] (GAC International, Central Islip, NY), Ortho Organizer (Ortho Organizer, Rancho Santa Fé, USA), Ortho Arch (Ortho Arch, Hoffman Estates, USA), Masel (Masel, Bartram Road, USA), Lancer (Lancer Orthodontics, Carlsbad, USA) e TP Ortho (TP Orthodontics, La Porte, USA). Foram fornecidos dados sobre a taxa de carga/deflexão e da força máxima gerada pelas molas de NiTi. Os níveis de força de ativação e desativação foram registrados em intervalos de 5 mm entre 0 e 100% de extensão. Dos 5 produtos testados apenas a GAC[®] exibiu comportamento característico de fio superelástico. Também foi observada variação entre molas de mesma companhia, com a mais baixa variação intraproduto considerada nas molas da TP. Diante dos resultados, ficou claro que

as informações dos fabricantes não são satisfatórias, havendo a necessidade de informação mais completa para o consumidor.

Manhartsberger, Seidenbusch ¹⁸ (1996) avaliaram molas abertas e fechadas de NiTi de diferentes diâmetros. As molas fechadas foram sujeitas a testes de tensão e as abertas a testes de compressão. De acordo com o fabricante, o comprimento das molas pode ser expandido até 15 mm sem sofrer deformação permanente. Após a primeira mensuração, as molas foram ativadas por um período de 4 semanas e novamente analisadas. Demonstrou-se que, para as diferentes molas, a força sugerida pelo fabricante pode ser obtida apenas dentro de alguns limites. Houve clara diminuição na força liberada pela mola entre a primeira e segunda análise. De acordo com os resultados, os autores indicam que se a força relatada pelo fabricante for desejada, deve-se reduzir a ativação proposta. Acrescentam ainda que, escolhendo a correta faixa de ativação para a respectiva força gerada, as molas de NiTi apresentam comportamento clínico excelente.

Santos et al. ²⁹ (2007) compararam a força gerada por cadeias elastoméricas e molas fechadas de NiTi comercialmente disponíveis, determinando o padrão de degradação das forças. As amostras foram distendidas ao dobro de seu comprimento original e imersas em solução de saliva artificial a 37°C. Uma máquina de ensaio foi utilizada para aferir a força inicial e em 1, 4, 7, 14, 21 e 28 dias. Ao final do experimento foram observadas diferenças significativas entre as cadeias elastoméricas e as molas fechadas de NiTi. Os resultados demonstraram que as molas de NiTi estudadas apresentaram-se mais

adequadas para movimentação dentária.

Maganzini et al.¹⁷ (2010) compararam a força gerada por molas fechadas de NiTi de 5 companhias diferentes: American Orthodontics (American Orthodontics, Sheboygan, Wis), GAC[®] (GAC International Inc, Bohemia, NY), G&H Wire (G&H Wire Company, Greenwood, Ind), Ormco (Ormco Corporation, Orange, Calif) e Rocky Mountain Orthodontics (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo). Os experimentos foram realizados utilizando um aquário com água com a finalidade de manter a temperatura a 37°C. Como resultado, a mola fechada de NiTi da GAC[®] de 100 gf exibiu o mínimo de alteração na força de desativação e a mola de NiTi da Rocky Mountain apresentou a maior alteração. Os autores verificaram que apenas algumas molas apresentaram cargas máximas de forças fisiológicas e forças de desativação constantes. Este estudo sugere que a rotulagem das molas de NiTi é confusa, podendo até mesmo ser enganadora.

As características mecânicas de diversas molas fechadas de NiTi foram avaliadas no trabalho de Wichelhaus et al.³⁷ (2010). Foi considerada a influência de ciclos de temperatura e de microciclos mecânicos simulando a ingestão de diferentes alimentos e a mastigação, respectivamente. Os ensaios mecânicos demonstraram diferenças significativas entre os diversos tipos de molas, mas com comportamento constante intragrupo. Como conclusão, os autores afirmaram que as molas superelásticas de NiTi exercem platôs de força altamente constantes, sendo incomparáveis com materiais convencionais. No entanto, sugerem atenção não somente na seleção do produto mais apropriado, mas também na quantidade correta de ativação. Foi observado também que molas de NiTi pré-ativadas

apresentam vantagens distintas em relação a molas sem pré-ativação. Além disso, verificou-se que o ambiente bucal parece ter pouca influência sobre as propriedades mecânicas destas molas.

O estudo de Vidoni et al.³⁵ (2010) comparou as propriedades mecânicas de molas fechadas de NiTi após os efeitos combinados do tracionamento e termociclagem prolongados ao longo do tempo, simulando uma situação clínica. Foram utilizadas molas fechadas de NiTi das seguintes marcas comerciais: Nitinol (3M Unitek, Monrovia, Calif), Ni-Ti (Ormco, Glendora, Calif) e RMO (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo), todas com 12 mm de comprimento. As molas foram distendidas a 50% (18 mm) ou 150% (30 mm) do seu comprimento original e imersas em saliva artificial a 37°C por 45 dias. Curvas de desativação das distensões de 50 e 150% foram registradas usando a máquina de ensaios antes do tracionamento e depois de 22 e 45 dias, imediatamente após a termociclagem. Apenas o grupo com molas Nitinol demonstrou fase aceitável de superelasticidade. Os autores do estudo concluíram que molas de NiTi fechadas provavelmente não possuem fase de superelasticidade, e que a termociclagem e o tracionamento prolongados não produzem alterações clínicas relevantes sobre as forças de desativação.

Embora a liga de NiTi tenha sido amplamente utilizada na ortodontia como arcos ou molas ortodônticas devido às suas propriedades mecânicas favoráveis, principalmente pela sua superelasticidade²⁰, o custo elevado destes materiais tem ocasionado à sua reutilização nas clínicas¹². Todavia, foi relatado na literatura que arcos de NiTi apresentam maior probabilidade de fratura por

fadiga quando removidos de pacientes ⁸, ocorrendo modificação da estrutura da sua superfície após uso clínico ¹¹. Num estudo in vitro foi observada perda de propriedades superelásticas devido à estabilização parcial da fase martensítica induzida por estresse em arcos de NiTi reutilizados ¹². No entanto, em outros trabalhos laboratoriais não foi observada diferenças significativas nas propriedades mecânicas e nas superfícies destes arcos quando reciclados ^{16,25}.

Tendo em vista os resultados dos trabalhos descritos, informações sobre a variação da força do platô clínico superelástico, da taxa de superelasticidade e da capacidade de recuperação elástica de uma mola de NiTi com o decorrer do tempo são relevantes, pois procedendo assim o ortodontista pode manter constante a eficiência do sistema de força selecionado ¹⁴ e poderá saber com maior precisão se há necessidade da troca da mola ou da possibilidade da sua reutilização.

Proposição



2 PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar in vivo e in vitro o efeito do tempo sobre as propriedades mecânicas de molas helicoidais fechadas de níquel-titânio.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

ARTIGO 1 - Determinar se há degradação da taxa de superelasticidade e da força média do platô clínico superelástico de molas helicoidais fechadas de níquel-titânio após o uso clínico.

ARTIGO 2 - Determinar in vitro a existência de degradação da força média do platô clínico superelástico e da taxa de superelasticidade em molas helicoidais fechadas de níquel-titânio ao longo do tempo.

ARTIGO 3 - Determinar a capacidade de recuperação elástica de molas fechadas de níquel-titânio após o uso clínico.

Capítulos



Capítulo 1



**ARTIGO 1 - DEGRADAÇÃO CLÍNICA DE MOLAS DE
NÍQUEL-TITÂNIO**

*Artigo a ser submetido à publicação na revista *American Journal of
Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*

Degradação clínica de molas de níquel-titânio

RESUMO

Objetivos: Determinar se há degradação da superelasticidade (SE) e da força média do platô clínico superelástico (FP) em molas helicoidais fechadas de níquel-titânio após o uso clínico. **Materiais e métodos:** 22 molas fechadas de níquel-titânio (Sentalloy, GAC[®] Central Slip, Nova Iorque, EUA) de 100 g foram submetidas a ensaios mecânicos de tração a 37°C, em ativações de 100 a 500% do comprimento ativo de níquel-titânio da mola para a determinação da suas taxas de SE e das FP antes (grupo T1) e após (grupo T2) 6 meses de tratamento em 25 pacientes. A análise estatística dos dados obtidos foi realizada em duas análises de variância de dois níveis, com nível de significância de 5%. **Resultados:** O tempo e a ativação influenciaram significativamente a taxa de SE e a FP quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$). Foi detectada uma interação significativa entre tempo e ativação nas variáveis taxa de SE ($p < 0,001$) e FP ($p = 0,013$). **Conclusões:** Após 6 meses de uso clínico, as molas apresentaram diminuições significantes nas suas taxas superelásticas em até 52% e nas forças médias dos platôs clínicos superelásticos em até 88%, não sendo adequada a sua reutilização. **Palavras-chave:** Fechamento de Espaço, Biomecânica, Superelasticidade, Níquel-Titânio.

INTRODUÇÃO

Na ortodontia, é de fundamental importância que o fechamento dos espaços seja realizado de forma planejada, por meio de um sistema de forças específico.¹ O deslizamento é uma das mecânicas que podem ser aplicadas para o fechamento de espaços e na qual é possível utilizar elásticos ou molas, de aço inoxidável ou de níquel-titânio.² O uso do níquel-titânio tem sido sugerido como uma melhor alternativa ao uso dos elásticos, apresentando taxas de fechamento de espaços significativamente mais rápidas,³⁻⁷ provavelmente devido às forças constantes proporcionadas pela sua superelasticidade.⁸ A superelasticidade é definida por uma constância na proporção carga/deflexão de uma liga, representada por meio de um platô de força durante a desativação deste material em consequência de uma transformação reversa de fase martensítica para austenítica induzida pela remoção do estresse.^{8,9}

Apesar de sua constância, as forças geradas pelas molas de níquel-titânio podem variar com o tempo devido a um fenômeno conhecido como relaxamento da tensão estrutural.^{10,11} É importante que o profissional tenha uma informação completa sobre as propriedades mecânicas das molas de níquel-titânio e que tenha conhecimento da força do platô superelástico que está sendo empregado durante a utilização desses dispositivos com o decorrer do tempo. Estes dados são extremamente úteis para que o clínico possa saber se há necessidade ou não da troca de uma mola de níquel-titânio durante a mecânica de fechamento de espaços e ainda sobre a possibilidade da sua reutilização.

A literatura relata que arcos ortodônticos de níquel-titânio apresentam uma

maior probabilidade de fratura por fadiga¹² e exibem alterações na sua superfície após o uso clínico.¹³ Entretanto, há controvérsia quanto à manutenção de suas propriedades mecânicas, pois enquanto um estudo *in vitro*¹⁴ e um *in vivo*¹⁵ avaliando arcos reciclados mostraram perdas de suas propriedades superelásticas, outros trabalhos laboratoriais não observaram diferenças significativas nas suas propriedades mecânicas.^{16,17} Adicionalmente, alguns estudos observaram a deformação tempo-dependente em fios de níquel-titânio,^{9,18-20} o que pode alterar a força desenvolvida pelos mesmos.

A força gerada pelas molas de níquel-titânio podem ser influenciadas por diversos fatores como o comprimento, calibre, tamanho do lúmen, fabricação, composição precisa de níquel-titânio e quantidade de ativação.^{10,21,22} Essas informações, entretanto, não estão prontamente disponíveis nas embalagens e, desta forma, os profissionais não devem presumir que as molas de níquel-titânio atuem sempre da mesma maneira. A literatura já demonstrou diferenças significativas nas forças produzidas por molas de níquel-titânio de diferentes fabricantes,^{23,24} e também foi observado que molas da mesma marca, mas de lotes diversos, podem produzir forças diferentes.²⁵ Apesar de haver alguns trabalhos *in vitro*^{2,10,21,26-28} avaliando a força gerada por estas molas com a desativação ao longo do tempo em ambiente bucal simulado, os resultados divergem quanto à existência de aumento,²⁷ degradação^{2,10,21} ou ausência de diferenças^{26,28} quanto a estas forças e, portanto, um estudo clínico mostra-se necessário para solucionar esta controvérsia.

Assim sendo, embora a literatura atual em relação às diversas propriedades

das molas fechadas de níquel-titânio seja bem documentada, ainda não há trabalhos avaliando clinicamente o efeito do tempo sobre a estabilidade da taxa de superelasticidade (SE) e da força média do platô clínico superelástico (FP) geradas por estes dispositivos com a desativação. Portanto, o objetivo desse estudo foi determinar se há degradação da taxa de SE e da FP em molas helicoidais fechadas de níquel-titânio após o uso clínico.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra deste estudo prospectivo foi composta inicialmente por 50 molas helicoidais fechadas de níquel-titânio (Sentalloy, GAC[®], Central Slip, Nova Iorque, EUA) de 100g, as quais foram utilizadas para a retração de caninos²⁹ (Tabela I) (Anexo).

Antes das molas serem utilizadas nos pacientes elas foram submetidas a um ensaio mecânico de tração para a determinação das suas taxas de SE e das FP. Foi utilizada a máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil) apresentando dois ganchos adaptados para o tracionamento das molas para o ensaio. Os ganchos e as molas foram submersos num recipiente de água destilada a 37°C +/- 1 (Fig 1),^{24,30,31} controlado por um aquecedor de 30 W (Termodelfim, São Paulo, Brasil) e um termostato (Alife, São Paulo, Brasil).

As molas foram ativadas a 100% do seu comprimento ativo de níquel-titânio (Y) (Fig 2), retornando à posição original, e o ensaio prosseguiu reativando as mesmas em 200%, 300%, 400% e 500% de Y. Antes do início do ensaio, quaisquer folgas foram eliminadas ajustando-se a mola a cada 0,1 mm

manualmente com o auxílio do indicador digital da máquina. O Software Tesc, versão 3.04 (EMIC, Curitiba, Paraná, Brasil) registrou todos os valores de força obtidos durante o ensaio, em formato bruto (*Raw*), que foi realizado a 20 mm/min.

Para a determinação da FP os dados de força e deformação de cada mola testada foram exportados ao Microsoft Excel[®] (Microsoft, Redmond, USA). Para cada desativação foi identificada uma reta de regressão linear no segmento mais horizontal do gráfico de carga/deflexão da fase martensítica das molas. Primeiro determinou-se os pontos iniciais e finais do maior segmento horizontal possível no gráfico, de modo que a reta de regressão que passasse sobre eles fosse a mais horizontal possível e que fosse obtido um coeficiente de determinação de ao menos 0,99. Assim, esta reta explicaria quase perfeitamente os valores do segmento do gráfico do ponto inicial ao final deste segmento, chamado de platô clínico superelástico. O valor da FP de cada mola foi dado pelo ponto médio do segmento do gráfico entre os pontos inicial e final (Fig 3).

A taxa de SE foi calculada por meio da razão entre duas retas geradas na curva de desativação das molas testadas. A primeira reta, relativamente mais horizontal, é a regressão linear citada anteriormente, e de sua equação foi obtido o módulo de elasticidade (E_1). A segunda reta, mais vertical, é obtida a partir dos três primeiros pontos da curva de desativação do gráfico de carga/deflexão, e de sua equação também é obtido o módulo de elasticidade (E_2). Assim, a taxa de SE pode ser calculada através da razão entre E_2/E_1 (Fig 3). Nenhuma das molas apresentou deformação permanente após os ensaios realizados e, portanto, foram liberadas para o uso clínico. As molas foram devidamente identificadas para que

os valores do primeiro (T1) e segundo ensaio (T2) corresponderem às mesmas molas.

Assim, as 50 molas foram utilizadas clinicamente em 25 pacientes para retração de caninos sendo ativadas de distal a distal de ilhós 17 mm, correspondendo ao dobro do tamanho total da mola (X) de 8,5 mm, e eram reativadas mensalmente. Após seis meses de tratamento, 22 das 50 molas foram utilizadas para um segundo ensaio mecânico, seguindo os mesmos parâmetros do primeiro. Isso ocorreu porque após 6 meses, 28 molas ainda estavam sendo utilizadas clinicamente para a retração de caninos em um estudo clínico.²⁹

Como os dados obtidos antes e após o tratamento estavam normalmente distribuídos, duas análises de variância de dois níveis foram executadas, com nível de significância de 5%, para averiguar diferenças entre os tempos e ativações, bem como identificar uma possível interação entre esses dois fatores nas variáveis taxa de SE e FP. O programa estatístico utilizado foi o Software SPSS[®], v. 16.0 (Chicago, Illinois, USA).

RESULTADOS

O tempo ou o uso clínico influenciou significativamente a taxa de SE das molas ($p < 0,001$) (Tabela II). Quando o perfil total das molas foi avaliado, essa taxa diminuiu de T1 (12,16) para T2 (6,95) (Tabela III). A taxa de SE também foi influenciada pela ativação ($p < 0,001$) (Tabela II). O pós-teste de Tukey detectou na análise de perfil das molas que as taxas SE foram diferentes em todas as ativações, com valores de 1,88 a 100% de ativação, de 5,24 a 200%, de 9,18 a

300%, de 13,48 a 400% e de 18,01 a 500% (Tabela IV). Também foi detectada uma interação significativa entre os fatores tempo e ativação na variável taxa de SE ($p < 0,001$) (Tabela II).

O tempo influenciou significativamente a FP quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$) (Tabela V), com as FP diminuindo de T1 (1,06N) para T2 (0,16N) (Tabela VI). A ativação também influenciou significativamente as FP ($p < 0,001$) (Tabela V). As médias das FP foram iguais em 100% (0,61N), 200% (0,62N), 300% (0,61N) e 400% (0,65N) de ativação, diminuindo na ativação de 500% (0,54N) (Tabela VII). Foi encontrada interação significativa para os fatores tempo e ativação na variável FP ($p = 0,013$) (Tabela V).

DISCUSSÃO

As molas testadas após seis meses de uso clínico se mostraram menos superelásticas que as mesmas molas testadas previamente ao seu uso. Isto quer dizer que molas novas tem uma desativação mais gradual no seu platô superelástico do que molas utilizadas clinicamente por seis meses. Em adição, as taxas de SE aumentaram com a ativação, fazendo com que a variação da força fosse menor, o que já é substanciado pela literatura.³⁰ Também houve interação entre o tempo e a ativação (Fig 4), demonstrando que a variação da taxa de SE entre as ativações altera-se com o tempo. Quando as médias das molas nos dois tempos são comparadas (Tabela VIII), observa-se que as taxas de SE diminuem de 22 a 52% com o uso clínico. Isso é importante clinicamente, pois com uma ativação inicial de 300% uma taxa superelástica de 11 que pode ser obtida em

uma mola nova não é alcançada numa mola usada. Na figura 5, pode-se observar também a variação da inclinação (carga/deflexão) do platô clínico superelástico com o tempo nas diferentes ativações, o que confirma a deterioração das propriedades superelásticas das molas. Esses dados são de difícil comparação com a literatura, pois não há trabalhos clínicos analisando a degradação de propriedades superelásticas em molas fechadas de níquel-titânio ao longo do tempo. Há um único trabalho laboratorial onde os autores afirmaram não haver mudanças aparentes nas propriedades de molas de níquel-titânio após terem sido mantidas ativas e expostas a duas sessões de termociclagem.²⁸ Apesar destes resultados discordarem dos nossos achados, as molas não foram utilizadas clinicamente e a simulação laboratorial pode não representar com exatidão o que acontece na cavidade bucal.

Houve uma redução significativa das FP com o uso clínico da mola. Esta degradação pode ter ocorrido por relaxamento estrutural^{10,32} e/ou por deformação permanente.³³ A literatura diverge quanto à degradação da força em molas de níquel-titânio após ativação prolongada em ambiente bucal simulado.^{2,10,21,26-28} Um estudo relata aumento da força,²⁷ outros diminuição,^{2,10,21} e por fim, ausência de alteração.^{26,28} As diferenças entre as metodologias podem ter ocasionado estas divergências, como a inclusão²⁸ ou não^{2,10,21,26,27} de termociclagem, uso das mesmas amostras^{2,10,21,27,28} ou de amostras diferentes nas avaliações subsequentes com o decorrer do tempo,²⁶ bem como a forma de avaliação das molas, de modo dinâmico^{10,26,28} ou estático.^{2,21,27} O presente trabalho sobrepõe-se aos anteriores pois, além de ser clínico, utilizou uma modificação de metodologia já

estabelecida^{30,34,35} para a determinação da força das molas, a qual leva em consideração o platô superelástico. Isso é importante devido à relação carga/deflexão não linear de ligas superelásticas, o que torna a previsão das propriedades mecânicas das molas de níquel-titânio complexa.³⁰ Do ponto de vista clínico, a redução das forças com o uso da mola pode fazer com que a velocidade de movimentação diminua ou que até mesmo cesse, caso a força caia a níveis subótimos. Isso pode forçar o ortodontista a trocar a mola ou a modificar a estratégia de fechamento dos espaços.

Com o aumento das ativações houve diferenças entre as FP encontradas, com uma queda das forças dissipadas somente na ativação de 500% (Tabela VII). O efeito do estresse na transformação de fase austenítica para martensítica e na sua reversão para a utilização do platô superelástico na ortodontia já foi descrito na literatura^{9,10} e mostra uma melhor resposta das molas com maiores ativações no seu uso clínico. Desta forma, apesar da quantidade de ativação não ser compatível com as distâncias clínicas utilizadas na ortodontia, o clínico deveria sobreativar a mola durante a sua fixação ao aparelho, conforme já sugerido.¹⁰ Uma interação significativa também foi encontrada entre o uso e a ativação das molas para a FP (Tabela V e Fig 6), verificando-se que o padrão de variação da força ocorre de forma diferente nas diversas ativações quando se compara os dois diferentes tempos (Tabela IX). A redução observada nesta pesquisa de até 88% nas FP obtidas com molas de níquel-titânio após uso clínico altera a força inicialmente desejada pelo ortodontista, gerando os problemas já citados.

Apesar da literatura ser extensa em trabalhos *in vitro* avaliando materiais

ortodônticos superelásticos, as configurações laboratoriais utilizadas para simular as condições intrabucais são incomparáveis a um ambiente bucal verdadeiro. Os principais fatores que distinguem a cavidade bucal do meio *in vitro* são a presença da flora bucal complexa e de seus bioprodutos, o acúmulo de biofilme sobre os materiais testados,³⁶ bem como os efeitos mecânicos da função mastigatória. Na maioria dos casos, os estudos *in vitro* proporcionam evidência de um perfil de material muito diferente daquele que efetivamente é observado quando utilizado clinicamente, não demonstrando evidências de um padrão de deterioração intrabucal e de fenômenos associados como alterações de superfície, mudanças estruturais e de propriedades mecânicas.³⁶ As alterações na taxa de SE e na FP observadas com as molas fechadas de níquel-titânio avaliadas nesta pesquisa (Fig. 7) demonstram mudanças significativas nas propriedades mecânicas em ambiente bucal após seis meses. Estes resultados estão de acordo com alguns estudos clínicos que analisaram arcos de níquel-titânio após serem removidos de pacientes e observaram a presença de maior probabilidade de fratura por fadiga,¹² perda da superelasticidade¹⁵ e constataram que o uso clínico com o tempo altera a topografia e estrutura da superfície dos fios por meio de corrosão localizada e formação de compostos orgânicos sobre esta, influenciando a rugosidade superficial e, conseqüentemente, a eficácia da mecanoterapia.¹³

Assim, a utilização a longo prazo ou a reutilização de uma mola helicoidal fechada de níquel-titânio seria desaconselhada, pois está associada a uma degradação na sua taxa de SE e na FP. Os clínicos devem compreender as limitações destes materiais decorrentes do tempo de uso, modificando suas

expectativas e/ou monitorando a evolução do tratamento.

CONCLUSÕES

Após seis meses de uso clínico, as molas helicoidais fechadas de níquel-titânio apresentaram diminuições significantes nas suas taxas superelásticas em até 52% e nas forças médias dos platôs clínicos superelásticos em até 88%, não sendo adequada a reutilização desses materiais.

REFERÊNCIAS

1. 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;77:973-978.
2. Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res* 2007;21:51-57.
3. Bennett JC, McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1990;24:251-260.
4. Dixon V, Read MJ, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *J Orthod* 2002;29:31-36.
5. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:464-467.

6. Sonis AL. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. *J Clin Orthod* 1994;28:293-295.
7. Sueri MY, Turk T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod* 2006;76:1010-1014.
8. 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;90:1-10.
9. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-452.
10. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:8-21.
11. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod* 1984;86:396-402.
12. Bourauel C, Scharold W, Jager A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dent Mater* 2008;24:1095-1101.
13. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2000;22:317-326.
14. Gil FJ, Espinar E, Llamas JM, Manero JM, Ginebra MP. Variation of the superelastic properties and nickel release from original and reused NiTi orthodontic archwires. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012;6:113-119.
15. Kapila S, Reichhold G, Anderson R, Watanabe B. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 1991;100:428-435.

16. Ramazanzadeh BA, Ahrari F, Sabzevari B, Zebarjad SM, Ahrari A. Effects of a simulated oral environment and sterilization on load-deflection properties of superelastic nickel titanium-based orthodontic wires. *Int J Orthod* 2011;22:13-21.
17. Lee SH, Chang YI. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:654-663.
18. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod* 1990;60:283-288.
19. Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic archwires over time. *Aust Orthod J* 1994;13:152-158.
20. Al-Jwary E. Factors affecting on permanent deformation of orthodontic arch wires (An in vitro study). *Al-Rafidain Dent J*. 2011;11:317-322.
21. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:127-133.
22. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:498-507.
23. Melsen B, Topp LF, Melsen HM, Terp S. Force system developed from closed coil springs. *Eur J Orthod* 1994;16:531-539.
24. Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthod* 2010;80:182-187.

25. 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;19:491-500.
26. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod* 1993;63:67-72.
27. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod* 1998;20:169-176.
28. Vidoni G, Perinetti G, Antonioli F, Castaldo A, Contardo L. Combined aging effects of strain and thermocycling on unload deflection modes of nickel-titanium closed-coil springs: an in-vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:451-457.
29. Monini A. Estudo clínico do tempo de fechamento de espaço e do movimento dentário durante a retração de caninos entre dois tipos de braquetes. Departamento de Clínica Infantil. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara.; 2012: p. 77.
30. 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;137:671-678.
31. ADA. New American Dental Association Specification No. 32 for orthodontic wires not containing precious metals. Council on Dental Materials and Devices. *J Am Dent Assoc* 1977;95:1169-1171.
32. Caldas SG, Martins RP, Viacilli RF, Galvao MR, Martins LP. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140:e85-92.

33. Duerig TW MK, Stockel D, Wayman CM. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann Ltd.; 1990.
34. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1995;17:395-402.
35. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod* 2007;77:991-998.
36. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:403-412.

LEGENDA DAS FIGURAS

Figura 1. Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios EMIC, modelo DL 2000.

Figura 2. Mola de níquel-titânio fechada GAC[®] (Sentalloy, GAC[®], CentralSlip, Nova Iorque, EUA), X corresponde ao comprimento total da mola e Y ao níquel-titânio ativo.

Figura 3. Gráfico de carga/deflexão mostrando a curva de desativação de uma mola de níquel-titânio. Reta de regressão na cor preta identificando a área mais horizontal do gráfico. Setas verdes mostram pontos inicial e final do platô clínico superelástico (PF) em vermelho. Seta amarela mostra o ponto médio do segmento do PF. Reta de regressão na cor laranja foi obtida a partir dos três primeiros pontos da curva de desativação.

Figura 4. Gráfico das taxas de superelasticidade (SE) alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T1 e T2.

Figura 5. Gráfico exibindo a variação da inclinação (carga/deflexão) do platô clínico superelástico com o tempo nas diferentes ativações.

Figura 6. Gráfico das forças médias dos platôs clínicos superelásticos (FP) alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T1 e T2 em Newtons.

Figura 7. Gráfico carga-deflexão mostrando as diferentes ativações de uma mola típica em T1 e T2. Pode-se observar a degradação das forças e um pequeno aumento na inclinação dos platôs superelásticos.

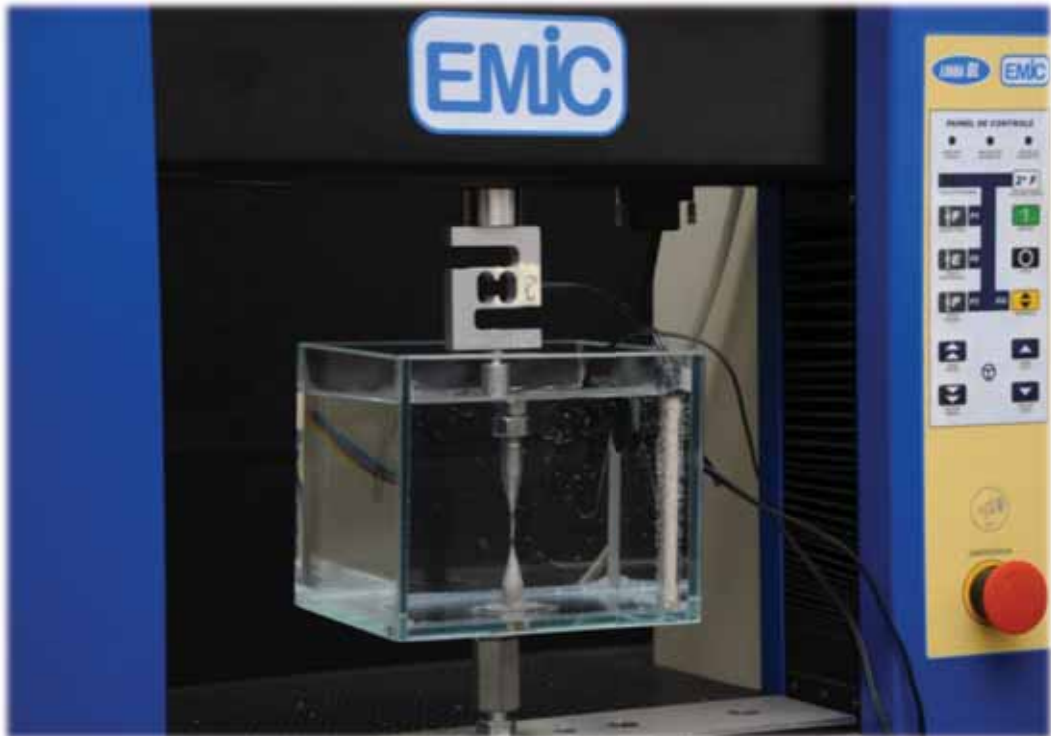


Figura 1. Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios EMIC, modelo DL 2000.

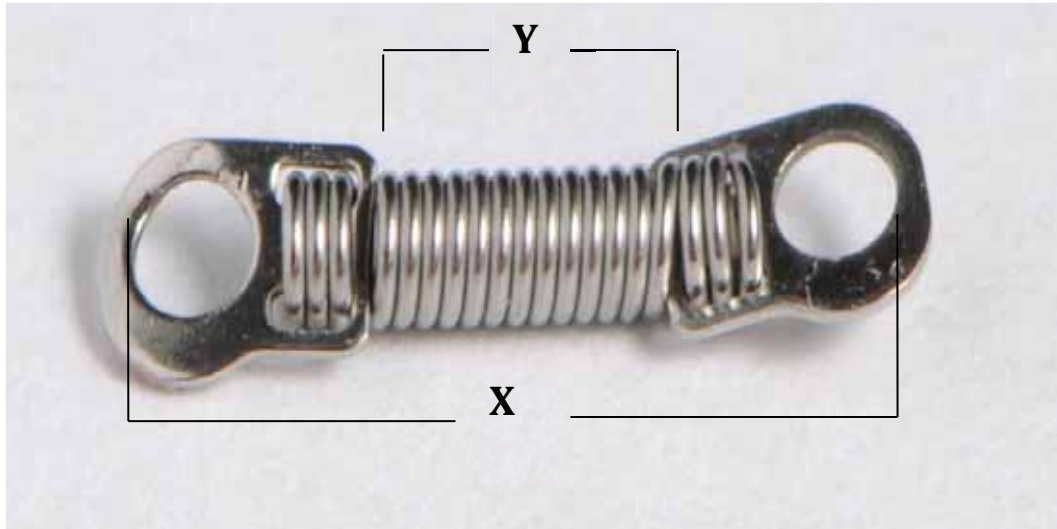


Figura 2. Mola de níquel-titânio fechada GAC[®] (Sentalloy, GAC[®], CentralSlip, Nova Iorque, EUA), X corresponde ao comprimento total da mola e Y ao níquel-titânio ativo.

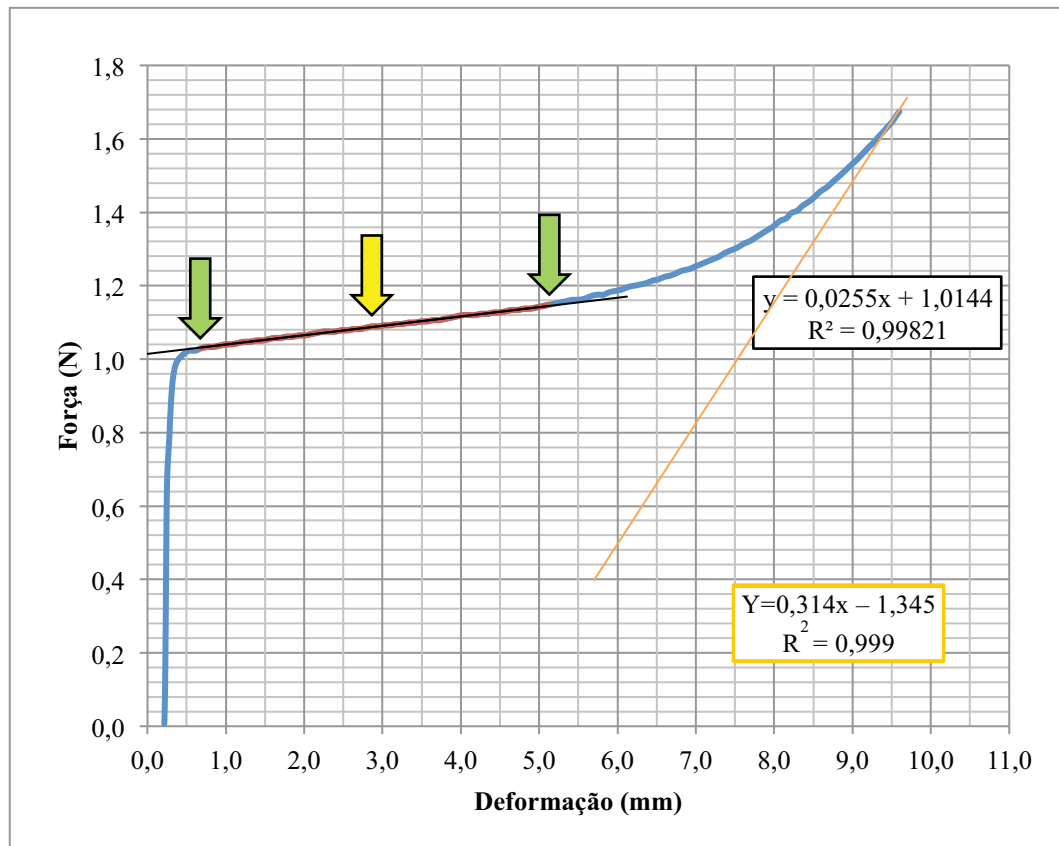


Figura 3. Gráfico de carga/deflexão mostrando a curva de desativação de uma mola de níquel-titânio. Retas de regressão na cor preta e laranja identificando a área mais horizontal do gráfico. Setas verdes mostram pontos inicial e final do platô clínico superelástico (PF) em vermelho. Seta amarela mostra o ponto médio do segmento do PF. Retas de regressão na cor preta e laranja foram obtidas a partir dos três primeiros pontos da curva de desativação.

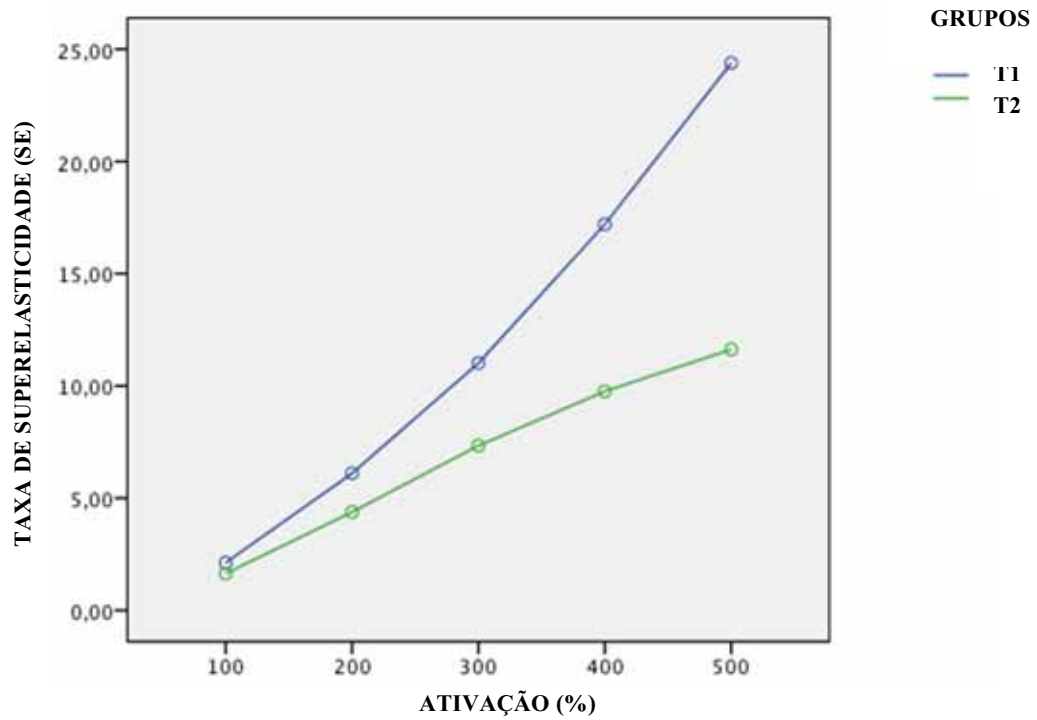


Figura 4. Gráfico das taxas de superelasticidade (SE) alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T1 e T2.

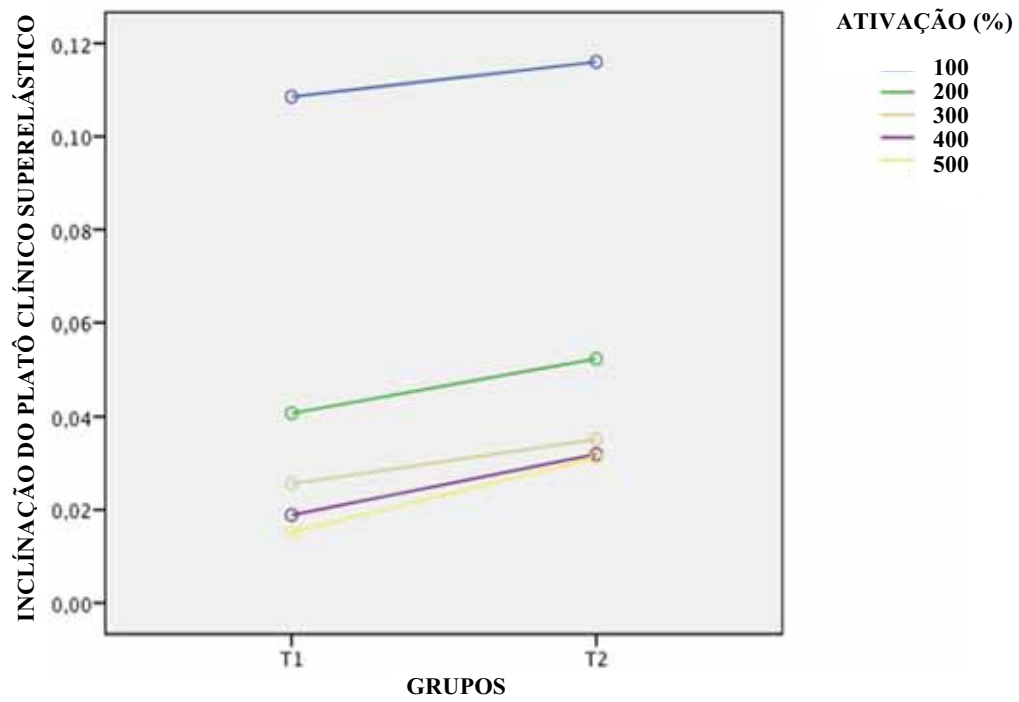


Figura 5. Gráfico exibindo a variação da inclinação (carga/deflexão) do platô clínico superelástico com o tempo nas diferentes ativações.

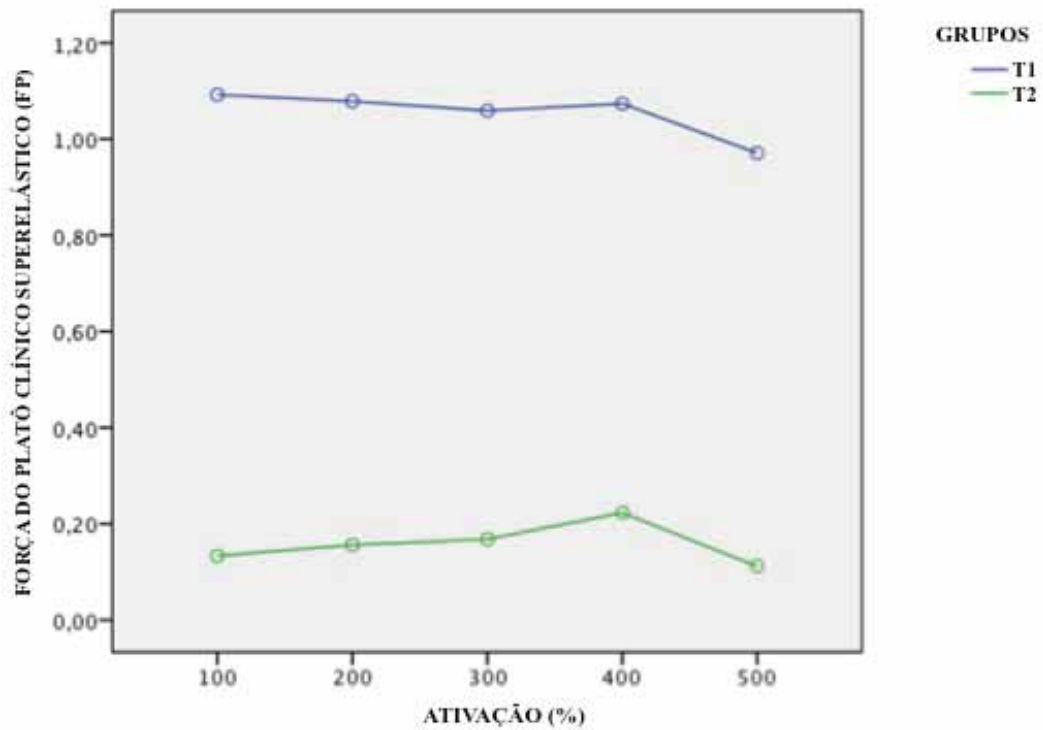


Figura 6. Gráfico das forças médias dos platôs clínicos superelásticos (FP) alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T1 e T2 em Newtons.

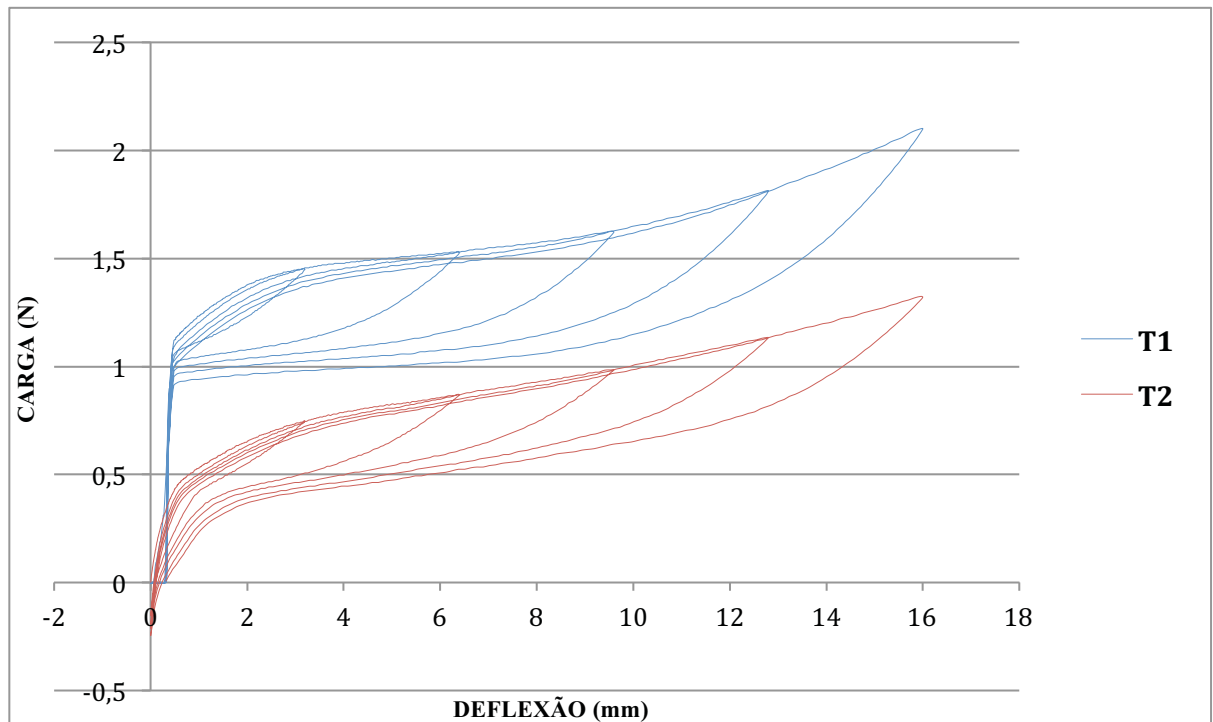


Figura 7. Gráfico carga-deflexão mostrando as diferentes ativações de uma mola típica nos grupos T1 e T2. Pode-se observar a degradação das forças e um pequeno aumento na inclinação dos platôs superelásticos.

Tabela I – Especificações da mola helicoidal fechada de níquel-titânio utilizada no estudo.

MARCA COM.	COMP.*	COMP.	NiTi ATIVO	FORÇA DO PLATÔ*	DIÂMETRO MOLA*	REF.*	LOTE*
GAC•	10 mm	8,5 mm	3,2 mm	0,98 N/100 g	0,9 mm	10-000-03	A579

* Informações de acordo com o fabricante.

Tabela II – Análise de variância de dois níveis (tempo e ativação) em relação à variável taxa de superelasticidade.

Fatores	Soma dos quadrados	df	Quadrados médios	F	p valor
Tempo	1495,98	1	1495,98	178,14	<0,001
Ativação	7234,09	4	1808,52	215,35	<0,001
Tempo * Ativação	1085,95	4	271,487	32,328	<0,001

Tabela III – Médias do perfil total da taxa de superelasticidade (SE) das molas nos diferentes tempos.

Grupos	Taxa de SE
T1	12,16
T2	6,95
p	<0,001

Tabela IV – Médias do perfil total da taxa de superelasticidade (SE) das molas nas diferentes ativações. (Letras diferentes indicam diferenças entre os grupos).

Ativação (%)	Taxa de SE
100	1,88 ^A
200	5,24 ^B
300	9,18 ^C
400	13,48 ^D
500	18,01 ^E
p	<0,001

Tabela V – Análise de variância de dois níveis (tempo e ativação) em relação à variável força média do platô clínico superelástico.

Fatores	Soma dos quadrados	df	Quadrados médios	F	p valor
Tempo	44,17	1	44,17	6470,9	<0,001
Ativação	0,27	4	0,07	9,98	<0,001
Tempo * Ativação	0,09	4	0,02	3,26	0,013

Tabela VI – Médias do perfil total da força média do platô clínico superelástico (FP) em Newtons (N) das molas nos diferentes tempos.

Grupos	FP (N)
T1	1,06
T2	0,16
p	<0,001

Tabela VII – Médias do perfil total da força média do platô clínico superelástico (FP) em Newtons (N) das molas nas diferentes ativações. (Letras diferentes indicam diferenças entre os grupos).

Ativação (%)	FP (N)
100	0,61 ^A
200	0,62 ^A
300	0,61 ^A
400	0,65 ^A
500	0,54 ^B
p	<0,001

Tabela VIII – Médias e desvios padrão da taxa de superelasticidade (SE) das molas nos diferentes tempos e ativações, e porcentagens de redução da taxa de SE entre T1 e T2.

Ativação (%)	T1 (DP)	T2 (DP)	Redução T1-T2 (%)
100	2,12 (0,44)	1,64 (0,49)	22,64
200	6,10 (0,96)	4,38 (1,09)	28,20
300	11,01 (1,91)	7,34 (2,35)	33,33
400	17,20 (2,93)	9,76 (3,90)	43,26
500	24,38 (4,37)	11,63 (5,42)	52,30

Tabela IX – Médias e desvios padrão, entre parênteses, da força média do platô clínico superelástico (FP) em Newtons (N) das molas nos diferentes tempos e ativações, e porcentagens de redução da FP entre T1 e T2.

Ativação (%)	T1 (N)	T2 (N)	Redução T1-T2 (%)
100	1,09 (0,07)	0,13 (0,08)	88,08
200	1,08 (0,05)	0,16 (0,10)	85,19
300	1,06 (0,05)	0,17 (0,11)	83,96
400	1,07 (0,05)	0,22 (0,13)	79,44
500	0,97 (0,04)	0,11 (0,09)	88,66

Capítulo 2



**ARTIGO 2 - RELAXAMENTO ESTRUTURAL DE MOLAS DE
NÍQUEL-TITÂNIO**

*Artigo a ser submetido à publicação na revista *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*

Relaxamento estrutural de molas de níquel-titânio

RESUMO

Objetivos: Avaliar a existência de degradação da força média do platô clínico superelástico (FP) e da taxa de superelasticidade (SE) em molas helicoidais fechadas de níquel-titânio ao longo do tempo. **Materiais e métodos:** Foram avaliadas 60 molas fechadas GAC[®] (Sentalloy, Central Slip, Nova Iorque, EUA) de 100 g, divididas em 6 grupos. As molas foram submetidas a um ensaio mecânico de tração a 20 mm/min e a 37°C, em ativações de 100 a 500% do seu comprimento efetivo de níquel-titânio, em 6 períodos. O grupo T0 foi avaliado imediatamente, assim que as molas foram removidas de suas embalagens, e os outros grupos foram avaliados após a manutenção das molas num dispositivo onde permaneceram tracionadas a 37°C por 1 mês (T1), por 2 meses (T2), por 3 meses (T3), por 4 meses (T4) e por 5 meses (T5). Foi realizada também a redução progressiva semanal do tracionamento inicial destas molas para simular a movimentação dentária. Os dados obtidos foram analisados em duas análises de variância de dois níveis, com nível de significância de 5%. **Resultados:** O tempo influenciou significativamente a FP e a taxa de SE quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$). A ativação influenciou significativamente a taxa de SE ($p < 0,001$), não influenciando a FP ($p = 0,218$). Foi detectada uma interação significativa entre tempo e ativação na variável taxa de SE ($p = 0,020$), o que não ocorreu na variável FP ($p = 1,00$). **Conclusões:** As molas não apresentaram

diminuições nas suas taxas de SE, porém as FP apresentaram reduções significativas, as quais foram maiores nos dois primeiros meses.

Palavras-chave: Fechamento de Espaço, Superelasticidade, Níquel-titânio.

INTRODUÇÃO

Na clínica ortodôntica, deseja-se que uma mola de níquel-titânio atue de forma superelástica, onde o módulo de elasticidade é baixo e a força é praticamente constante. Superelasticidade é determinada por uma constância na proporção carga/deflexão da liga, representada por meio de um platô durante a desativação deste material como consequência da transformação reversa de fase martensítica para austenítica induzida pela remoção do estresse.¹⁻⁴

Clinicamente, o ortodontista precisa saber se a mola que ele utiliza trabalha na sua fase superelástica e o quanto de força ele está aplicando aos dentes quando a mola é ativada. A força gerada, geralmente informada pelo fabricante, pode ser influenciada pelo comprimento, calibre, tamanho do lúmen, fabricação e composição precisa de níquel-titânio, fatores estes que podem ser controlados na manufatura. Outros fatores que envolvem a manipulação clínica das molas, como a quantidade de ativação inicial⁵⁻⁷ e a temperatura de trabalho^{6,8-10} também influenciam a força produzida. Além disso, as forças podem tornar-se menos previsíveis quando há um estiramento prolongado das molas,^{7,11,12} comum nos fechamentos de espaços, devido ao relaxamento estrutural da mola, já demonstrado em fios de níquel-titânio.^{1,13-15} Por conseguinte, um sistema de forças que deveria ser relativamente estático pode tornar-se dinâmico,

complicando ainda mais uma situação clínica.¹⁶

Poucos estudos apresentam informações sobre as curvas de carga/deflexão de molas fechadas de níquel-titânio,^{7,11,17-20} e na maioria deles^{7,11,17,18} a discriminação entre as fases linear (austenítica) e não-linear (martensítica) não foi baseada em metodologias quantitativas e objetivas.²⁰ Assim, o platô clínico superelástico foi incorporado na curva de desativação, pois na ortodontia esta curva é a de maior interesse em relação ao movimento dentário.^{21,22}

Informações sobre a variação da força do platô clínico superelástico e da taxa de superelasticidade de uma mola de níquel-titânio com o decorrer do tempo são relevantes, pois assim o ortodontista poderá saber com maior precisão se há necessidade da troca desta mola ou da possibilidade da sua reutilização e também poderá manter constante a eficiência do sistema de força selecionado.¹⁶

Apesar da literatura em relação às diversas propriedades das molas fechadas de níquel-titânio ser ampla, há apenas alguns trabalhos avaliando a força produzida por estes dispositivos com a desativação ao longo do tempo,^{5,7,9,11,12,20} no entanto, apenas um investiga a superelasticidade²⁰ e nenhum deles avalia a estabilidade da força do platô clínico superelástico ou inclui simulação do movimento dentário. A redução da ativação das molas com o tempo para simular o movimento dentário aproxima as características laboratoriais das condições clínicas. Já foi demonstrado na literatura que a redução da distensão inicial de módulos elastoméricos mantidos tracionados para simular o fechamento de espaço apresentou influência significativa sobre a quantidade de força em comparação com os testes realizados em comprimento constante.²³

Portanto, o objetivo deste artigo foi analisar *in vitro* a degradação da força média do platô clínico superelástico (FP) e da taxa de superelasticidade (SE) de molas helicoidais fechadas de níquel-titânio ao longo do tempo com simulação do movimento dentário.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra deste estudo foi composta por 60 molas helicoidais fechadas de níquel-titânio de 100 g da GAC[®] (Sentalloy, Central Slip, Nova Iorque, EUA), de mesmo lote, as quais foram divididas em 6 grupos de acordo com o momento de avaliação (Tabela I).

As molas foram submetidas a um ensaio mecânico de tração para a determinação das FP e das suas taxas de SE em seis diferentes períodos. O grupo T0 foi avaliado imediatamente, assim que as molas foram removidas de suas embalagens, e os outros grupos foram avaliados após a manutenção das molas em um dispositivo onde permaneceram tracionadas por 1 mês (T1), por 2 meses (T2), por 3 meses (T3), por 4 meses (T4) e por 5 meses (T5) (Tabela II).

O dispositivo foi confeccionado num sistema rígido de aço, com espessura de 0,90 cm, comprimento de 22,00 cm e largura de 9,70 cm. O mesmo apresentava 5 colunas com 10 pares de ganchos paralelos em cada uma delas, sendo um fixo à base de aço e outro móvel para simular uma situação clínica de fechamento de espaço (Fig 1). As molas dos grupos T1, T2, T3, T4 e T5 foram mantidas neste dispositivo sob temperatura controlada em estufa a 37°C^{12,19,20,24} e tracionadas inicialmente a 25 mm.²⁵ Com o objetivo de simular a movimentação

dentária, uma redução progressiva semanal do tracionamento destas molas foi realizada. Utilizando um paquímetro digital Mitutoyo modelo SC-6 (Suzano, São Paulo, Brasil) realizaram-se reduções de 1,1 mm, divididos em 0,25 mm por semana no 1° e 2° mês; de 0,9 mm, divididos em 0,23 mm por semana no 3° e 4° mês; e de 0,7 mm, divididos em 0,18 mm por semana no 5° mês. Estes valores foram coletados de um ensaio clínico²⁶ sendo estas medidas confiáveis e reproduzíveis.

Uma máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil) apresentando dois ganchos adaptados para o tracionamento das molas foi utilizada para os testes. Os ganchos e as molas foram submersos num recipiente contendo água destilada a $37^{\circ}\text{C} \pm 1$ ^{19,24,27} (Fig 2) e a temperatura foi controlada por um aquecedor de 30 W (Termodelfim, São Paulo, Brasil) e um termostato (Alife, São Paulo, Brasil).

Para a determinação da quantidade de ativação das molas em função do seu comprimento, o tamanho total das molas (X) e o comprimento efetivo de níquel-titânio (Y) foram medidos com o paquímetro digital.

Antes do início do ensaio, quaisquer folgas foram eliminadas ajustando-se a mola a cada 0,1 mm manualmente com o auxílio do indicador digital da máquina. Assim as molas foram ativadas a 100% de Y, retornando à posição original, e o ensaio prosseguiu reativando as mesmas a 200%, 300%, 400% e 500% de Y. O Software Tesc, versão 3.04 (EMIC, Curitiba, Paraná, Brasil) registrou todos os valores de força obtidos durante o ensaio em formato bruto (Raw), o qual foi realizado a 20 mm/min.

Para a determinação da FP os dados de força e deformação de cada mola testada foram exportados ao Microsoft Excel[®] (Microsoft, Redmond, USA). Para cada desativação foi identificada uma reta de regressão linear no segmento mais horizontal do gráfico de carga/deflexão da fase martensítica das molas. Primeiro determinou-se os pontos iniciais e finais do maior segmento horizontal possível no gráfico, de modo que a reta de regressão que passasse sobre eles fosse a mais horizontal possível e que fosse obtido um coeficiente de determinação de ao menos 0,99. Assim, esta reta explicaria quase perfeitamente os valores do segmento do gráfico do ponto inicial ao final deste segmento, chamado de platô clínico superelástico. O valor da FP de cada mola foi dado pelo ponto médio do segmento do gráfico entre os pontos inicial e final (Fig 3).

A taxa de SE foi calculada por meio da razão entre duas retas geradas na curva de desativação das molas testadas. A primeira reta, relativamente mais horizontal, é a regressão linear citada anteriormente, e de sua equação foi obtido o módulo de elasticidade (E1). A segunda reta, mais vertical, é obtida a partir dos três primeiros pontos da curva de desativação do gráfico de carga/deflexão, e de sua equação também é obtido o módulo de elasticidade (E2). Assim, a taxa de SE pode ser calculada através da razão entre E2/E1 (Fig 3).

Como os dados obtidos estavam normalmente distribuídos, duas análises de variância de dois níveis foram executadas, com nível de significância de 5%, para averiguar diferenças entre os tempos e ativações, bem como identificar uma possível interação entre esses dois fatores nas variáveis FP e taxa de SE. O

programa estatístico utilizado foi o Software SPSS[®], v. 16.0 (Chicago, Illinois, USA).

RESULTADOS

O tempo influenciou significativamente as FP quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$) (Tabela III). As FP foram diferentes entre T0 (1,06N), T1 (0,35N) e T2 (0,09), mas foram iguais entre os grupos T2, T3 (0,10), T4 (0,10) e T5 (0,10) (Tabela IV). A ativação não influenciou significativamente as FP ($p = 0,218$), sendo as médias iguais em 100% (0,33N), 200% (0,30N) 300% (0,30N), 400% (0,29N) e 500% (0,27N) (Tabela V). Não foi encontrada interação significativa para os fatores tempo e ativação na variável FP ($p = 1,000$) (Tabela III).

O tempo influenciou significativamente as taxas de SE quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$) (Tabela VI). As taxas de SE foram de 9,5 para T0; 10,0 para T1; 10,4 para T2; 11,6 para T3; 12,0 para T4; e 11,7 para T5; as diferenças entre os grupos podem ser vistas na tabela VII. As taxas de SE também foram influenciadas pela ativação quando o perfil total das molas foi avaliado ($p < 0,001$). As taxas de SE foram diferentes em todas as ativações e com valores de 2,0 (100%), 5,1 (200%), 9,6 (300%), 15,7 (400%) e 21,9 (500%) (Tabela VIII). Foi detectada uma interação significativa entre os fatores tempo e ativação na variável taxa de SE ($p = 0,020$) (Tabela VI).

DISCUSSÃO

Houve uma redução significativa nas FP produzidas pelas molas mantidas ativas por 1, 2, 3, 4 e 5 meses com simulação do movimento dentário. Essa redução é clinicamente significativa, pois após dois meses de uso os perfis das molas podem apresentar uma queda de 91% na força produzida no platô de superelasticidade. Esta grande degradação da força provavelmente ocorre por relaxamento estrutural,^{7,16,28} pois as molas foram submetidas a um estresse ao longo do tempo, e/ou por deformação plástica,³ o que é menos provável de ter ocorrido, já que as molas foram ativadas aquém de seu limite elástico (500% do tamanho original).¹⁷ A literatura é controversa quanto à degradação da força em molas de níquel-titânio após ativação prolongada em ambiente bucal simulado, pois enquanto somente um estudo relata aumento da força,⁹ a maioria relata diminuição^{5,7,12} ou ausência de alteração.^{11,20} Essas divergências podem ser explicadas pelas diferentes metodologias utilizadas, como diferentes períodos avaliados, a inclusão²⁰ ou não^{5,7,9,11,12} de termociclagem, o uso das mesmas molas^{5,7,9,12,20} ou de molas diferentes nas avaliações.¹¹ Por fim, a própria quantidade de ativação pode gerar diferenças, sem contar que em alguns estudos as molas foram avaliadas dinamicamente^{7,11,20} e em outros, de forma estática.^{5,9,12} O presente trabalho utilizou uma metodologia já estabelecida^{19,21,22} para a determinação da força das molas, levando em consideração o platô de força superelástico na curva de desativação das mesmas. Isso é importante devido à relação carga/deflexão não linear de ligas superelásticas, o que torna a previsão das propriedades mecânicas das molas de níquel-titânio complexa.^{19,29} Também

foi realizada a redução da ativação das molas com o tempo para simular o movimento dentário em incrementos observados clinicamente,²⁶ o que não ocorreu em nenhum dos estudos da literatura. Isto pode gerar diferenças nos resultados, como já demonstrado similarmente com módulos elastoméricos.²³

As maiores reduções nas FP na análise do perfil total das molas observadas nos grupos em relação a T0 foram nos dois primeiros meses, de 67% em T1 e de 91% em T2, sendo que nos meses subsequentes não ocorreram mais reduções significantes (Tabela IV). Essa queda progressiva e que diminui com o tempo até se estabilizar é característica do fenômeno de relaxamento estrutural.²⁸ Estudos relatam reduções na força de até 45%,¹² 20%⁵ e em torno de 15%⁷ após um mês de tracionamento prologado em molas de níquel-titânio. Estes valores relatados pela literatura são menores que os encontrados, porém, as metodologias foram distintas e a análise estatística deste estudo foi a de perfil total das molas (por meio de uma ANOVA de dois níveis). A redução encontrada altera a força inicialmente desejada pelo ortodontista, podendo gerar problemas clínicos como a diminuição ou o estacionamento da movimentação dentária, caso a força caia a níveis subótimos. Assim, possivelmente seria necessária a troca da mola ou a modificação da mecânica para a continuação do fechamento dos espaços de forma efetiva.

Com o aumento das ativações não houve diferenças entre as FP encontradas (Tabela III), as quais apresentaram-se iguais nas ativações de 100 a 500% (Tabela V). Isso não quer dizer que as molas geram a mesma força para ativações iniciais diferentes, e sim que dentro do platô superelástico a força média

das molas é a mesma, independente de onde se encontra o platô no gráfico de carga/deflexão. Isso é importante porque mostra a consistência dessas molas em gerar uma mesma força média dentro do platô produzido pela transformação martensítica reversa. Conseqüentemente, não foi observada interação significativa entre o tempo e a ativação das molas para a FP (Tabela III e Fig 4).

O tempo influenciou significativamente as taxas de SE das molas, com seus valores sendo iguais nos dois primeiros meses e depois aumentando discretamente com o tempo. Na literatura, há apenas um único trabalho laboratorial analisando propriedades superelásticas em diferentes molas fechadas de níquel-titânio em decorrência do tempo.²⁰ Nesse trabalho, os autores não encontraram diferenças de comportamento superelástico ao longo de 22 e 45 dias, o que está de acordo com os nossos achados, dentro de dois meses, apesar de as metodologias serem diferentes. Eles identificaram as molas como sendo superelásticas de maneira visual, podendo comparar as mudanças causadas pelo tempo na superelasticidade somente de forma subjetiva, enquanto a nossa metodologia pôde de forma quantitativa comparar as mudanças no comportamento superelástico, conforme já registrado na literatura.^{19,21,22} Além disso, nossa pesquisa estendeu-se por mais tempo, detectando um aumento significativo na taxa de SE após os dois meses iniciais. Isso é importante porque mostra que as molas de níquel-titânio permanecem ativas nos pacientes, normalmente, por períodos mais longos que dois meses.

A ativação também influenciou significativamente as taxa de SE, as quais aumentaram com o aumento das ativações. O efeito do estresse na transformação

de fase austenítica para martensítica e na sua reversão para a utilização do platô superelástico na ortodontia já foi descrito na literatura^{9,10} e mostra uma melhor resposta das molas com maiores ativações no seu uso clínico, sugerindo a sobreativação da mola durante a sua fixação ao aparelho, conforme já proposto.⁷ Como a taxa de SE pode também ser considerada uma mensuração indireta de carga/deflexão, pode-se dizer que a variação da força, dentro do platô de superelasticidade, torna-se menor conforme as ativações aumentam, o que já é substanciado pela literatura.¹⁹ Isso é confirmado pela interação detectada entre o tempo e a ativação (Fig 5), demonstrando que a variação da taxa de SE entre as ativações altera-se com o tempo.

Com estes resultados pode-se deduzir que quando molas fechadas de níquel-titânio são mantidas ativas ao longo do tempo com movimento dentário simulado, a força constante normalmente exibida por ligas superelásticas² é alterada. Portanto, a utilização a longo prazo ou a reutilização destas molas estaria associada a uma degradação nas forças médias dos platôs clínicos superelásticos, o que pode representar complicações na mecânica envolvida.

CONCLUSÕES

As molas helicoidais fechadas de níquel-titânio após terem sido mantidas ativas *in vitro* por cinco meses, com simulação do movimento dentário, não apresentaram diminuições nas suas taxas superelásticas, porém as forças médias dos platôs clínicos superelásticos apresentaram reduções significativas, as quais foram maiores após os dois primeiros meses.

REFERÊNCIAS

1. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire -- a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-452.
2. 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;90:1-10.
3. Duerig T, Melton K, Stockel D, Wayman C. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann Ltd.; 1990.
4. Otsuka K, Wayman C. Shape memory materials. Cambridge, United Kingdom: Cambridge University Press; 1998.
5. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:127-133.
6. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:498-507.
7. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:8-21.
8. Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:553-558.
9. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod* 1998;20:169-176.

10. Schneevoigt R, Haase A, Eckardt VL, Harzer W, Bourauel C. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. *Med Eng Phys* 1999;21:119-125.
11. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod* 1993;63:67-72.
12. Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res* 2007;21:51-57.
13. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod* 1990;60:283-288.
14. Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic archwires over time. *Aust Orthod J* 1994;13:152-158.
15. Al-Jwary E. Factors affecting on permanent deformation of orthodontic arch wires (An in vitro study). *Al-Rafidain Dent J*. 2011;11:317-322.
16. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod* 1984;86:396-402.
17. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:89-96.
18. von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod* 1993;63:145-148.

19. 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;137:671-678.
20. Vidoni G, Perinetti G, Antonioli F, Castaldo A, Contardo L. Combined aging effects of strain and thermocycling on unload deflection modes of nickel-titanium closed-coil springs: an in-vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:451-457.
21. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1995;17:395-402.
22. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod* 2007;77:991-998.
23. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. *Am J Orthod* 1985;87:377-384.
24. Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthod* 2010;80:182-187.
25. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M. An investigation into the placement of force delivery systems and the initial forces applied by clinicians during space closure. *Br J Orthod* 1997;24:127-131.
26. Monini A. Estudo clínico do tempo de fechamento de espaço e do movimento dentário durante a retração de caninos entre dois tipos de braquetes. Departamento de Clínica Infantil. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara.; 2012: p. 77.

27. ADA. New American Dental Association Specification No. 32 for orthodontic wires not containing precious metals. Council on Dental Materials and Devices. J Am Dent Assoc 1977;95:1169-1171.
28. Caldas SG, Martins RP, Viacilli RF, Galvão MR, Martins LP. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;140:e85-92.
29. Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY. Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:604-609.

LEGENDA DAS FIGURAS

Figura 1. Dispositivo confeccionado num sistema rígido de aço.

Figura 2. Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios EMIC, modelo DL 2000.

Figura 3. Gráfico de carga/deflexão mostrando a curva de desativação de uma mola de níquel-titânio. Reta de regressão na cor preta identificando a área mais horizontal do gráfico. Setas verdes mostram pontos inicial e final do platô clínico superelástico (PF) em vermelho. Seta amarela mostra o ponto médio do segmento do PF. Reta de regressão na cor laranja obtida a partir dos três primeiros pontos da curva de desativação.

Figura 4. Gráfico das forças médias dos platôs clínicos superelásticos alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T0, T1, T2, T3, T4 e T5.

Figura 5. Gráfico das taxas de superelasticidade alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T0, T1, T2, T3, T4 e T5.

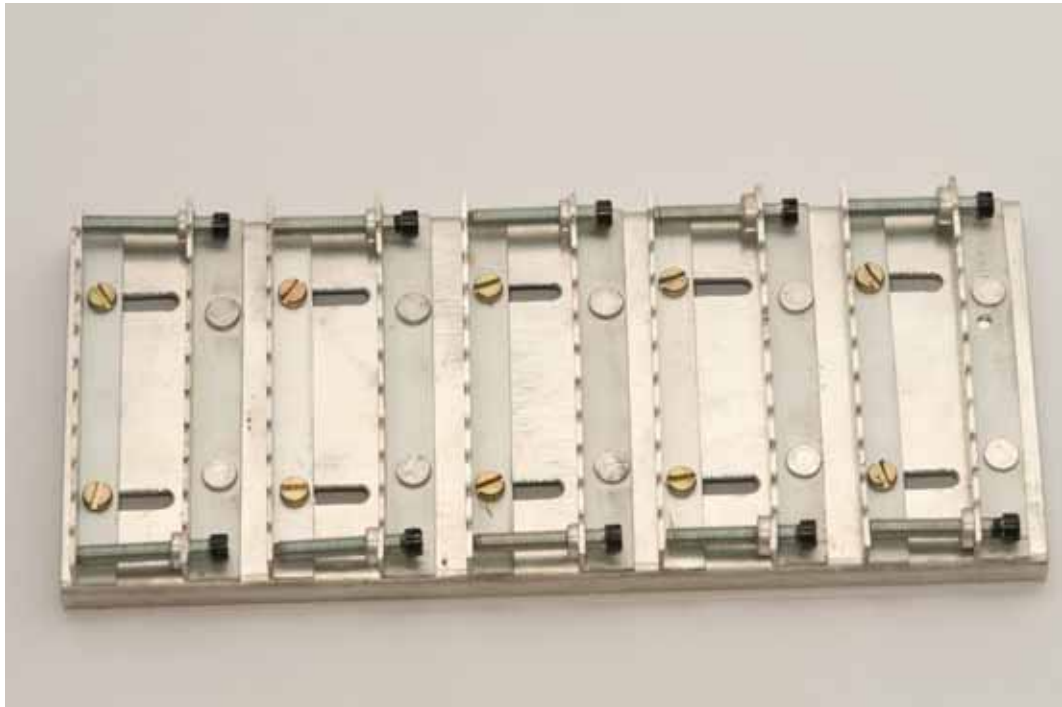


Figura 1. Dispositivo confeccionado num sistema rígido de aço.

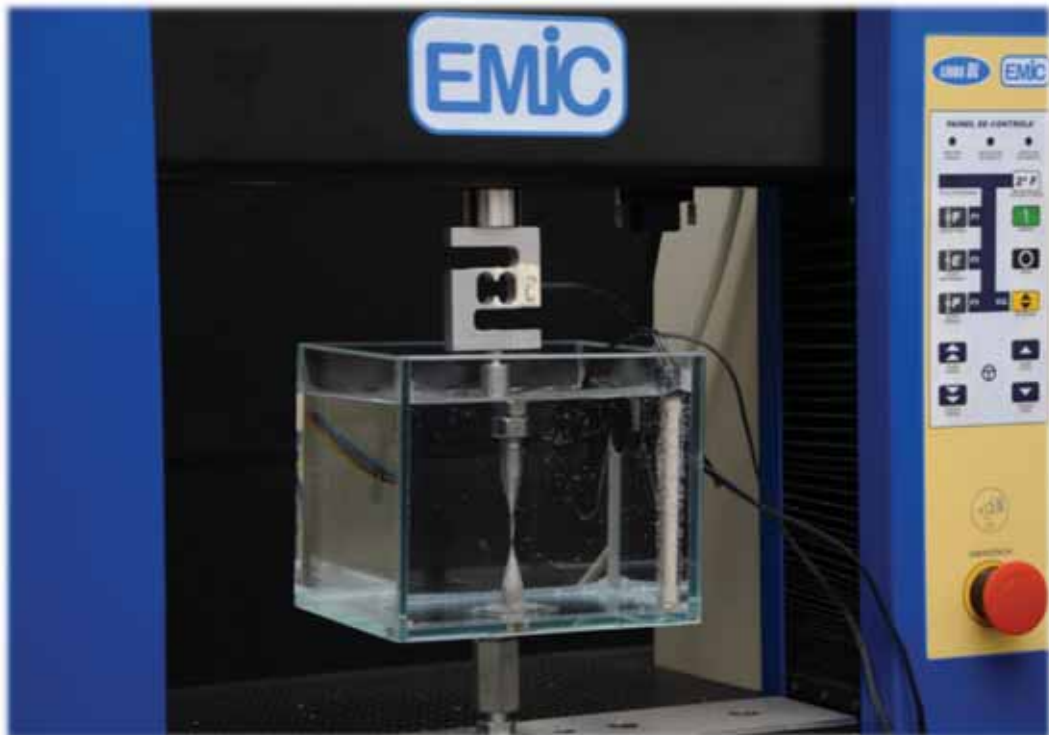


Figura 2. Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios EMIC, modelo DL 2000.

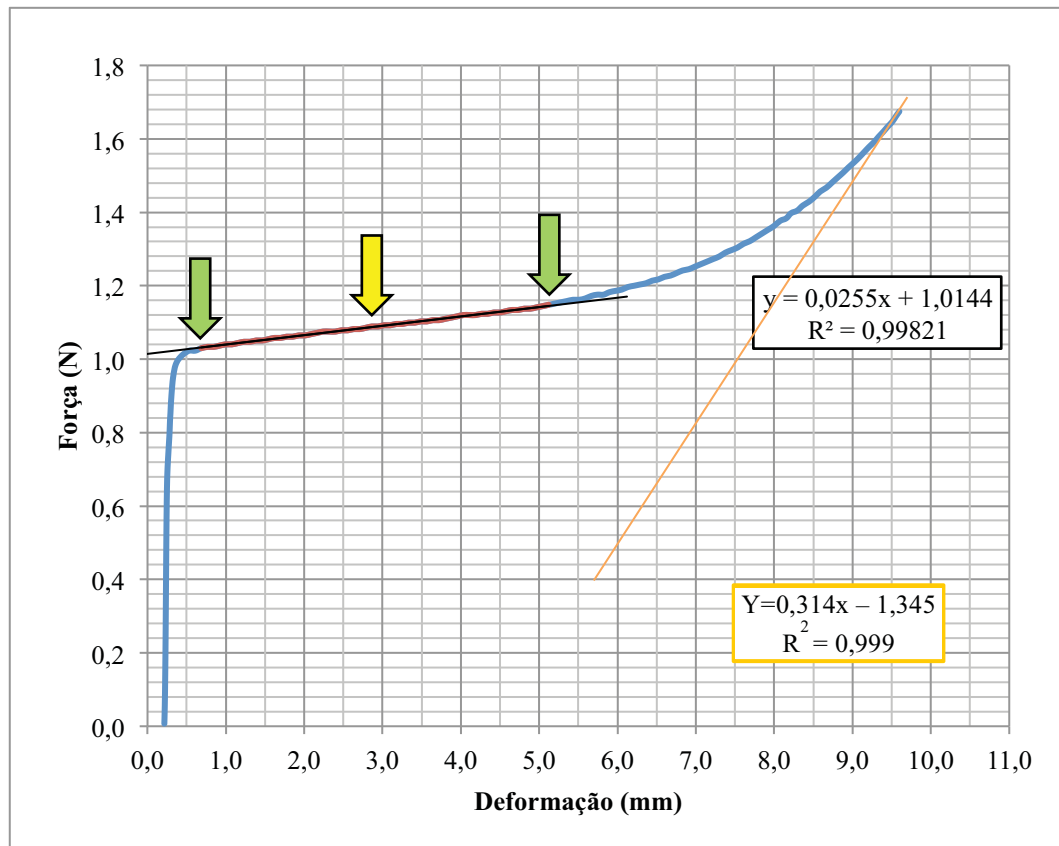


Figura 3. Gráfico de carga/deflexão mostrando a curva de desativação de uma mola de níquel-titânio. Retas de regressão na cor preta e laranja identificando a área mais horizontal do gráfico. Setas verdes mostram pontos inicial e final do platô clínico superelástico (PF) em vermelho. Seta amarela mostra o ponto médio do segmento do PF. Retas de regressão na cor preta e laranja obtidas a partir dos três primeiros pontos da curva de desativação.

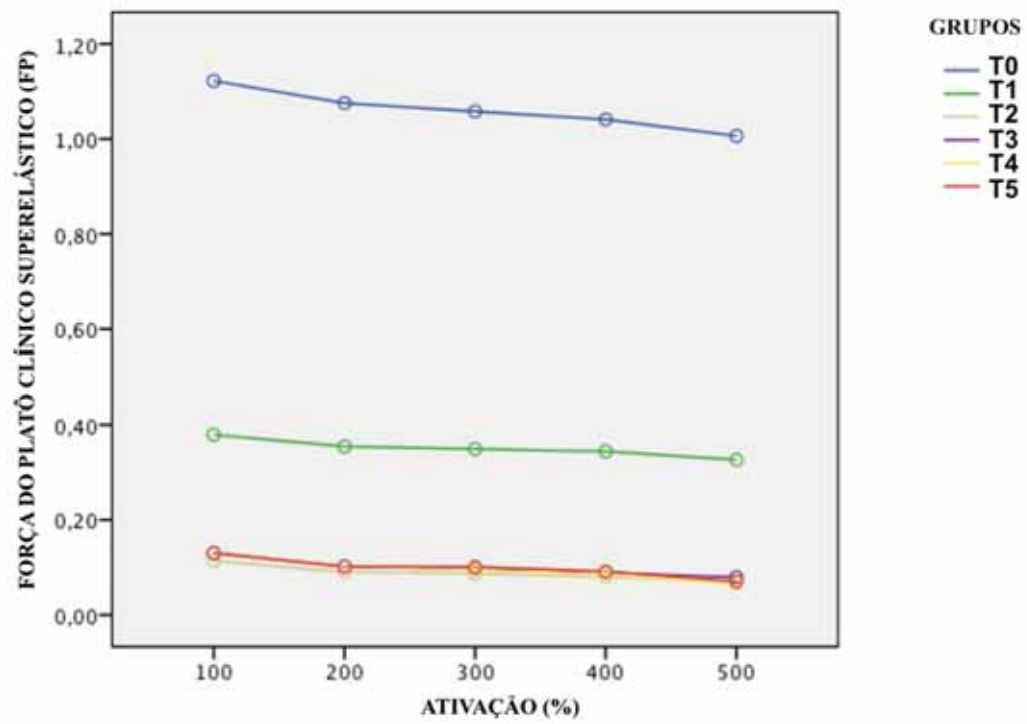


Figura 4. Gráfico das forças médias dos platôs clínicos superelásticos alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T0, T1, T2, T3, T4 e T5.

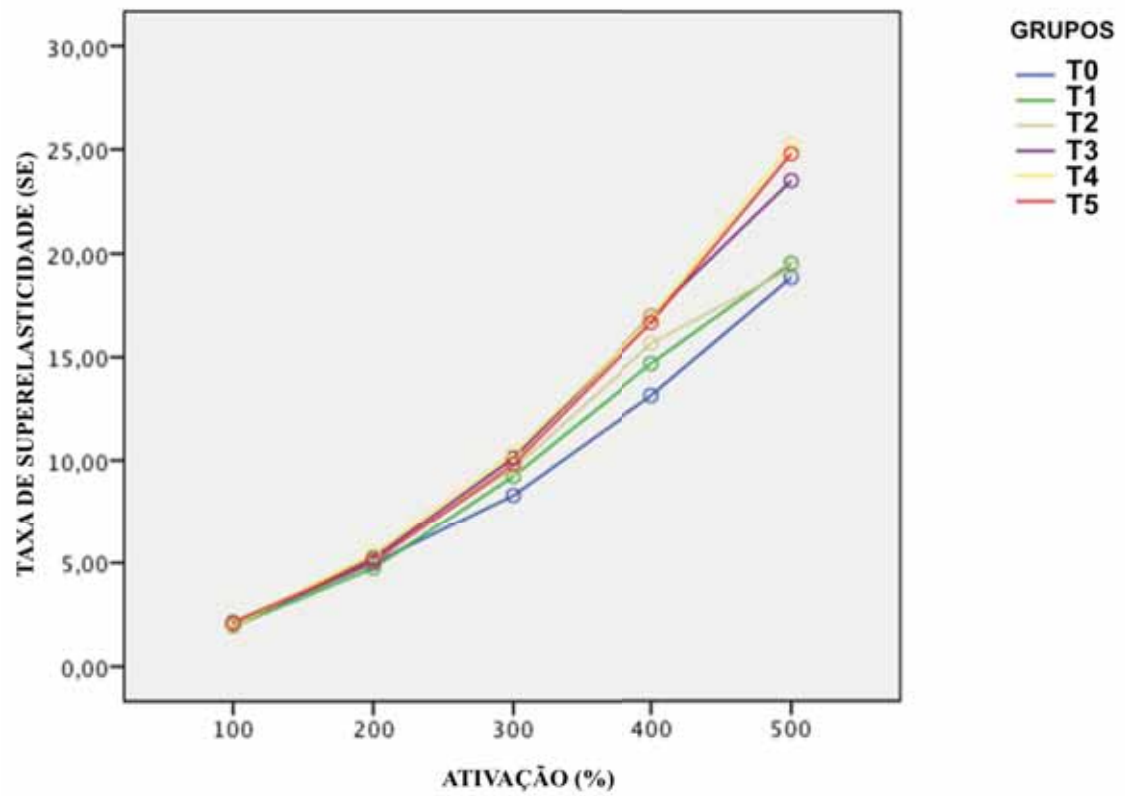


Figura 5. Gráfico das taxas de superelasticidade alcançadas nas diferentes ativações nos grupos T0, T1, T2, T3, T4 e T5.

Tabela I – Especificações da mola helicoidal fechada de níquel-titânio utilizada no estudo.

MARCA COM.	COMP.*	COMP.	NiTi ATIVO	FORÇA DO PLATÔ*	DIÂMETRO MOLA*	REF.*	LOTE*
GAC•	10 mm	8,5 mm	3,2 mm	0,98 N/100 g	0,9 mm	10-000-03	A579

* Informações de acordo com o fabricante.

Tabela II - Grupos de acordo com os diferentes tempos de avaliação.

GRUPOS	TEMPOS
T0	IMEDIATO
T1	APÓS 1 MÊS
T2	APÓS 2 MESES
T3	APÓS 3 MESES
T4	APÓS 4 MESES
T5	APÓS 5 MESES

Tabela III– Análise de variância de dois níveis (tempo e ativação) em relação à variável força média do platô clínico superelástico.

Fatores	Soma dos quadrados Tipo III	df	Quadrados médios	F	p valor
Tempo	37,408	5	7,482	324,264	< 0,001
Ativação	0,134	4	0,033	1,449	0,218
Tempo x Ativação	0,020	20	0,001	0,043	1,000

Tabela IV– Médias do perfil total da força média do platô clínico superelástico (FP) em Newtons (N) das molas nos diferentes tempos. (Letras diferentes indicam diferenças entre os grupos).

Grupos	FP (N)
T0	1,06 ^A
T1	0,35 ^B
T2	0,09 ^C
T3	0,10 ^C
T4	0,10 ^C
T5	0,10 ^C
p	<0,001

Tabela V– Médias do perfil total da força média do platô clínico superelástico (FP) em Newtons (N) das molas nas diferentes ativações. (Letras diferentes indicam diferenças entre os grupos).

Ativações (%)	FP (N)
100	0,33 ^A
200	0,30 ^A
300	0,30 ^A
400	0,29 ^A
500	0,27 ^A
p	0,141

Tabela VI– Análise de variância de dois níveis (tempo e ativação) em relação à variável taxa de superelasticidade.

Fatores	Soma dos quadrados Tipo III	df	Quadrados médios	F	p valor
Tempo	266,357	5	53,271	5,980	< 0,001
Ativação	15404,933	4	3851,233	432,310	< 0,001
Tempo x Ativação	321,306	20	16,065	1,803	0,020

Tabela VII– Médias do perfil total da taxa de superelasticidade (SE) das molas nos diferentes tempos. (Letras diferentes indicam diferenças entre os grupos).

Grupos	Taxa de SE
T0	9,46 ^A
T1	10,02 ^{AB}
T2	10,37 ^{ABC}
T3	11,56 ^{BC}
T4	11,97 ^C
T5	11,69 ^{BC}
p	< 0,001

Tabela VIII– Médias do perfil total da taxa de superelasticidade (SE) das molas nas diferentes ativações. (Letras diferentes indicam diferenças entre os grupos).

Ativações (%)	Taxa de SE
100	2,02 ^A
200	5,11 ^B
300	9,57 ^C
400	15,65 ^D
500	21,86 ^E
p	< 0,001

Capítulo 3



**ARTIGO 3 - RECUPERAÇÃO ELÁSTICA DE MOLAS DE NÍQUEL-
TITÂNIO APÓS USO CLÍNICO**

*Artigo a ser submetido à publicação na revista *American Journal of
Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*

Recuperação elástica de molas de níquel-titânio após uso clínico

RESUMO

Objetivo: Determinar a capacidade de recuperação elástica de molas fechadas de níquel-titânio após o uso clínico. **Materiais e métodos:** 22 molas fechadas de níquel-titânio (Sentalloy, GAC[®] Central Slip, Nova Iorque, EUA) de 100 g foram submetidas a ensaios mecânicos de tração a 37°C, em ativações de 100 a 500% do comprimento ativo de níquel-titânio da mola, para a determinação da suas deformações antes (grupo T1) e após (grupo T2) 6 meses de uso clínico. A deformação foi encontrada graficamente e os valores foram analisados por uma análise de variância de dois níveis, ativação e tempo, com nível de significância de 5%. **Resultados:** O uso clínico e a ativação influenciaram significativamente a deformação das molas ($p < 0,001$). Foi detectada interação significativa entre os fatores tempo e ativação na variável deformação ($p < 0,001$). **Conclusões:** Após o uso clínico, as molas apresentaram deformação significativamente maior (de até 1,26 mm), diminuindo sua capacidade de recuperação elástica.

Palavras-chave: Níquel-titânio; Mola fechada; Deformação; Recuperação elástica.

INTRODUÇÃO

Materiais produzidos com ligas de níquel-titânio são importantes no tratamento ortodôntico devido às suas propriedades mecânicas, principalmente pela memória de forma e pela superelasticidade (SE).¹ Nessa liga, uma transformação de fase martensítica promove a recuperação da sua forma original, gerando dois tipos de efeito: a superelasticidade, induzida pela remoção de carga, e o efeito memória de forma, induzido pela variação de temperatura.² A SE é particularmente desejável na ortodontia por proporcionar uma força constante durante uma longa amplitude de desativação, caracterizada por um platô superelástico em seu gráfico de carga/deflexão.^{1,3,4}

Assim, na clínica ortodôntica deseja-se que uma mola de níquel-titânio atue de forma superelástica^{1,5} e que não deforme durante o seu uso. Normalmente, não há preocupações quanto a deformações, pois a literatura menciona que essas molas podem ser ativadas até 500% do seu comprimento original sem deformação permanente.⁶ Entretanto, não é claro se essas molas sofreriam alguma deformação ao longo do tempo em decorrência do uso clínico, já que molas de outras ligas podem exibir relaxamento estrutural.⁷

Devido a ausência de estudos clínicos avaliando se molas fechadas de níquel-titânio mantêm a habilidade de retornar à sua forma original após o uso, o objetivo desse estudo foi determinar a capacidade de recuperação elástica em molas de níquel-titânio fechadas quando submetidas a diferentes ativações após o uso clínico.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra deste estudo foi composta inicialmente por 50 molas helicoidais fechadas de níquel-titânio (Sentalloy, GAC[®], Central Slip, Nova Iorque, EUA) de 100g, as quais foram utilizadas em pacientes para a retração de caninos⁸ (Tabela I) (Anexo).

Antes das molas serem utilizadas nos pacientes, elas foram submetidas a um ensaio mecânico de tração para a determinação da sua capacidade de recuperação elástica em uma máquina EMIC DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil). As molas e os ganchos da máquina que as seguravam em posição foram submersos num recipiente de água destilada a 37°C +/- 1 (Fig 1),⁹⁻¹¹ controlado por um aquecedor de 30W (Termodelfim, São Paulo, Brasil) e um termostato (Alife, São Paulo, Brasil).

As molas foram distendidas a 100% do comprimento do níquel-titânio que é efetivo na ativação da mola (Y) (Fig 2), retornando à posição original, e o ensaio prosseguiu estirando as mesmas em 200%, 300%, 400% e 500% de Y. O Software Tesc, versão 3.04 (EMIC, Curitiba, Paraná, Brasil) registrou todos os valores de força obtidos durante o ensaio, em formato em formato bruto (Raw) que foi realizado a 20 mm/min. Antes do início do ensaio, quaisquer folgas foram eliminadas ajustando-se a mola a cada 0,1 mm manualmente com o auxílio do indicador digital da máquina. Nenhuma das molas apresentou deformação permanente após os ensaios realizados e, portanto, foram liberadas para o uso clínico. As molas foram devidamente identificadas para que os valores do primeiro ensaio (T1) e do segundo (T2), a ser feito após o uso clínico,

correspondessem à mesma mola.

Assim, as 50 molas foram utilizadas em 25 pacientes para retração de caninos sendo ativadas de distal a distal de ilhós 17 mm, correspondendo ao dobro do tamanho total da mola (X) de 8,5 mm, e eram reativadas mensalmente. Após seis meses de tratamento, 22 das 50 molas foram utilizadas para um segundo ensaio mecânico, seguindo os mesmos parâmetros do primeiro. Isso ocorreu porque após 6 meses, 28 molas ainda estavam sendo utilizadas clinicamente para a retração de caninos em um estudo clínico.⁸ É importante citar que as 22 molas utilizadas para o ensaio em T2 não apresentavam sinais de deformação permanente após o uso clínico.

Os dados brutos obtidos foram exportados para o Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, Redmond, USA), onde por interpolação linear foi calculado o valor da deflexão (variável x) para o valor de força (variável y) em zero (0), determinando-se a deformação (Fig. 3). Esses valores foram transferidos para o Software SPSS[®], v. 16.0 (Chicago, Illinois, USA), no qual uma análise de variância de dois níveis foi executada, com nível de significância de 5%, para averiguar diferenças entre os tempos e ativações, bem como identificar uma possível interação entre esses dois fatores na variável deformação.

RESULTADOS

O uso clínico (tempo) influenciou significativamente a deformação das molas ($p < 0,001$) (Tabela II). Quando o perfil total das molas foi avaliado, a deformação total aumentou de T1 (0,22 mm) para T2 (1,15 mm) (Tabela III). A

deformação também foi influenciada pela ativação ($p < 0,001$) (Tabela II), com valores de 0,28 mm a 100% de ativação, de 0,49 mm a 200%, de 0,61 mm a 300%, de 0,84 mm a 400% e de 1,26 mm a 500%. As diferenças entre os grupos, determinadas pelo pós-teste de Tukey, podem ser vistas na tabela IV. Também foi detectada uma interação significativa entre os fatores tempo e ativação na variável deformação ($p < 0,001$) (Tabela II).

DISCUSSÃO

Houve uma diminuição na recuperação elástica das molas, a qual foi determinada por meio da deformação observada em ensaios mecânicos após seis meses de uso clínico. Alguns estudos que simularam as condições da cavidade bucal constataram que ocorrem algumas mudanças nas propriedades mecânicas de molas de níquel-titânio ao longo do tempo,¹²⁻¹⁴ entretanto, nenhum deles avaliou se havia alguma diferença na deformação, ou recuperação elástica. Isso pode influenciar significativamente o uso clínico dessas molas, já que a perda da capacidade de recuperação elástica pode fazer com que as movimentações diminuam ou cessem, devido à queda da força a um nível subótimo.

Deformações nas ligas superelásticas podem advir de relaxamento estrutural, de deformação plástica e de deformação martensítica reversível, devido à estabilização martensítica.² Enquanto alguns estudos laboratoriais observaram a deformação tempo-dependente em fios de níquel-titânio em diversos tempos,^{5,15-17} as deformações registradas nesse estudo aconteceram provavelmente também por deformação martensítica reversível, pois as molas foram ativadas nos ensaios

aquém do seu limite elástico, estipulado na literatura em 500% do tamanho da mola,⁶ e porque após os ensaios iniciais (T1) as molas não mostraram deformação. Isso pode ser explicado pelas alterações geradas pelo uso das molas na cavidade bucal. A liga de níquel-titânio pode ter sido submetida à degradação de seus elementos, a mudanças de temperatura e a “trabalho a frio” devido às forças mastigatórias, todos esses fatores podem ter causado modificações nas temperaturas de transição da liga,^{2,18,19} fator relacionado à essa deformação martensítica reversível.

A ativação também influenciou a deformação nas molas, a qual aumentou progressivamente com o aumento das ativações. Entretanto, a análise dos perfis na variável ativação não é adequada para essa avaliação, sendo a interação entre o uso clínico e as ativações um melhor indicador desse efeito. Houve uma interação significativa entre esses fatores na deformação (Fig. 4), mostrando que o uso clínico influenciou a deformação e o seu efeito é maior conforme a ativação inicial aumenta. Apesar de ser conhecido que os efeitos causados por estresses cíclicos nas ligas de níquel-titânio podem gerar uma deformação residual permanente,²⁰ o que confundiria os resultados, percebe-se que isso não ocorreu nas molas em T1, que também foram submetidas aos ciclos de ativação. Outro fator a ser discutido é que apesar do aumento das deformações, as molas provavelmente não foram deformadas plasticamente em T2, já que não houve deformações plásticas em T1. O que provavelmente pode ter ocorrido, portanto, foi uma potencialização da deformação martensítica reversível com o aumento das ativações.

Clinicamente, a informação transmitida por este trabalho é que após o uso, as molas de níquel-titânio perdem a sua capacidade de retornar a sua forma original e por isso não deveriam ser reutilizadas. Entretanto, o que ainda falta para a literatura são novas pesquisas para se determinar quais as mudanças que ocorrem nas temperaturas de transição da liga de níquel-titânio na cavidade bucal e qual porcentagem da deformação após uso clínico destas molas é causada por deformação martensítica reversível ou por deformação residual permanente.

CONCLUSÕES

Após seis meses de uso clínico as molas helicoidais fechadas de níquel-titânio apresentaram deformação significativamente maior (de até 1,26 mm), diminuindo sua capacidade de recuperação elástica.

REFERÊNCIAS

1. 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;90:1-10.
2. Otsuka K, Wayman C. *Shape memory materials*. Cambridge, United Kingdom: Cambridge University Press; 1998.
3. von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod* 1993;63:145-148.

4. Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:553-558.
5. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-452.
6. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:89-96.
7. Caldas SG, Martins RP, Vicilli RF, Galvao MR, Martins LP. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140:e85-92.
8. Monini A. Estudo clínico do tempo de fechamento de espaço e do movimento dentário durante a retração de caninos entre dois tipos de braquetes. Departamento de Clínica Infantil. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara.; 2012: p. 77.
9. Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthod* 2010;80:182-187.
10. 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;137:671-678.
11. ADA. New American Dental Association Specification No. 32 for orthodontic wires not containing precious metals. Council on Dental Materials and Devices. *J Am Dent Assoc* 1977;95:1169-1171.

12. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:8-21.
13. Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res* 2007;21:51-57.
14. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:127-133.
15. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod* 1990;60:283-288.
16. Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic archwires over time. *Aust Orthod J* 1994;13:152-158.
17. Al-Jwary E. Factors affecting on permanent deformation of orthodontic arch wires (An in vitro study). *Al-Rafidain Dent J*. 2011;11:317-322.
18. Gil FJ, Espinar E, Llamas JM, Manero JM, Ginebra MP. Variation of the superelastic properties and nickel release from original and reused NiTi orthodontic archwires. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012;6:113-119.
19. Otsuka K, Ren X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Mat Sci and Engineering A* 1999;273-275:89-105.
20. Duerig T, Melton K, Stockel D, Wayman C. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann Ltd.; 1990.

LEGENDA DAS FIGURAS

Figura 1. Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios EMIC, modelo DL 2000.

Figura 2. Mola de níquel-titânio fechada GAC[®] (Sentalloy, GAC[®], CentralSlip, Nova Iorque, EUA), X corresponde ao comprimento total da mola e Y ao níquel-titânio ativo.

Figura 3. Gráfico da carga/deflexão demonstrando a deformação (em vermelho) obtida em uma mola.

Figura 4. Gráfico da deformação alcançada nas diferentes ativações nos grupos T1 e T2.

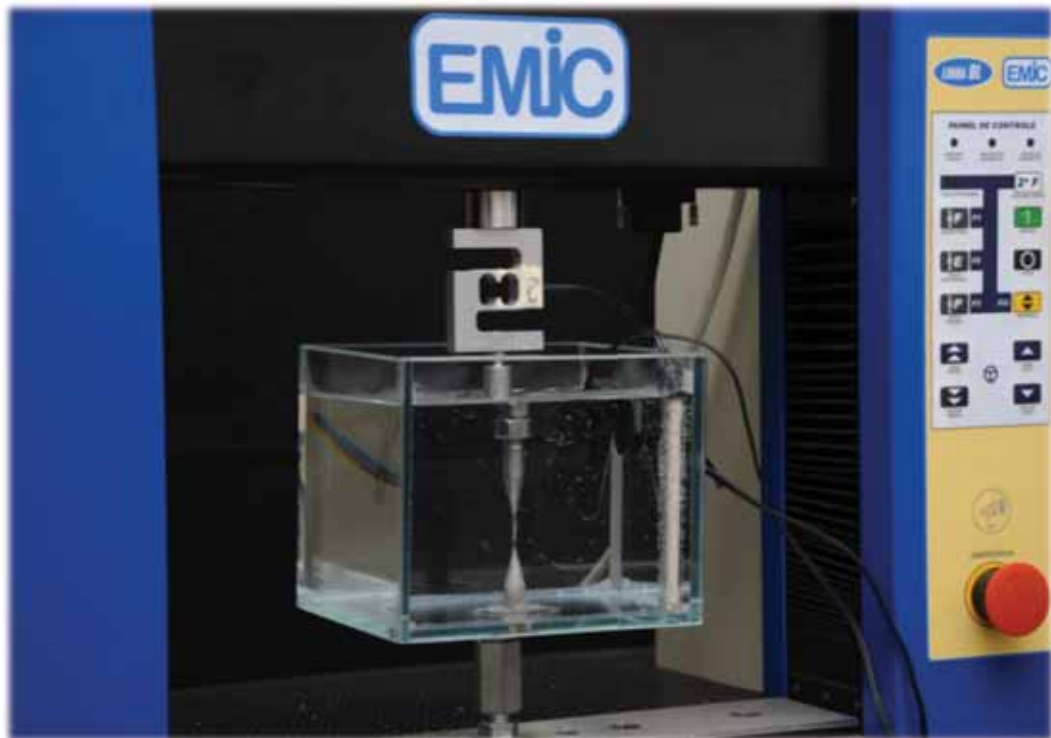


Figura 1. Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios EMIC, modelo DL 2000.

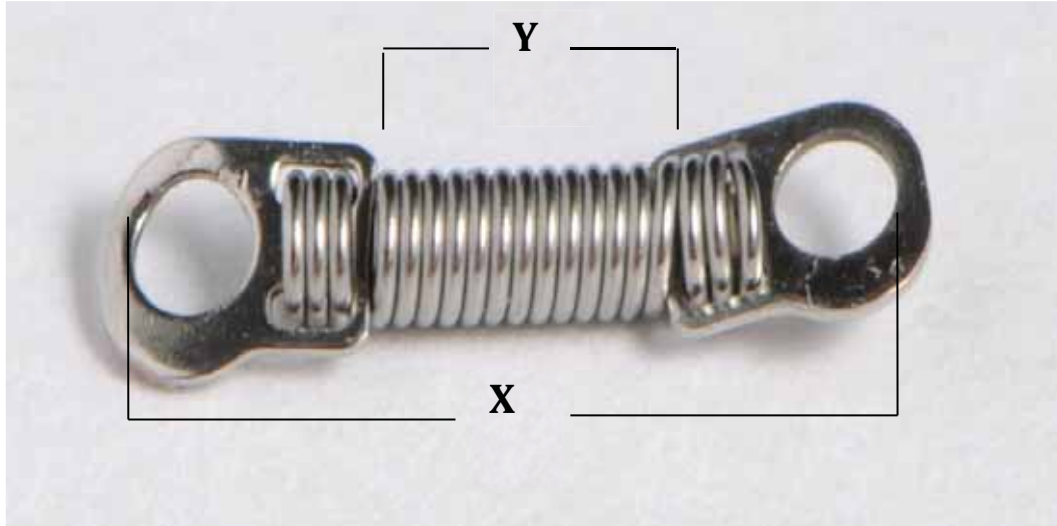


Figura 2. Mola de níquel-titânio fechada GAC[®] (Sentalloy, GAC[®], CentralSlip, Nova Iorque, EUA), X corresponde ao comprimento total da mola e Y ao níquel-titânio ativo.

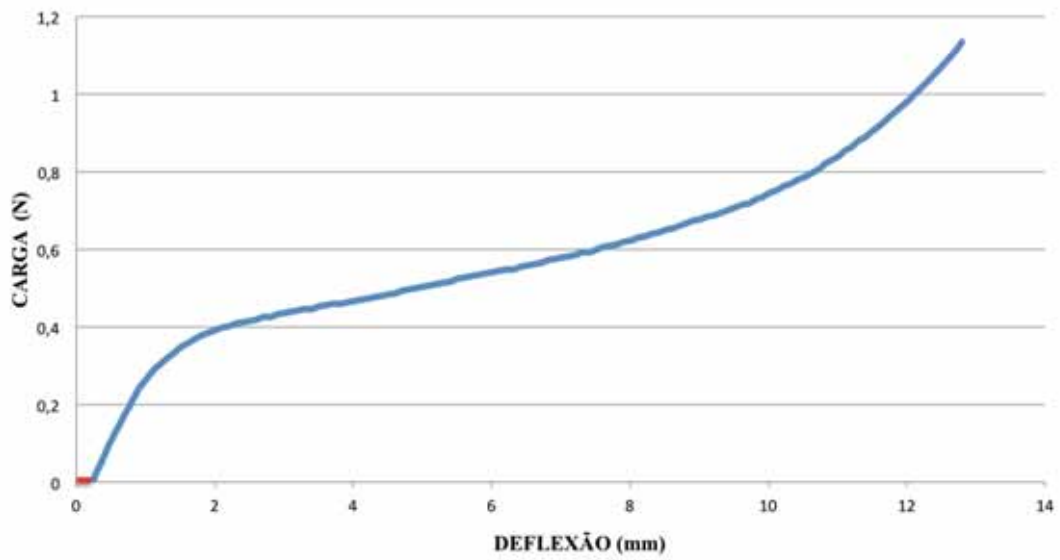


Figura 3. Gráfico de carga/deflexão numa curva de desativação demonstrando a deformação (em vermelho) obtida em uma mola.

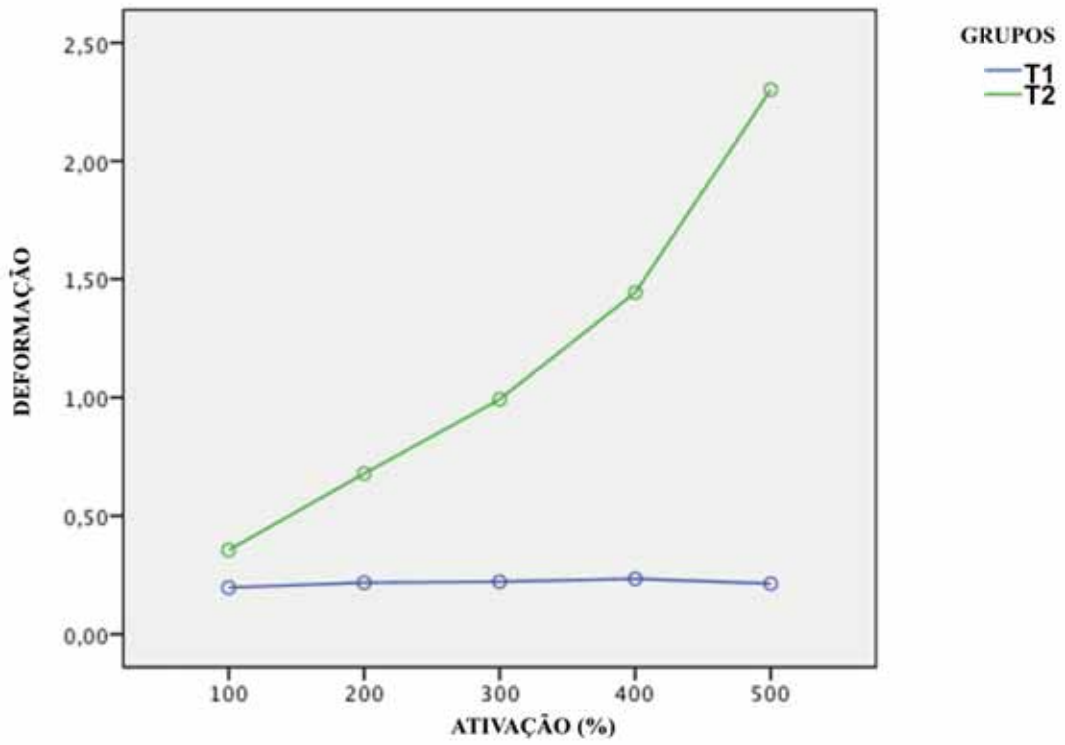


Figura 4. Gráfico da deformação alcançada nas diferentes ativações nos grupos T1 e T2.

Tabela I – Especificações da mola helicoidal fechada de níquel-titânio utilizada no estudo.

MARCA COM.	COMP.*	COMP.	NiTi ATIVO	FORÇA DO PLATÔ*	DIÂMETRO MOLA*	REF.*	LOTE*
GAC•	10 mm	8,5 mm	3,2 mm	0,98 N/100 g	0,9 mm	10-000-03	A579

* Informações de acordo com o fabricante.

Tabela II – Análise de variância de dois níveis (tempo e ativação) em relação à variável deformação.

Fatores	Soma dos quadrados	df	Quadrados médios	F	p valor
Tempo	48,317	1	48,317	71,550	<0,001
Ativação	25,537	4	6,384	9,454	<0,001
Tempo * Ativação	24,849	4	6,212	9,199	<0,001

Tabela III – Médias do perfil total da deformação das molas nos diferentes tempos.

Grupos	Deformação
T1	0,22 mm
T2	1,15 mm
p	<0,001

Tabela IV – Médias do perfil total da deformação das molas nas diferentes ativações. (Letras diferentes indicam diferenças entre os grupos).

Ativação (%)	Deformação
100	0,28 ^A mm
200	0,49 ^{AB} mm
300	0,61 ^{AB} mm
400	0,84 ^{BC} mm
500	1,26 ^C mm
p	<0,001

Considerações
Finais



4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com os achados desta pesquisa, pode-se afirmar que:

- Após seis meses de uso clínico, as molas helicoidais fechadas de níquel-titânio apresentaram diminuições significantes nas suas taxas de SE e nas FP.
- As molas helicoidais fechadas de níquel-titânio após terem sido mantidas ativas in vitro por cinco meses, com simulação do movimento dentário, não apresentaram diminuições significantes nas suas taxas de SE, porém as FP apresentaram reduções significativas.
- Laboratorialmente, as diminuições nas FP foram maiores nos dois primeiros meses e depois se estabilizaram, e as taxas de SE não apresentaram diferenças nos dois meses iniciais, aumentando nos seguintes.
- Apesar dos resultados do artigo in vitro apresentarem divergência no efeito da taxa de SE ao longo do tempo em relação ao artigo in vivo, as molas não foram utilizadas clinicamente e a simulação laboratorial pode não representar com exatidão o que acontece na cavidade bucal.
- Molas helicoidais fechadas de níquel-titânio após o uso clínico perdem a sua capacidade de retornar a sua forma original.

- Portanto, a utilização a longo prazo ou a reutilização de uma mola helicoidal fechada de níquel-titânio seria desaconselhada, pois está associada a uma diminuição na sua taxa de superelasticidade, na força média do platô clínico superelástico e na sua capacidade de recuperação elástica, o que pode representar complicações na mecânica envolvida. Os clínicos devem compreender as limitações destes materiais decorrentes do tempo de uso, modificando suas expectativas e/ou monitorando a evolução do tratamento.
- Novas pesquisas são necessárias para identificar quais as mudanças que ocorrem nas temperaturas de transição de ligas de níquel-titânio na cavidade bucal e para determinar qual porcentagem da deformação é causada por deformação martensítica reversível ou por deformação residual permanente com o uso.

Referências



5 REFERÊNCIAS*

1. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971;82:1373-5.
2. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102:127-33.
3. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod.* 2007;77:991-8.
4. Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110:553-8.
5. Bennett JC, McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod.* 1990;24:251-60.
6. Bokas J, Woods M. A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric chains. *Aust Orthod J.* 2006;22:39-46.
7. 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;19:491-500.

* De acordo com o estilo Vancouver.

Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

8. Bourauel C, Scharold W, Jager A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dent Mater.* 2008;24:1095-101.
9. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1985;87:445-52.
10. Dixon V, Read MJ, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *J Orthod.* 2002;29:31-6.
11. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2000;22:317-26.
12. Gil FJ, Espinar E, Llamas JM, Manero JM, Ginebra MP. Variation of the superelastic properties and nickel release from original and reused NiTi orthodontic archwires. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;6:113-9.
13. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod.* 1993;63:67-72.
14. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1984;86:396-402.

15. 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;77:973-8.
16. Lee SH, Chang YI. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120:654-63.
17. Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthod.* 2010;80:182-7.
18. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:8-21.
19. Melsen B, Topp LF, Melsen HM, Terp S. Force system developed from closed coil springs. *Eur J Orthod.* 1994;16:531-9.
20. 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;90:1-10.
21. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94:89-96.

22. Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics. Philadelphia: W. B. Saunders; 1997. 332 p.
23. Natrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod.* 1998;20:169-76.
24. Nightingale C, Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *J Orthod.* 2003;30:229-36.
25. Ramazanzadeh BA, Ahrari F, Sabzevari B, Zebarjad SM, Ahrari A. Effects of a simulated oral environment and sterilization on load-deflection properties of superelastic nickel titanium-based orthodontic wires. *Int J Orthod.* 2011;22:13-21.
26. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103:464-7.
27. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114:73-9.
28. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118:685-92.

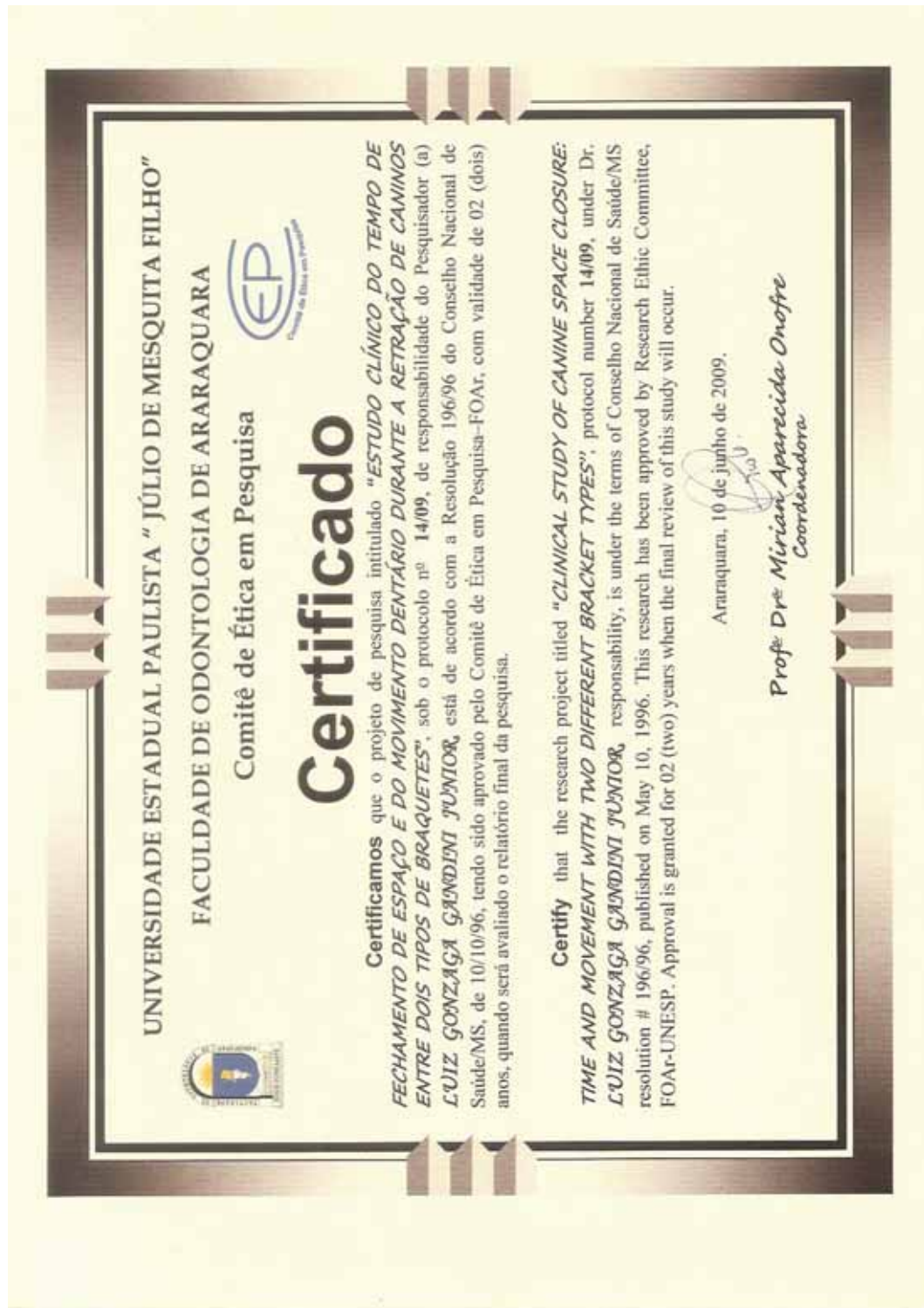
29. Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res.* 2007;21:51-7.
30. Schneevoigt R, Haase A, Eckardt VL, Harzer W, Bourauel C. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. *Med Eng Phys.* 1999;21:119-25.
31. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod.* 1995;17:395-402.
32. Sonis AL. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. *J Clin Orthod.* 1994;28:293-5.
33. Sueri MY, Turk T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod.* 2006;76:1010-4.
34. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115:498-507.

35. Vidoni G, Perinetti G, Antonioli F, Castaldo A, Contardo L. Combined aging effects of strain and thermocycling on unload deflection modes of nickel-titanium closed-coil springs: an in-vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138:451-7.
36. von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod.* 1993;63:145-8.
37. 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;137:671-8.

Anexo



6 ANEXO



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

Araraquara, 15 de Março de 2013.

AMANDA FAHNING MAGNO ALMUSSA