

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

**CAMILLA IVINI VIANA VIEIRA**

**AVALIAÇÃO DA SUPERELASTICIDADE E DEFORMAÇÃO DAS  
MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL-TITÂNIO SOB DIFERENTES  
ATIVACIONES.**

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

**Orientadora:** Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

**Araraquara**

**2011**

Vieira, Camilla Ivini Viana

Avaliação da superelasticidade e deformação das molas fechadas de níquel-titânio sob diferentes ativações/ Camilla Ivini Viana Vieira. – Araraquara: [s.n.], 2011.

97 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

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

**CAMILLA IVINI VIANA VIEIRA**

**AVALIAÇÃO DA SUPERELASTICIDADE E DEFORMAÇÃO  
DAS MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL-TITÂNIO SOB  
DIFERENTES ATIVAÇÕES**

**COMISSÃO JULGADORA  
DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE**

Presidente e Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

2º Examinador: Prof. Dr. Renata Rodrigues de Almeida Pedrin

3º Examinador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

Araraquara, 15 de Setembro de 2011

# Dados Curriculares

## Camilla Ivini Viana Vieira

**Nascimento:**

14/11/1985 - Aracaju/SE

**Filiação:**

José Aloizio Souza Vieira

Ivanilde Ribeiro Viana Vieira

**2004-2008:**

Curso de Graduação em Odontologia na Universidade Tiradentes - UNIT

**2007-2007:**

Extensão em Ortodontia – Typodont. Gestos/Famosp

**2007-2008:**

Aperfeiçoamento em Ortodontia. Associação Brasileira de Odontologia -  
Secção de Sergipe - ABO

**2008-2008:**

Extensão em Ortodontia – Typodont. Faculdade de Odontologia de Araraquara  
- UNESP

**2008-2009:**

Aperfeiçoamento em Ortodontia Preventiva. Faculdade de Odontologia de  
Araraquara – UNESP

**2008-2011:**

Especialização em Ortodontia. Gestos/Famosp- Araraquara

**2009-2011:**

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

**Associações:**

Associação Brasileira de Odontologia - ABO/SE

Associação dos Ex-Alunos de Ortodontia de Araraquara - AOA

Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO



**Dedicatória**

## Dedicatória

À **Deus** pelas oportunidades que me foram dadas na vida, principalmente por ter conhecido pessoas maravilhosas, mas também por ter vivido fases difíceis, que foram fundamentais para o meu aprendizado e amadurecimento.

Ao Meu Pai **José Aloizio Souza Vieira**, que sempre me apoiou em todos os momentos, que em épocas difíceis sempre encontrava a palavra certa. Cada um dos seus atos foi um estímulo que tive para crescer e me tornar quem sou. Digo com muito orgulho que o senhor é exemplo a ser seguido como filho, pai, esposo e profissional. Obrigada por sempre acreditar e me fazer acreditar que sou capaz. Caminhar em busca dos sonhos não é fácil, mas torna-se possível e menos complicado porque sei que o senhor está ao meu lado torcendo, acreditando e vibrando com cada conquista. Agradeço pela demonstração de amor diário e pelo esforço para que eu realize os meus sonhos. Ser filha é agradecer todos os dias a oportunidade de tê-lo como **Pai**.

À Minha Mãe **Ivanilde Ribeiro Viana Vieira**, que me apoia e incentiva em todos os projetos de minha vida. Obrigada por todos os momentos dedicados a mim, pelas palavras, pelos conselhos, pelo amor que me fortalece, pela honestidade, pelo afeto e pela amizade. Apesar da distância e dos meus momentos de ausência, a senhora sempre esteve ao meu lado. Agradeço imensamente sua dedicação, a qual foi absolutamente imprescindível para minha formação profissional e principalmente pessoal. Te amo muito!

Ao Meu Irmão **Aloizio Júnior**, que me gratifica pela amizade e cumplicidade mais sincera que alguém pode desfrutar na vida. Obrigada por sempre se preocupar comigo e por desejar o melhor para mim. Você tornou meus dias em Araraquara mais animados. Amo você Guri!

**Compartilho com vocês o mérito dessa conquista porque ela nos pertence!!!**



**Agradecimentos  
Especiais**



## Agradecimentos Especiais

À **Wanessa e Dênisson**, sempre presentes em meu coração, vocês não imaginam a falta que me fazem. Wanessa, muito mais do que prima, uma irmã em que posso confiar sem restrições. Obrigada pela torcida!

A minha afilhada **Valentina**, que veio ao mundo com a missão de alegrar e iluminar cada dia de vida de todos nós. Te amo minha "Dindas"!

Aos **meus avós e tios**, que sempre torceram muito por mim. Sei que estão felizes e orgulhosos neste momento.

A minha segunda mãe **Silvana Miranda Prado**, pelo imenso carinho, pela preocupação e pelos longos telefonemas. A senhora foi um grande presente de Deus em minha vida, sempre ao meu lado nos momentos em que mais precisei. Minha eterna gratidão!

Ao meu namorado **Oswaldo Resende Neto**, tentamos amenizar a saudade de todas as formas e superamos juntos a distância. Obrigada pelo incentivo e amor, que impulsionam e completam minha vida.

Aos meus cunhados **Larissa Garcez, Thássia Resende e Lucas Resende**, pelo carinho com que me tratam. **Lari**, sempre presente, conselheira e amiga. Obrigada por tudo!

À minha orientadora **Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins**, pela atenção, amizade, carinho, confiança e disponibilidade. Obrigada por possibilitar meu crescimento científico, acadêmico e pessoal. Serei eternamente grata pelas palavras de apoio essenciais em tantos momentos. Dizer que fui sua aluna será sempre um orgulho para mim!

Ao professor **Dr. Renato Parsekian Martins**, que além de ocupar o lugar de co-orientador, deu-me suporte científico para que eu pudesse conduzir esta pesquisa. Aprender a conviver com nossas diferenças foi uma missão difícil, hoje posso dizer sem dúvida que amadureci. Fiquei contente pela aproximação que tivemos nos últimos meses. Obrigada pela orientação segura e competente! Sem sua colaboração esse trabalho não seria possível.

Aos professores **Dr. Luiz Gandini e Dra Márcia Gandini**, pessoas fundamentais em minha formação nesses anos. Agradeço pelo incentivo, oportunidades concedidas e pela paciência durante esta jornada. Agradeço pela agradável convivência com sua família e por confiar em meu potencial. Ser estagiária de vocês é o desejo de muitos estudantes de ortodontia!

À minha grande amiga **Roberta Maria Paula de Amaral (Bob)**, por todo o apoio tornando os obstáculos mais fáceis de serem superados, pela amizade que você me dedica e que demonstra nos pequenos gestos do nosso dia a dia. Conviver com você foi um grande presente, companheira em todos os momentos, exemplo de persistência e humildade. Obrigada por estar sempre pronta a me ouvir, sentirei muitas saudades das nossas longas conversas. Agradeço também por compartilhar seu conhecimento de Ortodontia, sanando sempre minhas dúvidas.



**Agradecimentos**

## Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla e de sua vice diretora Profa. Dra. Andreia Affonso Barreto Montandon, que me proporcionou a formação no curso de Pós-Graduação.

À Coordenação do curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, na pessoa da **Profa. Dra. Josimeri Hebling**.

Ao professor **Dr. Ary dos Santos Pinto**, por transmitir sua sabedoria de maneira carinhosa, pelo exemplo de generosidade e bondade. Obrigada pela contribuição à minha formação e por ter me ajudado a crescer.

Ao professor **Dr. Dirceu Barnabé Raveli**, por quem tenho profunda admiração e respeito, agradeço por todos os ensinamentos e pelas palavras de incentivo. Agradeço também a sua esposa, **Dra. Rosângela**, pelo carinho que sempre demonstrou.

Ao professor **Dr. João Roberto Gonçalves**, agradeço pela disposição em ajudar e pela nossa agradável convivência.

Aos Professores de Ortodontia de Araraquara nas pessoas dos Professores: **Dr. Ary dos Santos Pinto**, **Dr<sup>a</sup>. Carolina Chan Cirelli**, **Prof. Daniel Cassano**, **Dr. Dirceu Barnabé Raveli**, **Dr. Helder Baldi Jacob**, **Dr. João Roberto Gonçalves**, **Dr<sup>a</sup>. Lídia Parsekian Martins**, **Dr<sup>a</sup>. Luana Paz Sampaio Dib**, **Prof. Luciano**, **Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr.**, **Dra. Márcia Gandini**, **Dr. Maurício Sakima**, **Dr. Renato Parsekian Martins**, agradeço pela orientação, dedicação e

disponibilidade. Meu reconhecimento e respeito. Vocês formam uma verdadeira equipe. Tenho a honra e o privilégio de terem sido meus formadores como especialista e mestre!

Aos docentes da Disciplina de Odontopediatria, **Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon**, **Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani**, **Profa. Dra. Elisa Maria Aparecida Giro**, **Prof. Dr. Fábio César Braga de Abreu e Lima**, **Profa. Dra. Josimeri Hebling Costa**, **Profa. Dra. Lourdes Aparecida Martins dos Santos Pinto** e **Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro**, pelo agradável convívio e disponibilidade.

Ao professor e amigo **Luiz Guilherme Martins Maia**, foi um grande presente tê-lo como “primeiro” orientador, pela amizade, confiança, respeito e principalmente por ter conduzido a minha vida profissional.

Ao professor **Dr. Luiz Geraldo Vaz**, por ter me recebido em seu laboratório de ensaios mecânicos com tanta simpatia.

Ao professor **Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**, pela enorme contribuição. Seu conhecimento e competência me guiaram nesta empreitada e tornaram possível o desenvolvimento de toda a etapa laboratorial.

A **Marcelo Delacqua**, por ter disponibilizado seu tempo para fazer as fotografias da dissertação.

Ao professor **Denis Jacomasi**, pela execução da análise estatística. Muito obrigado pela paciência.

Ao amigo **Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas**, graças a você, o sonho de realizar um trabalho que parecia impossível tornou-se realidade. Desejo-te todo o sucesso do mundo e que Deus continue iluminando seu caminho. Obrigada pelos milhares de e-mails respondidos! Agradeço também a sua esposa, **Marília Regalado**, pelo carinho sempre demonstrado e pelos bons momentos de descontração. Vocês são especiais!

Ao amigo **Alexandre Antonio Ribeiro**, paciente com meus erros, reconhecendo meus acertos e acalmando-me sempre que necessário. Agradeço pelas inúmeras horas que você destinou a este trabalho. Você é uma pessoa admirável. Obrigada de coração!

Aos colegas de mestrado **Táisa, Isabela e Thiago**, foram momentos de dúvidas, alegria, aprendizado e insegurança, que superamos e amadurecemos juntos. **"Tata"** e **"Isa"** agradeço pela amizade e carinho, vocês foram fundamentais.

Aos grandes amigos que fiz, em especial a **Alexandre Ribeiro, Alliny Bastos, Amanda Magno, Ana Patrícia Pereiria, André Machado, Carolina Delmondes, Carolina Marson, Cibele Braga, Fábria Rosalino, Leila Coimbra, Mariana Basílio, Marília Regalado, Norberto Faria, Roberta Amaral (Bob), Savana Maia e Sergei Rabelo**, ficarão comigo todos os momentos que passamos juntos, torço pelo sucesso de cada um. Vocês são a família que encontrei em Araraquara!

Às amigas **Carolina Delmondes e Lara Barreto**, pela convivência, incentivo e companheirismo.

As amigas **Mariane, Lília e Jamilly**, pela sinceridade de uma amizade, vimos que a distância não é suficiente para separar os verdadeiros amigos.

Aos colegas do curso de especialização, **Angélica, Bruna, Carol, Cintia, Daniela, João, Lara, Larissa, Letícia, Mairton, Marila, Marília, Ricardo, Theodoro e Valéria** pela convivência, pelos momentos inesquecíveis e pelos conhecimentos compartilhados. Em especial a **Carolina Marson**, você faz uma falta imensa. Te adoro!

A turma de Mestrado (2008), **Mário Araújo, Milena Araújo, Patrícia Bicalho, Sandra Palomino e Sergei Rabelo**, pela oportunidade de convívio e estímulo.

A turma de Mestrado (2010), **Ana Patrícia Pereira, Cibele Braga, Karla, Kelei Mathias, Liliane Rosas, Patrícia Amato e Vanessa Grossi**, pela boa vontade que sempre demonstraram.

A turma de Doutorado (2009), **Adriano Porto, Aldriele Ambrósio, Alexandre Vianna, Amanda Magno, André Monini, André Machado, Denise Góes, Fernanda Meloti, Luiz Guilherme Maia, Renata Gonçalves, Roberta Amaral e Savana Maia**, aprendi muito com cada um de vocês.

Aos **funcionários do Departamento de Clínica Infantil**, pela paciência, atenção e ajuda.

Aos **funcionários da secção de pós-graduação**, principalmente à **Mara** pela alegria, disponibilidade e competência.

À querida **Maria do Carmo**, pela ajuda com os formulários e prestação de contas referentes ao auxílio pesquisa. Sua ajuda foi imprescindível. Adorei te conhecer!

Aos **funcionários da Biblioteca** pela atenção e gentileza!

Às **funcionárias do GESTOS**, pela eficiência, amizade e convívio.

Às **funcionárias da Gandini & Gandini Ortodontia**, pela atenção e carinho.

Aos **funcionários do Centro Médico José Vieira Filho**, pela recepção durante as minhas idas a Lagarto-SE. Obrigada pela constante torcida!

À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo, **FAPESP**, pelo auxílio financeiro a este projeto.

Ao Conselho Nacional de Pesquisa, **CNPq**, pela bolsa de estudo concedida durante o curso de Mestrado em Ortodontia.





## Sumário

## Sumário

Resumo.....	18
Abstract.....	21
1 Introdução .....	24
2 Proposição.....	28
3 Artigo 1 avaliação da superelasticidade e <i>plateau</i> de força de molas fechadas de níquel -titânio.....	30
4 artigo 2 avaliação da deformação de molas fechadas de níquel -titânio.....	64
5 Considerações Finais.....	88
6 Referências.....	94



**Resumo**

Vieira CIV. Avaliação in vitro da força gerada por molas fechadas de níquel-titânio de diferentes marcas comerciais [Dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

## Resumo

**Objetivos:** Avaliar se molas fechadas de níquel-titânio de diferentes marcas comerciais Morelli<sup>®</sup>, Orthometric<sup>®</sup>,Ormco<sup>®</sup>, GAC<sup>®</sup> apresentam comportamento superelástico (SE), se o *plateau* de força produzido condiz com o fornecido pelo fabricante e determinar quais são os percentuais de deformação das molas testadas. **Materiais e Métodos:** Dois artigos científicos foram redigidos e utilizados para a avaliação dos propósitos apresentados e para compilação de um pequeno guia clínico. **Resultados:** A maioria das molas mostrou-se superelásticas a partir da ativação inicial de 400%, apenas um subgrupo não apresentou comportamento superelástico em nenhuma das ativações. Os *plateaus* SE fornecidos pelos fabricantes do grupo 1 e subgrupo 3C não correspondem aos encontrados nesse estudo. Para os subgrupos 3A, 4E e 4A as molas apresentaram o *plateau* correspondente com o fabricante a 600%, 500% e a 400% de ativação inicial, respectivamente. Nos subgrupos 2A, 2B, 4B, 4C, 4D, 4F e 4G os *plateaus* SE corresponderam aos valores fornecidos pelo fabricante de 600 a 800%, 400 a 500%, 600 a 800%, 400 a 700%, 400 a 600%, 400 a 600% e de 500 a 700% de ativação inicial. A deformação das molas do subgrupo 1A e 1B não foram diferentes de 400 a 700% e 400 a 800% de ativação respectivamente. A deformação das molas do subgrupo 2A e 2B foram iguais de 400 a 700% e 400% a 600% de ativação

respectivamente. As deformações causadas de 400 a 700% de ativação no subgrupo 3A foram iguais. No subgrupo 3C, as deformações ocorridas em 600% e 700% de ativação foram iguais. No subgrupo 4A, as deformações ocorridas de 400 a 800% de ativação foram iguais. No subgrupo 4B, 4D, 4C e 4E, todas as deformações foram iguais. No subgrupo 4G as deformações foram iguais de 500 a 800%. **Conclusões:** A maioria das molas mostrou-se SE a partir da ativação inicial de 400%. O *plateau* de força foi dependente da ativação e em algumas ativações coincidiram com os valores fornecidos pelos fabricantes. Na maioria dos subgrupos, as deformações foram iguais até 700% de ativação inicial.

**PALAVRAS-CHAVE:** Níquel; titânio; ortodontia.



**Abstract**

Vieira CIV. In vitro evaluation of the force generated by nickel-titanium closed coil springs of different commercial brands [Dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

## Abstract

**Aims:** To verify whether different nickel-titanium closed coil springs Morelli<sup>®</sup>, Orthometric<sup>®</sup>, Ormco<sup>®</sup>, GAC<sup>®</sup> have superelastic (SE) behavior, if the force plateaus are consistent with the information provided by the manufacturer and to determine the percentage of deformation according to initial activation. **Materials and Methods:** Two scientific papers were compiled for evaluation. **Results:** Most of the subgroups showed SE behavior when activated 400% and one subgroup was not SE. The plateaus SE provided by manufacturers of a group and subgroup 3C do not correspond to those found in this study. For the subgroups 3A,4A and 4E springs showed a plateau corresponding to the manufacturer with 600%, 500% and 400% of initial activation, respectively. In subgroups 2A, 2B, 4B, 4C, 4D, 4F and 4G plateaus corresponded to the values provided by the manufacturer from 600 to 800%, 400 to 500%, 600 to 800%, 400 to 700%, 400 to 600 %, 400 to 600 and from 500% to 700% of initial activation. The subgroups behaved differently when it comes to deformation: the deformations of subgroup 1A and 1B were the same: from 400 to 700% and from 400 to 800% activation, respectively. The deformations on subgroups 2A and 2B were the same: from 400 to 700% and from 400 to 600% of activation,

respectively. The deformations on subgroup 3A were the same from 400 to 700% of activation, while in subgroup 3C, the deformations were the same from 600 to 700% of activation. In subgroup 4A, the deformations were the same from 400 to 800% activation. In the subgroups 4B, 4D, 4C and 4E, deformations were equal on all activations, while on subgroup 4G deformations were similar from 500 to 800%. Conclusions: Most of the springs were SE from 400% of activation on. In most subgroups, the deformations, up to 700% of initial activation, were the same. The force plateaus were inversely proportional on initial activation.

**KEYWORDS:** Nickel; titanium; orthodontics.





# 1 Introdução

# 1 Introdução

Ao longo dos anos, pesquisadores têm se preocupado em estudar diversos dispositivos propostos para o fechamento de espaço na Ortodontia. Entre as propriedades ideais para um sistema efetivo de movimentação dentária cita-se a força constante desejável no tratamento ortodôntico<sup>5, 7, 13, 20, 22</sup>. Utilizando uma mecânica de deslizamento para a fechamento de espaços comumente são utilizados elásticos em cadeia, módulos elastoméricos, molas de aço inoxidável, ou molas de níquel-titânio<sup>18, 20</sup>.

A primeira liga de níquel-titânio foi desenvolvida no final dos anos 60, pela Marinha Americana que denominou este novo material pelo nome de Nitinol<sup>4</sup> cuja composição era de aproximadamente de 50% de Níquel (Ni) e 50% de Titânio (Ti). Por volta de 1970<sup>2</sup>, uma liga de níquel-titânio-cobalto foi introduzida na Ortodontia, onde tirava proveito de sua alta flexibilidade e recuperação elástica (comparada ao aço inoxidável)<sup>5, 11, 13</sup>.

Na década de 80, foi relatado o uso clínico e laboratorial de duas novas ligas de níquel-titânio, chamada de “NiTi Chinês”, desenvolvida pelo Instituto de Pesquisa Federal de materiais não ferrosos (Pequim, China) e NiTi Japonês” (Furukawa Electric Co. Ltd). O “NiTi chinês” foi a primeira liga a exibir uma propriedade superelástica<sup>5, 6, 15</sup>. A superelasticidade é determinada por uma constância na proporção de carga-deflexão de uma liga, caracterizada por um *plateau* SE no gráfico durante a remoção da carga, porém é necessário que transformação de fase induzida por estresse ocorra<sup>5, 13</sup>.

A liga de níquel-titânio pode apresentar duas estruturas moleculares distintas (austenítica e martensítica) que diferem entre si pela distribuição atômica particular<sup>8, 9, 19</sup>. Cada uma dessas duas estruturas apresenta uma

proporção de carga-deflexão própria não obedecendo a proporcionalidade da lei de Hooke, a liga se comporta de maneira diferente dependendo em que fase ela se encontra. Abaixo de uma temperatura determinada (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 ( $A_f$ ). 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 ativada<sup>13</sup>, modificando as propriedades da liga.

A superelasticidade é particularmente desejável em uma mola ortodôntica por proporcionar força constante durante um determinado período de tempo, caracterizando um “*plateau* martensítico” durante a fase de desativação<sup>7, 14, 21</sup>.

Neste contexto, atualmente, inúmeros fabricantes têm lançado no mercado molas de níquel-titânio de diferentes comprimentos e *plateaus* martensíticos. A literatura<sup>10, 12, 20, 23, 24</sup> têm comparado o comportamento de diversas marcas comerciais de molas a fim de trazer parâmetros para os clínicos. Desses cinco trabalhos existentes, o primeiro<sup>12</sup> que comparou molas de diferentes marcas comerciais, apesar de promover informações importantes, não foi desenvolvido à temperatura corpórea de 37 °C, conforme especificado pela ADA<sup>1</sup>. Isso deve sempre ser respeitado, pois a variação da temperatura tem uma forte influência na propriedade mecânica das molas<sup>3, 16, 21, 22</sup>, muitas vezes fazendo com que as mesmas não se mostrem superelásticas devido à temperatura que foram testadas<sup>3, 13, 17, 23</sup>. Três desses outros<sup>10, 20, 23</sup> e o já

citado<sup>12</sup> ativaram as molas muito pouco, como a transformação de fase nessas molas é induzida por estresse, uma quantidade de ativação mínima é necessária para causar essa transformação de fase e induzir a SE<sup>24</sup>. Por fim, o último desses cinco trabalhos<sup>24</sup>, fez as mensurações a 37 °C ativou as molas razoavelmente, mas não correlacionou o estiramento com a porcentagem de níquel-titânio efetivo das molas. Nenhum dos trabalhos supracitados ativou mais que 500%, que é a referência da literatura<sup>11, 14, 22</sup> (mas sem comprovação científica) e apenas um<sup>24</sup> avaliou a deformação.

Tendo em vista os resultados até então encontrados e diferentes formatos metodológicos torna-se interessante a comparação de molas de níquel-titânio de diferentes marcas comerciais sendo ativadas até 1000% do comprimento do níquel-titânio efetivo, sob temperatura controlada.



**2 Proposição**

## 2 Proposição

### 2.1 Objetivo Geral

Avaliar o comportamento e a força gerada por molas fechadas de níquel-titânio de diferentes marcas comerciais Morelli<sup>®</sup>, Orthometric<sup>®</sup>, Ormco<sup>®</sup>, GAC<sup>®</sup>.

### 2.2 Objetivos específicos

#### ARTIGO 1:

Avaliar para todas as marcas comerciais:

- a. Em que nível de estresse as molas são superelásticas;
- b. Se quantidade de força gerada pela mola está de acordo com o *plateau* de força fornecido pelo fabricante.

#### ARTIGO 2:

Avaliar para todas as marcas comerciais:

- a. Quais os percentuais de deformação de molas fechadas de níquel-titânio.



## 3 Artigo 1

Artigo a ser enviado para publicação no periódico American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

**Avaliação da superelasticidade e *plateau* de força de molas fechadas de níquel-titânio.**

Camilla Ivini Viana Vieira<sup>a</sup>; Renato Parsekian Martins<sup>b</sup> Alexandre Antonio Ribeiro<sup>c</sup>; Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas<sup>c</sup>; Lídia Parsekian Martins<sup>d</sup>

<sup>a</sup> Aluna do curso de pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Ortodontia, nível de mestrado, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

<sup>b</sup> Professor do curso de especialização Gestos/Famosp - Araraquara, São Paulo, Brasil e clínica particular em Araraquara.

<sup>c</sup> Mestre e Aluno do curso de pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Ortodontia, nível de doutorado, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

<sup>d</sup> Professora Assistente Doutora da Disciplina de Ortodontia, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

**Endereço para correspondência:** Renato Parsekian Martins – Rua Carlos

Gomes, 2158, Araraquara, São Paulo, 14801-340, Brasil

e-mail: [dr\\_renatopmartins@hotmail.com](mailto:dr_renatopmartins@hotmail.com)



## resumo

**Objetivos:** Avaliar se molas fechadas de níquel-titânio de diferentes marcas comerciais apresentam comportamento superelástico (SE) e se o *plateau* de força produzido condiz com o do fabricante. **Materiais e métodos:** 160 molas divididas em 16 subgrupos de acordo com suas características foram ativadas de 100% a 1000% do valor efetivo do níquel-titânio, para isso uma máquina de ensaios mecânicos foi utilizada. Os valores de força obtidos durante a desativação foram avaliados para determinar a SE e o *plateau* de força. A taxa SE foi calculada por meio da razão entre a primeira e segunda derivada determinadas pelos pontos de inflexão da curva de desativação de carga/deflexão. O *plateau* foi obtido pela conexão desses pontos e sua força foi determinada pelo ponto médio entre eles. Esses valores foram comparados com os fornecidos pelos fabricantes. Análises estatísticas paramétricas foram utilizadas para comparação do *plateau* de força entre os subgrupos. **Resultados:** A maioria das molas mostrou-se SE a partir de 400% de ativação, exceto os grupos GAC<sup>®</sup> 50g e Ormco<sup>®</sup> leve os quais exibiram um comportamento SE a partir de 300% de ativação, as molas GAC<sup>®</sup> (300g e 200g) e Ormco<sup>®</sup> pesada se mostraram superelásticas a partir de 500% e 600%, respectivamente. As molas Morelli<sup>®</sup> e Ormco<sup>®</sup> pesada não exibiram *plateaus* correspondentes ao fornecido pelos fabricantes. **Conclusões:** A maioria das molas mostrou comportamento SE a partir de 400%, os *plateaus* de força são de difícil comparação, pois esse varia com a ativação. **PALAVRAS-CHAVE:** Níquel-titânio; mola fechada; superelasticidade.

## Abstract

**Aims:** To analyse whether nickel-titanium closed coil springs have different superelastic (SE) behavior and if the plateau of force produced was consistent to the supplied by the manufacturer. **Materials and methods:** 160 springs divided into 16 subgroups according to their features were activated from 100% to 1000% in regards to the amount of effective nickel-titanium. The force values obtained during deactivation were evaluated mathematically to determine the superelasticity and the plateau of force. The SE rate was calculated dividing the first by the second derivatives determined by the points of inflection on the deactivation curve. The plateau was obtained by connecting these points and their strength was determined by the midpoint. These plateaus were compared with those provided by the manufacturer. For statistical evaluation we used the Analysis of Variance One-way with Tukey post-test and independent test for comparison of the plateau SE of power between the subgroups. **Results:** Most of the springs proved SE from 400% activation, except the groups GAC<sup>®</sup> 50g and Ormco<sup>®</sup> light which exhibited superelastic behavior from 300% activation, the springs GAC<sup>®</sup> (300g and 200g) and Ormco<sup>®</sup> heavy proved superelastic from 500% and 600%, respectively. Only one subgroup did not show superelastic behavior. The plateau force were dependent on the activation, the springs in group 1 and subgroup 3C exhibited activation in any of the plateaus corresponding to that provided by manufacturers. **Conclusions:** Most of the springs showed behavior from SE 400%, the plateaus of force are difficult to compare due to lack of information from manufactures.

**KEYWORDS:** Nickel-titanium; closed spring; superelasticity.

## Introdução

Na década de 80, foram propostas novas ligas níquel-titânio para uso ortodôntico, denominadas “Chinese NiTi” (Beijing, China) e “Japanese NiTi” (Furukawa Electric Co. Ltd).<sup>1</sup> Essas ligas apresentavam algumas vantagens em relação ao já existente NITINOL,<sup>2</sup> dentre as quais o fato de não obedecer a Lei de Hooke, que determina uma proporcionalidade entre a carga e deflexão dos materiais metálicos de maneira geral, é o que chama mais atenção.

O motivo pelo qual essas ligas não obedecem à lei de Hooke é devido a possibilidade de ocorrer uma transformação de fase de estrutura cristalina austenítica para martensítica e vice-versa provocada por mudança de temperatura e/ou estresse.<sup>3-5</sup> Como cada uma dessas duas estruturas apresenta uma proporção de carga-deflexão própria, essa liga se comporta de maneira diferente dependendo em que fase ela se encontra. Abaixo de uma temperatura determinada 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 ( $A_f$ ). 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 estirada,<sup>6</sup> modificando as propriedades da liga. Quando essa transformação ocorre sem que haja uma proporcionalidade entre a carga/deflexão, e ao se remover o estresse com a reversão da transformação de fase, há um *plateau* na curva de carga/deflexão, diz-se que ocorreu uma superelasticidade no material.

Na ortodontia, deseja-se que a atuação do níquel-titânio em uma mola ocorra de forma superelástica, onde o módulo de elasticidade é baixo e a força é praticamente constante. Nesse contexto, atualmente, inúmeros fabricantes têm lançado no mercado molas fechadas de níquel-titânio de diferentes comprimentos e *plateaus* martensíticos, porém essas molas necessitam ser ativadas o suficiente para causar uma transformação de fase. Apesar da literatura ser ampla em relação a molas fechadas de níquel-titânio,<sup>7-11</sup> não é claro o quanto é necessário de ativação inicial para a indução da superelasticidade.

Portanto, o propósito desse trabalho é verificar se molas comercialmente disponíveis realmente apresentam comportamento superelástico e verificar se o *plateau* de força produzido condiz com o descrito pelo fabricante.

## Materiais e Métodos

Dezesseis grupos de molas de níquel-titânio foram determinados de acordo com a marca comercial, comprimento e *plateau* de força (fornecidos pelo fabricante). Cada um desses grupos continha 10 molas correspondentes e do mesmo lote, totalizando 160 molas (Tabela I - página 58).

Para o ensaio, foi utilizada uma máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), com célula de carga de 0,1kN, tendo dois ganchos adaptados para o tracionamento das molas. Todo o sistema foi submerso num recipiente com água destilada a 37°C +/- 1.<sup>12</sup> A temperatura foi controlada por um aquecedor de 30 W (Termodelfim, São Paulo, Brasil) com a ajuda de um termostato (Alife, São Paulo, Brasil) (Fig. 1 – página 49).

O tamanho das molas de cada grupo foi medido com um paquímetro digital Mitutoyo modelo SC-6 (Suzano, São Paulo, Brasil) e as médias foram calculadas para saber o real tamanho da mola (X), bem como o comprimento efetivo de níquel-titânio (Y) (Fig. 2 - página 50).

Previamente ao início de cada ensaio, qualquer possível folga foi eliminada ajustando-se a mola a cada 0,1 mm manualmente com o auxílio do indicador digital no Software Tesc.

As molas foram distendidas a 100% do comprimento do níquel-titânio efetivo (Y), retornando à posição original e o ensaio prosseguiu estirando as mesmas em 200%, 300%, 400%, 500%, 600%, 700%, 800%, 900%, 1000%. O software registrou todos os valores de força obtidos durante o ensaio que foi realizado a 20 mm/min.

Para determinar o *plateau* foram calculados os dois pontos de inflexão presentes na curva de desativação (Fig. 3 - página 51), a extensão entre esses pontos determina o *plateau* e sua força é determinada pelo ponto médio.<sup>13</sup> Os valores encontrados foram comparados com os fornecidos pelo fabricante e foram considerados iguais se dentro de uma variação de mais ou menos 10% correspondessem aos valores fornecidos.

Para calcular a taxa SE os dados de deformação e força em formato Raw Data foram exportados ao software MATLAB R12™ para calcular a primeira e segunda derivada da força em relação à deformação. A primeira derivada ( $\frac{dF_1}{dD_1}$ ) fica localizada no início da curva de desativação e a segunda na região de *plateau* ( $\frac{dF_2}{dD_2}$ ), como essa está localizada numa região de força praticamente constante foi determinada a derivada na região de +/- 20% do *plateau* com a finalidade de minimizar erro (Fig. 3 - página 51).<sup>13</sup> Esses valores

foram importados ao Software matemático Microcal Origin 8.0 <sup>TM</sup> onde foi calculada a taxa SE que é definida pela razão entre a primeira sobre a segunda derivada

$\frac{(dF_1/dD_1)}{(dF_2/dD_2)}$ . Quando essa taxa SE era superior a 2 a mola apresentava uma

tendência superelástica, quando o valor era superior a 8 era denominada superelástica.

A análise estatística foi executada com o *software* SPSS versão 16.0 (Statistical Package for Social Sciences; SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Utilizou-se a Análise de Variância One-way com pós-teste de Tukey e teste T independente para comparação do *plateau* SE de força entre os subgrupos.

## Resultados

A 100% de ativação, levando-se em consideração somente a quantidade de níquel-titânio da mola (2,3 mm; 3,9 mm; 6,8 mm e 9,8 mm para os subgrupos 1A, B, C e D, respectivamente) a mais que o comprimento total, as molas do grupo 1 se comportaram de forma não superelástica. A 200% e 300% de ativação essas mostraram apenas uma tendência superelástica (pseudosuperelásticas) com exceção do subgrupo 1B, que ainda apresentavam um comportamento hookeano. Somente a partir de 400% de ativação, (9,3 mm; 15,7 mm; 27,4 mm; 39,1 mm para os subgrupos 1A, B, C e D, respectivamente) as molas do grupo 1 se mostraram superelásticas e mantiveram esse comportamento até 1000% de ativação (Tabela II – página 59).

No grupo 2, as molas somente começaram a se comportar de forma superelástica a partir da ativação de 400% (8,4 mm e 16,6 mm para as molas dos subgrupos 2A e B respectivamente) e mantiveram esse comportamento por todas as ativações subsequentes (Tabela III – página 60).

As molas do grupo 3 se comportaram bem diferentes umas das outras. Enquanto as do subgrupo 3A se mostraram superelásticas a partir de 300% de ativação (9,7 mm), as molas do subgrupo 3C necessitaram de uma ativação mínima de 600% (18,5 mm) para apresentar propriedades superelásticas. As molas do grupo 3B não apresentaram comportamento superelástico em nenhuma ativação (Tabela IV – página 61).

As molas do subgrupo 4C se mostraram superelásticas a partir de 300% (9,6 mm) de ativação, enquanto as molas dos subgrupos 4A, B, D e F apresentaram-se superelásticas a partir da ativação de 400% (12,8 mm). As molas do subgrupo 4E e G somente se comportaram de forma superelásticas a partir da ativação de 500% (16,0 mm) (Tabelas V e VI – páginas 62 e 63).

A taxa de SE aumentou para todos os grupos a medida que a ativação inicial aumentou. A partir de 1000% de ativação, a taxa SE começou a diminuir no subgrupo 1A, para o subgrupo 1C, a taxa SE começa a diminuir a partir de 900%, e no subgrupo 1B as molas começam a mostrar um comportamento diferente a partir de 800%, diminuindo até 900% e tornando a aumentar em 1000% de ativação. No subgrupo 2A a taxa SE começou a diminuir em 900% e no subgrupo 2B a 700%. No subgrupo 3B, a taxa SE não diminuiu, enquanto que no subgrupo 3C começou a diminuir a 900%. No subgrupo 3A a taxa mostrou um comportamento diferente, onde diminuiu a partir de 800% e voltou

a aumentar em 1000%. Nos subgrupos 4A, D, E e G a taxa SE somente reduziu a 1000% e no subgrupo 4C ela não diminuiu. Nas molas do subgrupo 4B e F a taxa SE mostrou um comportamento diferente, no 4B diminuiu a 900% e voltou a aumentar a 1000%, enquanto no subgrupo 4F essa taxa começou a diminuir a 700% e voltou a aumentar a 800 e 1000% (Tabelas II, III, IV, V e VI – páginas 59 a 63).

Durante a ativação de 800% ocorreu à ruptura de uma mola do subgrupo 2A, duas molas do subgrupo 1D e cinco do subgrupo 2B. A 900% de ativação houve a ruptura de uma mola do subgrupo 4G, duas dos subgrupos 2A e 1D, quatro do subgrupo 2B, cinco do subgrupo 3A e oito do 3B. A 1000% houve a ruptura de uma mola dos subgrupos 1D, 1B, 2B e 3B, duas dos subgrupos 3A e 4G, três do subgrupo 2A, quatro molas do subgrupo 3C e cinco molas do subgrupo 1C.

À medida que a ativação inicial aumentou, os *plateaus* SE de força diminuíram. Estes variaram de 209 a 110 gf, de 212 a 107 gf, de 214 a 107 gf e de 216 a 94 gf para as molas dos subgrupos 1A, B, C e D, respectivamente. Diferenças existiram entre todos os *plateaus* SE do grupo 1 quando as forças foram comparadas, com exceção da ativação de 900% (Tabela II – página 59). No subgrupo 2A o *plateau* SE variou de 210 a 130 gf enquanto no subgrupo 2B ele apresentou uma variação de força de 241 a 145 gf. Comparando esses dois subgrupos, as forças foram diferentes em todas as ativações, com exceção de 900% (Tabela III – página 60). No subgrupo 3A, o *plateau* variou de 122 a 18 gf e de 167 a 112 gf no subgrupo 3C. Entre os subgrupos 3A e 3C houve diferenças em todas as ativações (o subgrupo 3B não foi comparado, pois o mesmo não se mostrou superelástico) (Tabela IV – página 61). O *plateau* de



força SE variou de 21 a 1 gf no subgrupo 4A, de 59 a 30 gf no subgrupo 4B, de 105 a 57 gf no subgrupo 4C, de 157 a 85 gf no subgrupo 4D, de 189 a 97 gf no subgrupo 4E, de 270 a 85 gf no subgrupo 4F e de 291 a 105 gf no subgrupo 4G. No grupo 4 todos os subgrupos foram diferentes dadas as mesmas ativações iniciais, com exceção dos subgrupos 4E e G, a 900%, e 4F e D, a 1000% de ativação (Tabelas V e VI – páginas 62 e 63).

Os *plateaus* SE fornecidos pelo fabricantes (Tabela I – página 58) das molas do grupo 1 e subgrupo 3C não correspondem aos encontrados nesse estudo. Para os subgrupos 3A, 4E e 4A as molas apresentaram o *plateau* correspondente com o fabricante a 600%, 500% e a 400% de ativação inicial, respectivamente. Nos subgrupos 2A, 2B, 4B, 4C, 4D, 4F e 4G os *plateaus* SE corresponderam aos valores fornecidos pelo fabricante de 600 a 800%, 400 a 500%, de 600 a 800%, de 400 a 700%, 400 a 600%, de 400 a 600% e de 500 a 700% de ativação inicial.

## Discussão

Na maioria dos grupos testados (10/16) as molas mostraram-se superelásticas somente a partir de 400% de ativação. Apesar de saber que a ativação é um fator crítico na utilização e mensuração das ligas de níquel-titânio, a literatura não descreve o quanto se devem ativar inicialmente as molas desse material para induzir uma transformação martensítica por estresse, e conseqüentemente, obter um comportamento superelástico<sup>11</sup>. Essa informação é extremamente crítica para a comparação dos resultados, pois uma pequena ativação pode não ser suficiente para induzir superelasticidade,<sup>7-</sup>

<sup>10,14-16</sup> o que está de acordo com nossos achados. Entretanto, como a transformação martensítica do níquel-titânio é um fenômeno termo/estresse dependente, <sup>11,17,18</sup> quando não se consegue induzir a transformação de fase em uma dada temperatura, possivelmente ou a ativação foi insuficiente (nossos resultados mostram que a taxa SE aumenta com a ativação inicial), ou a temperatura do ensaio está aquém da temperatura necessária para que uma transformação martensítica possa ser induzida por estresse (Mi) e da temperatura onde possa existir superelasticidade induzida por essa transformação (Ai)<sup>19</sup> (Fig. 4 – página 52). Como a Associação Americana de Odontologia (ADA) regulamenta que os materiais com superelasticidade devem ser testados a 37 °C,<sup>7,9-11</sup> molas, ainda que compostas de ligas “superelásticas”, podem não se mostrar superelásticas a essa temperatura.

Um subgrupo (3B) não se comportou de forma superelástica a nenhuma ativação, talvez, acima da ativação de 1000%, com um estresse maior, esse grupo mostraria uma taxa SE acima de 8. Possivelmente, a liga dessas molas apresentava altas temperaturas de transição em relação aos 37 °C utilizados nessa pesquisa, portanto, é importante que as empresas que fabricam dispositivos com ligas superelásticas consigam controlar as temperaturas de transição de forma adequada. Apesar da sugestão de que talvez fosse interessante ativar as molas do grupo 3B mais de 1000% para induzir a transformação de fase, a possibilidade dessas romperem é muito grande, pois somente uma mola das 10 testadas não rompeu até os 1000% de estiramento.

Apenas 4% das molas do grupo 4 romperam durante os ensaios, em contraposição aos 80% de rompimento das molas do grupo 2, aos 67% de rompimento das molas do grupo 3, e aos 17% de rompimento das molas do

grupo 1 até o final do ensaio. Esses achados, adicionados ao fato de que se deseja uma ativação inicial grande o suficiente para gerar uma transformação de fase adequada, limita até onde pode ativar essas molas. Esse fato não foi relatado pela literatura até a presente data. Entretanto, o rompimento das molas pode não ser o único fator que limite a quantidade de ativação outros fatores existem como a recuperação elástica.

A taxa SE aumentou com a ativação inicial, de maneira geral, em todas as molas, entretanto, após determinada ativação inicial as molas se comportaram de maneira variada, ora mantendo sua taxa SE ora diminuindo (Fig.5 – página 53). Aliando-se esses gráficos aos dos ensaios de uma mola média de cada grupo (Figs. 6, 7, 8 e 9 – páginas 54 a 57), pode-se perceber que as molas mais leves dos grupos 4 e 3 apresentam maiores taxas SE com menos estresse. Isso provavelmente se deve ao fato de que um tratamento térmico, que é normalmente utilizado para aumentar a temperatura de início de transformação martensítica ( $M_i$ ),<sup>20,21</sup> foi utilizado por essas companhias em seu produto. Esse tratamento térmico, dada uma mesma temperatura ambiente, diminui o estresse necessário para iniciar uma transformação martensítica,<sup>22</sup> também produzindo um *plateau* de superelasticidade com forças mais baixas<sup>14,20,21</sup> o que pode ou não ser desejado.

Houve uma grande variabilidade entre os *plateaus* SE medidos e os valores fornecidos pelos fabricantes. Enquanto alguns grupos não corresponderam aos valores, outros só mostraram o valor de força dado pelo fabricante a uma ativação específica. Entretanto, os mesmos não mencionam o quanto deve ser a ativação inicial para que o *plateau* de força corresponda ao desejado. Isso pode ser um grande problema quando se utiliza esses materiais

superelásticos, pois como foi demonstrado (Tabelas II, III, IV, V e VI) os *plateaus* SE são diferentes dados diferentes ativações iniciais. A necessidade dessas informações já foi questionada na literatura<sup>8</sup> e é fundamental para que os ortodontistas possam selecionar a mola adequada para cada caso.

## Concl usões

- A maioria das molas (10 subgrupos) mostrou-se SE a partir da ativação inicial de 400%, exceto os grupos GAC<sup>®</sup> 50g e Ormco<sup>®</sup> leve os quais exibiram um comportamento superelástico a partir de 300% de ativação. As molas GAC<sup>®</sup> (300g e 200g) e Ormco<sup>®</sup> pesada se mostraram superelásticas a partir de 500% e 600%, respectivamente.

- As molas Ormco<sup>®</sup> média não apresentaram comportamento superelástico.

- Molas com grande comprimento (Morelli<sup>®</sup> 12 e 15 mm) não são superelásticas clinicamente, pois as ativações utilizadas na ortodontia não são suficientes para induzir uma transformação martensítica a 37 °C.

- Os *plateaus* de força fornecidos pelos fabricantes são de difícil comparação com os resultados obtidos, pois a ativação inicial de cada mola altera o *plateau* de força, portanto, é necessário que os mesmos forneçam mais informações sobre os seus produtos. Nenhuma das 4 marcas comerciais testadas mencionaram na embalagem a porcentagem mínima de ativação para gerar o *plateau* de força comunicado.

## Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pela FAPESP (processo número 2009/17162-8, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, SP, Brasil).

## Referências

1. Buehler WJ, Wiley RC. TiNi-Ductile intermetallic compound. *Trans ASM* 1962;55:269-276.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:1373-1375.
3. Gangbing KB, Agrawal BN, Lam PC, Srivatsan TS. Application of shape memory alloy wire actuator for precision position control of a composite beam. *J Mat Eng Perf* 2000;9:330-333.
4. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:310-318.
5. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:685-692.
6. 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.
7. Manganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthodontist* 2010;80:182-187.

8. Melsen B, Topp LF, Melsen HM, Terp S. Force system developed from closed coil springs. *Eur J Orthod* 1994;16:531-539.
9. Santos ACS, Tortamano A, Naccarato SRF, Rodriguez GCD, 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.
10. 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.
11. 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.
12. ANSI/ADA. Orthodontic Wires Not Containing Precious Metals Specification 32; 2006.
13. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1995;17:395-402.
14. 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.
15. Fraunhofer JA, Bonds W, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthodontist* 1993;63:145-148.
16. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod* 1993;63:67-72.

17. Santoro M, Nicolay OF, Cangllosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:587-593.
18. Santoro M, Nicolay OF, Cangllosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;6:594-603.
19. Otsuka K, Wayman C. Shape Memory Materials. Cambridge: Cambridge University Press; 1998. p. 41.
20. Miura F, Mogi M, Ohura Y. Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method. Eur J Orthod 1988;10:187-191.
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. Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman CM. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann Ltd.; 1990.

## Legenda das Figuras

**Figura 1.** Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios.

**Figura 2.** Mola de níquel-titânio fechada, a dimensão X corresponde ao comprimento total da mola e a dimensão Y corresponde à quantidade de níquel-titânio efetivo.

**Figura 3.** Gráfico da Carga X Deflexão. Indicação dos pontos de inflexão e *plateau* (ponto médio do *plateau* +/- 20%). Primeira e segunda derivada ( $dF_1/dD_1$  e  $dF_2/dD_2$ , respectivamente). Imagem adaptada de Segner et al.<sup>13</sup>

**Figura 4.** Gráfico do Estresse X Temperatura.  $M_f$  = Temperatura Martensítica final;  $M_i$  = Temperatura martensítica inicial;  $A_i$  = Temperatura austenítica inicial;  $A_f$  = Temperatura austenítica final;  $M_d$  = Temperatura onde não é mais possível transformação martensítica por estresse; (A) = não ocorre a recuperação após aquecimento ou remoção da carga; (B) (modificado de Otsuka, K).<sup>19</sup>

**Figura 5.** Gráfico da Ativação X Taxa SE para as marcas comerciais testadas e seus subgrupos. Observar nos grupos 3 e 4, que os subgrupos de molas mais leves, apresentam uma maior superelasticidade com menos ativação.

**Figura 6.** Gráfico da carga x Deflexão do grupo 1, de 100 a 1000% de deformação. No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a ativação correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionado ao tamanho da mesma.

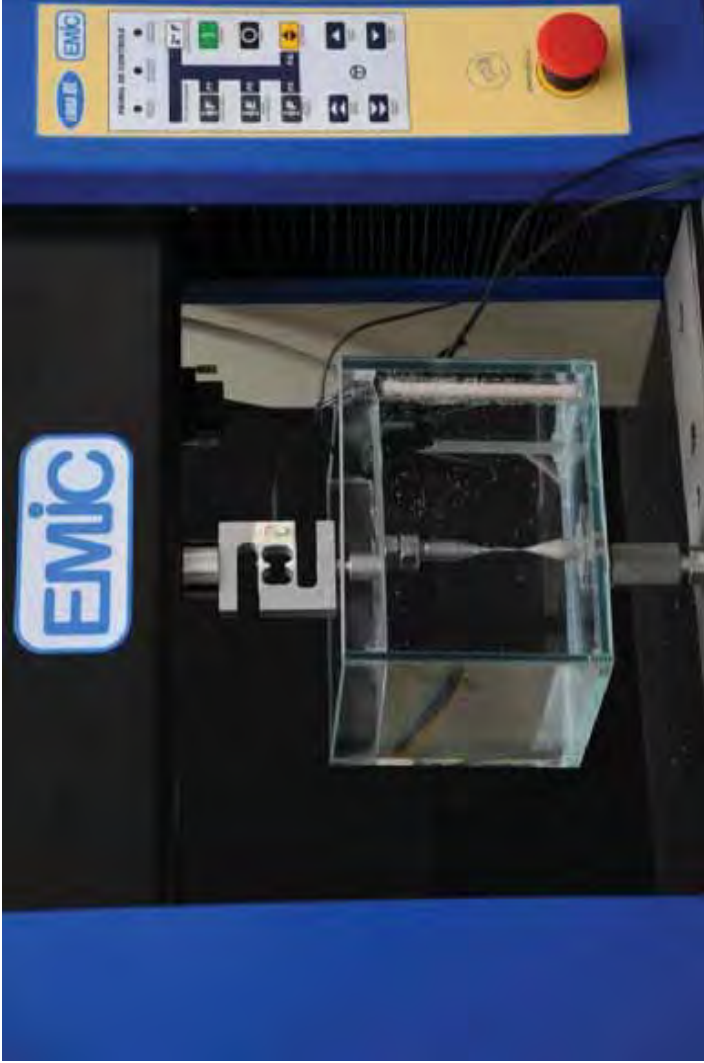
**Figura 7.** Gráfico da Carga x Deflexão dos subgrupos 2A (100 a 1000%) e 2B (100 a 900%). No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a ativação correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionado ao tamanho da mesma.

**Figura 8.** Gráfico da Carga x deflexão do grupo 3, de 100 a 1000% de deformação. No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a ativação correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na



mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionado ao tamanho da mesma.

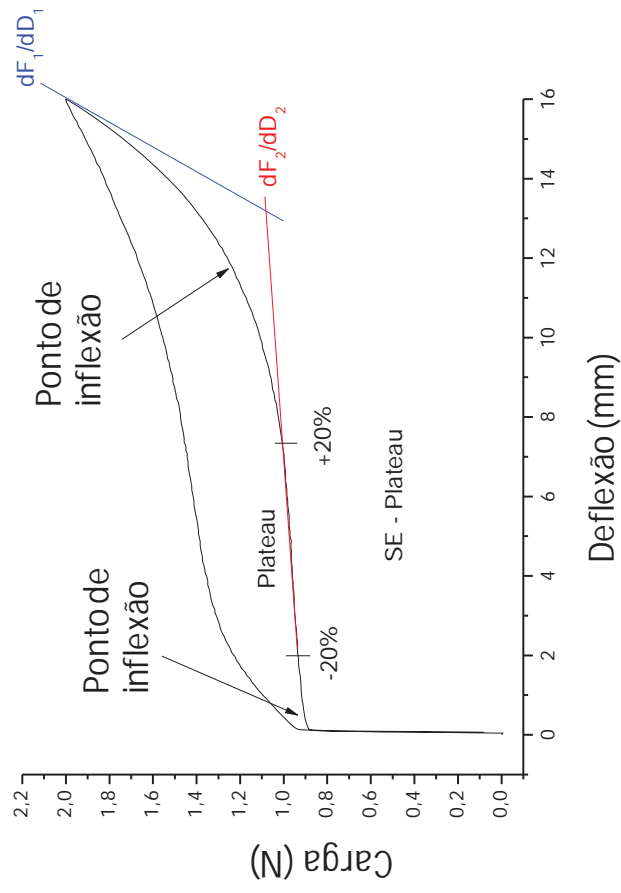
**Figura 9.** Gráfico da Carga x Deflexão do grupo 4, de 100 a 1000% de deformação. No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a ativação correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionado ao tamanho da mesma.



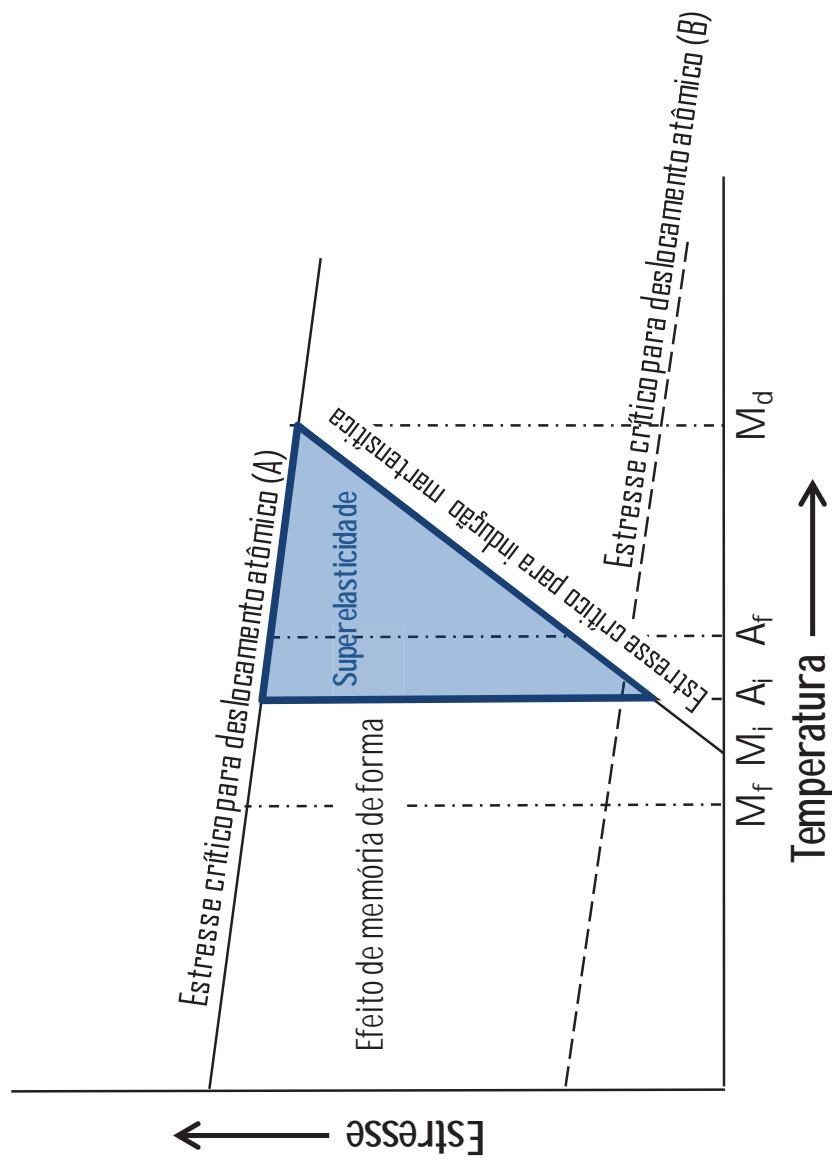
**Figura 1.** Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios.



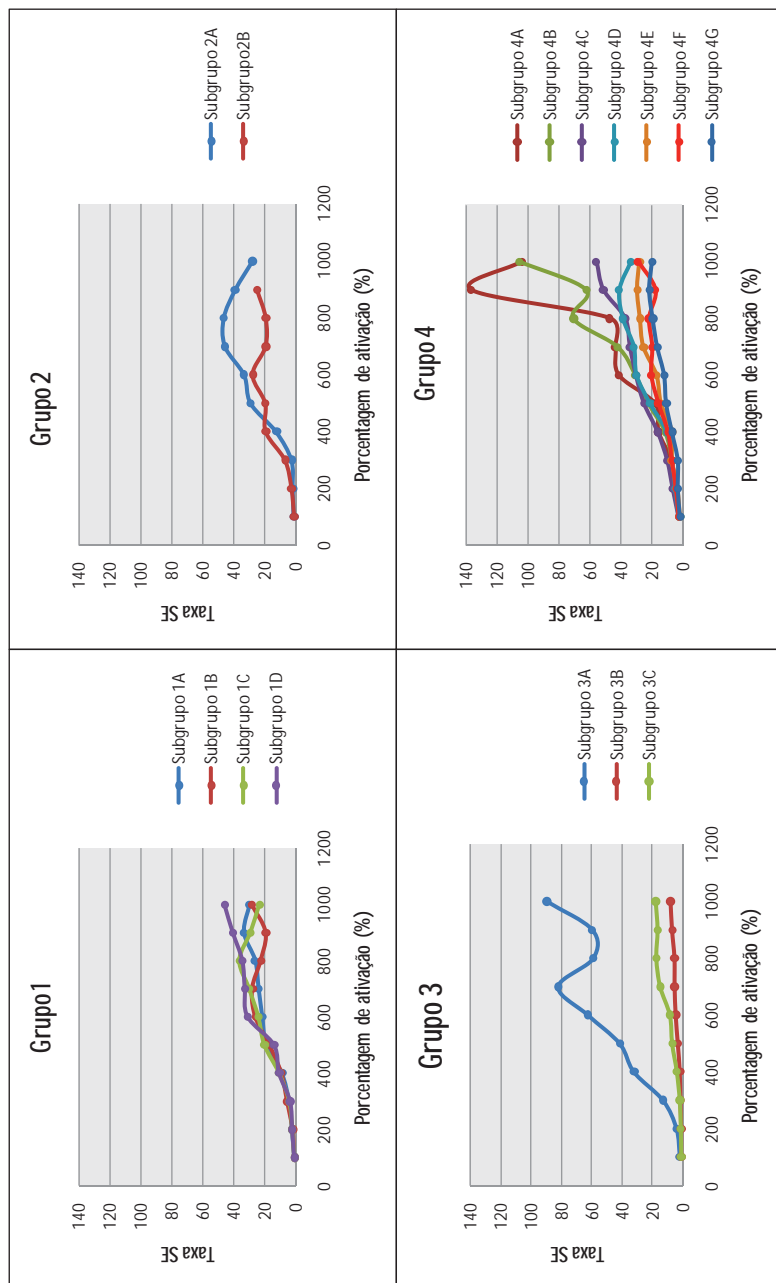
**Figura 2.** Mola de níquel-titânio fechada, a dimensão X corresponde ao comprimento total da mola e a dimensão Y corresponde à quantidade de níquel-titânio efetivo.



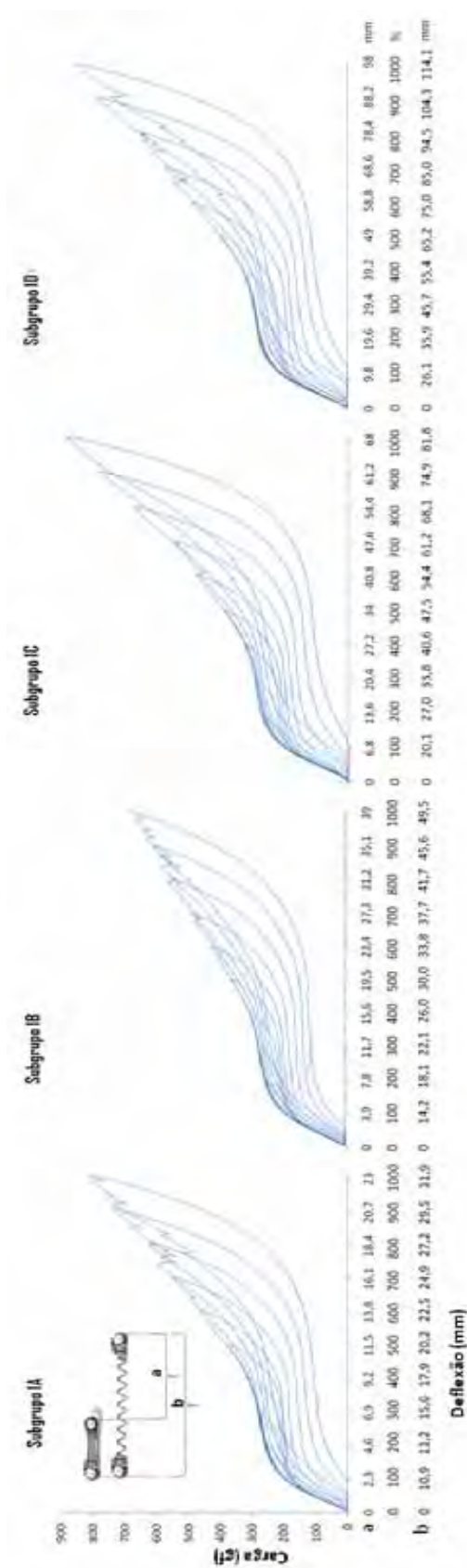
**Figura 3.** Gráfico da Força X Deformação. Indicação dos pontos de inflexão e *plateau* (ponto médio do *plateau* +/- 20%). Primeira e segunda derivada ( $dF_1/dD_1$  e  $dF_2/dD_2$  respectivamente). Imagem adaptada de Segner et al.<sup>13</sup>



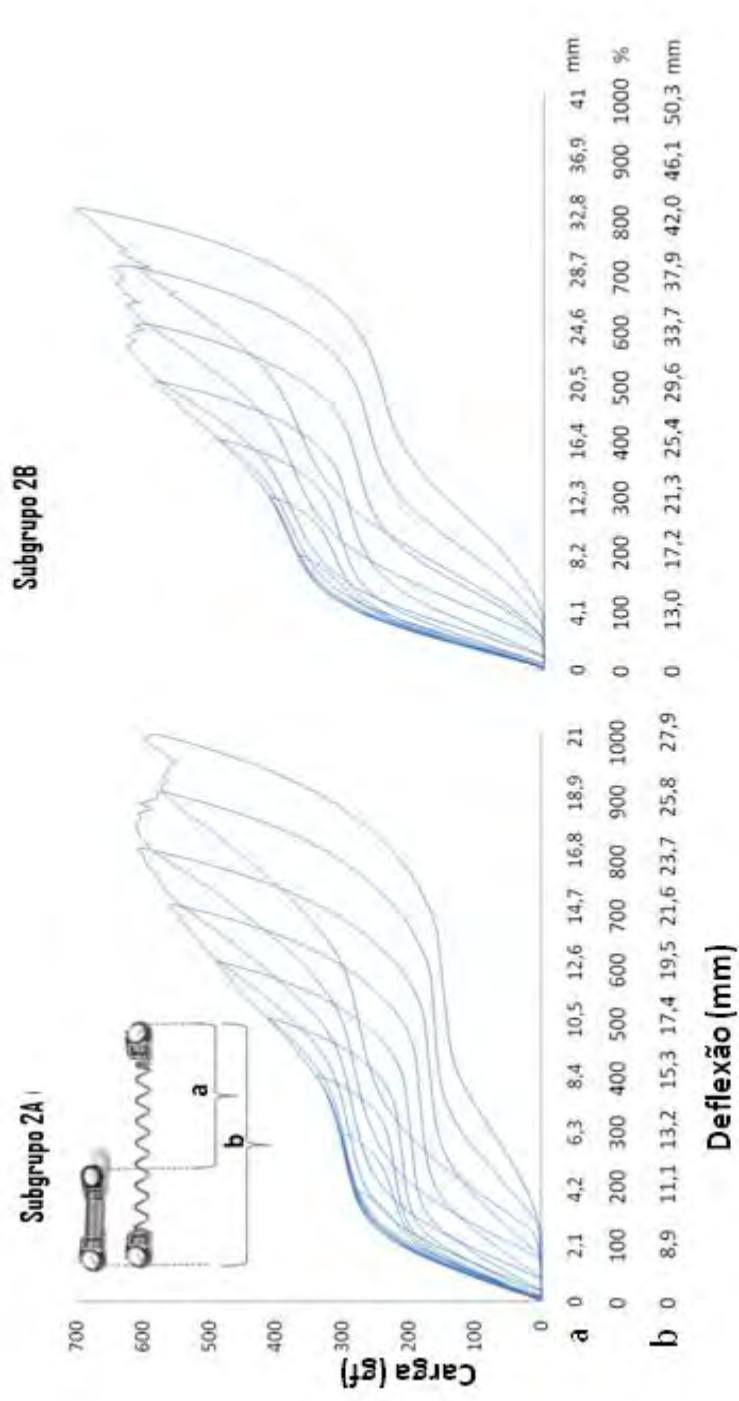
**Figura 4.** Gráfico do Estresse X Temperatura. M<sub>f</sub> = Temperatura Martensítica final; M<sub>i</sub> = Temperatura martensítica inicial; A<sub>i</sub> = Temperatura austenítica inicial; A<sub>f</sub> = Temperatura austenítica final; M<sub>d</sub> = Temperatura onde não é mais possível transformação martensítica por estresse; (A) = não ocorre a recuperação após aquecimento ou remoção da carga; (B) = estresse crítico para deslocamento atômico (modificado de Otsuka, K).<sup>19</sup>



**Figura 5.** Gráfico da Ativação X Taxa SE para as marcas comerciais testadas e seus subgrupos. Observar nos grupos 3 e 4, que os subgrupos de molas mais leves, apresentam uma maior superelasticidade com menos ativação.

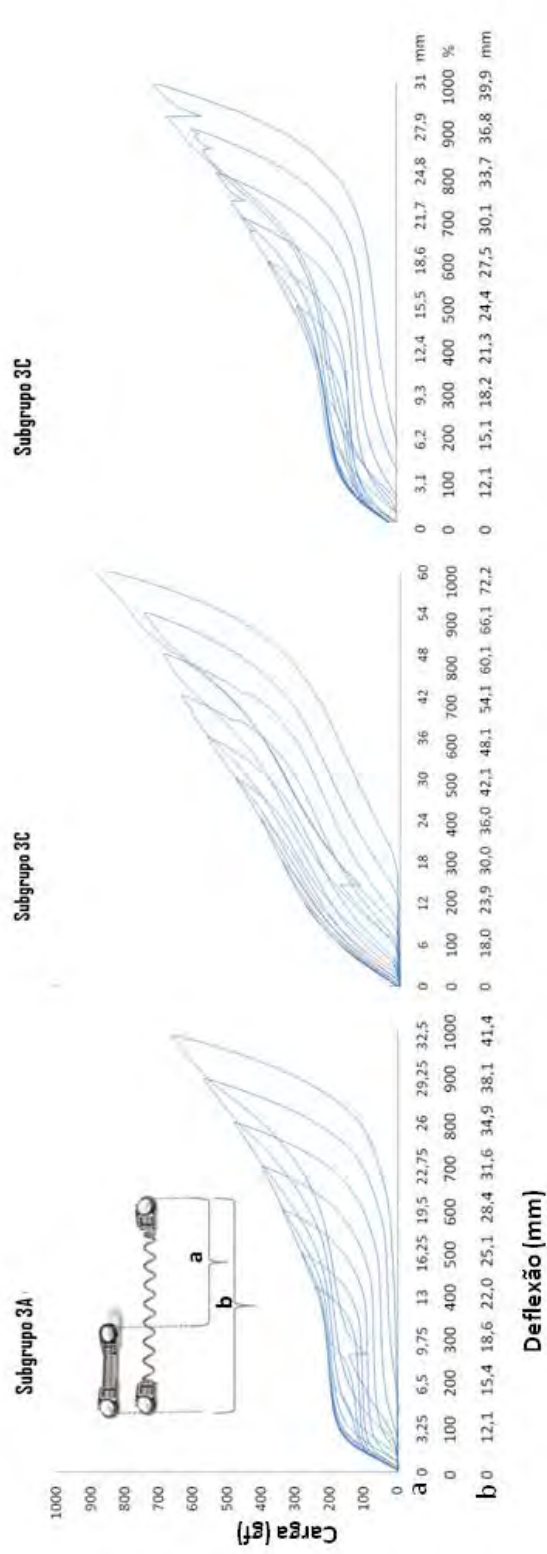


**Figura 6.** Gráfico da carga x deflexão do grupo 1, de 100 a 1000% de deformação. No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a ativação correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionada ao tamanho da mesma.

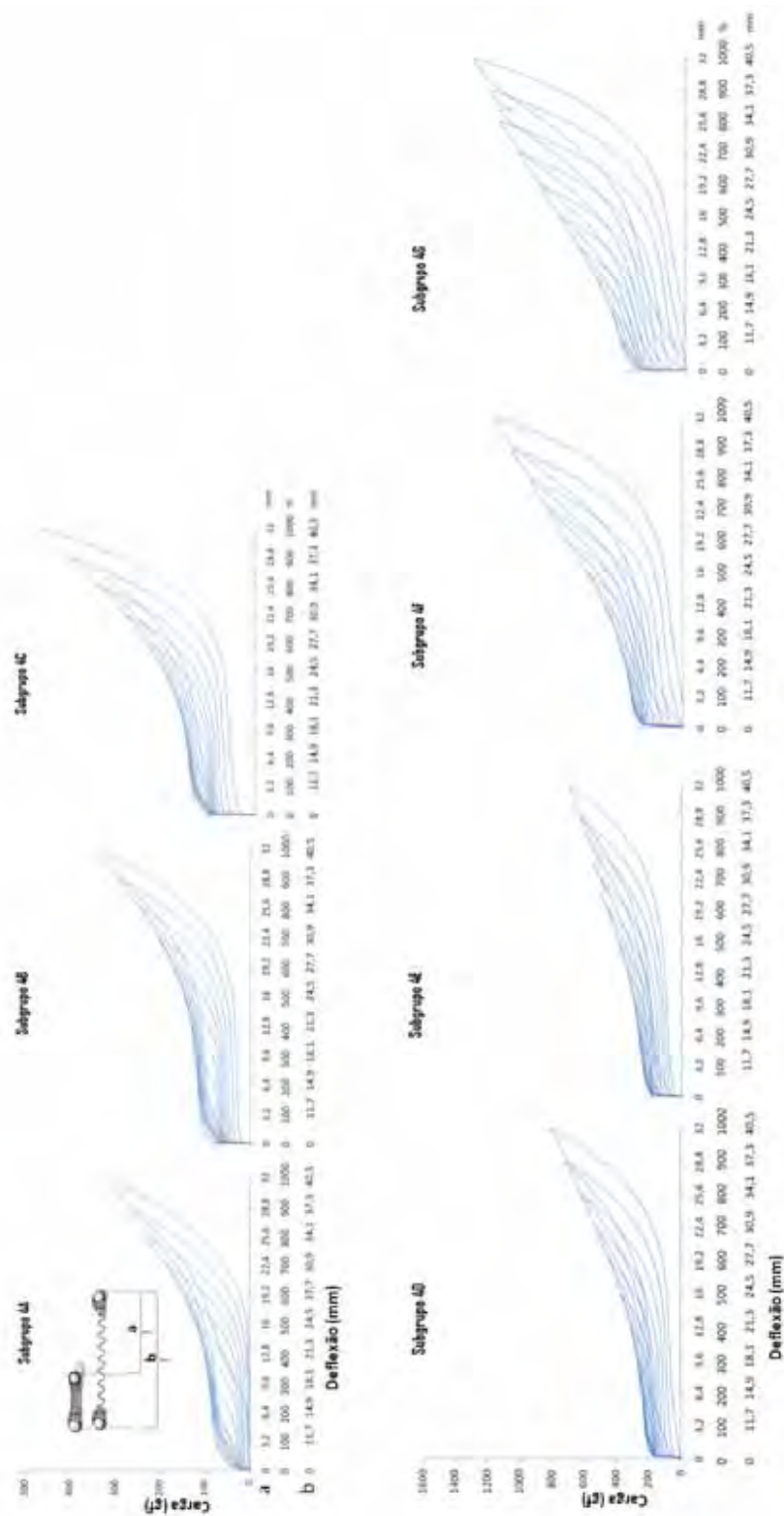


**Figura 7.** Gráfico da Carga x Deflexão dos subgrupos 2A (100 a 1000%) e 2B (100 a 900%). No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a quantidade correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionado ao tamanho da mesma.





**Figura 8.** Gráfico da Carga x Deflexão do grupo 3, de 100 a 1000% de deformação. No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a ativação correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionado ao tamanho da mesma.



**Figura 9.** Gráfico da Carga x Deflexão do grupo 4, de 100 a 1000% de deformação. No eixo da deformação (X) vê-se na primeira linha (a) a quantidade de ativação das molas (mm), na segunda linha, a ativação correspondente em porcentagem da quantidade de níquel-titânio efetivo na mola e na terceira linha (b), a quantidade de ativação da mola adicionado ao tamanho da mesma.

**Tabela I.** Distribuição dos grupos de acordo com a marca comercial, comprimento e plateau de força.

Marca Comercial	Comprimento	Plateau de força	Subgrupos
Morelli® Grupo 1	7 mm	250 g	1A
	9 mm	250 g	1B
	12 mm	250 g	1C
	15 mm	250 g	1D
Orthometric® Grupo 2	7 mm	175 g	2A
	9 mm	250 g	2B
Ormco® Grupo 3	9 mm	80 g (leve)	3A
	12 mm	150 g (média)	3B
	9 mm	200 g (pesada)	3C
GAC® Grupo 4	10 mm	25 g	4A
	10 mm	50 g	4B
	10 mm	100 g	4C
	10 mm	150 g	4D
	10 mm	200 g	4E
	10 mm	250 g	4F
	10 mm	300 g	4G

**Tabela II.** Médias da taxa SE de acordo com a ativação em cada subgrupo (\*Representa nenhuma propriedade superelástica; \*\*Tendência superelástica; \*\*\* Superelástica) e comparação dos *plateaus* de força, com respectivos DP entre parênteses, entre as ativações superelásticas dentro de cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 1A		Subgrupo 1B		Subgrupo 1C		Subgrupo 1D		p
	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	
100%	0.7*	214.1 (4.1)	0.8*	193.7 (4.1)	0.8*	188.6 (4.1)	0.8*	188.6 (5.1)	
200%	2.2**	216.2 (5.1)	1.9*	214.1 (4.1)	2.1**	209.0 (4.1)	2.1**	209.0 (5.1)	
300%	4.1**	211.1 (4.1)	5.4**	214.1 (4.1)	4.0**	209.0 (4.1)	3.5**	216.1 (4.1)	
400%	8.9***	209.0 (3.0) <sup>A</sup>	9.1***	212.1 (4.1) <sup>AB</sup>	10.5***	214.1 (5.1) <sup>B</sup>	10.6***	216.1 (5.1) <sup>B</sup>	p<.001
500%	19.1**	199.9 (3.0) <sup>A</sup>	16.8***	206.0 (5.1) <sup>B</sup>	20.0***	206.0 (4.1) <sup>B</sup>	13.9***	206.0 (4.1) <sup>B</sup>	p<.001
600%	21.7***	190.7 (5.1) <sup>A</sup>	25.9***	189.7 (5.1) <sup>A</sup>	23.9***	204.0 (4.1) <sup>B</sup>	30.9***	191.7 (3.1) <sup>A</sup>	p<.001
700%	24.1***	171.3 (5.1) <sup>A</sup>	27.9***	176.4 (4.1) <sup>AB</sup>	29.8***	186.6 (4.1) <sup>C</sup>	32.7***	176.4 (4.1) <sup>B</sup>	p<.001
800%	26.3***	150.9 (4.1) <sup>A</sup>	22.4***	144.8 (5.1) <sup>B</sup>	36.1***	154.0 (5.1) <sup>A</sup>	34.0***	152.9 (4.1) <sup>A</sup>	p<.001
900%	33.7***	128.5 (3.0)	19.2***	127.5 (4.1)	28.95***	128.5 (4.1)	40.5***	123.4 (5.1)	.072
1000%	30.0***	110.1 (4.2) <sup>A</sup>	28.3***	106.5 (4.1) <sup>A</sup>	23.2***	107.1 (5.1) <sup>A</sup>	45.9***	93.8 (5.1) <sup>B</sup>	p<.001

**Tabela III.** Médias da taxa SE de acordo com a ativação em cada subgrupo (\*Representa nenhuma propriedade superelástica; \*\*Tendência superelástica; \*\*\* Superelástica; X todas as molas rompidas) e comparação dos *plateaus* de força, com respectivos DP entre parênteses, entre as ativações superelásticas dentro de cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 2A		Subgrupo 2B		p
	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	
100%	1.0*	123.4 (10.2)	0.9*	134.6 (10.2)	
200%	1.6*	209.0 (15.3)	2.6**	255.9 (20.3)	
300%	2.37**	217.2 (18.3)	6.8**	244.7 (20.3)	
400%	12.4***	210.0 (15.3)	19.2***	240.6 (18.3)	p<.001
500%	29.1***	196.8 (12.2)	19.5***	229.4 (15.3)	p<.001
600%	33.4***	188.6 (15.3)	27.6***	219.2 (15.3)	p<.001
700%	45.9***	176.4 (10.2)	19.23***	210.1 (15.3)	p<.001
800%	46.7***	160.1 (9,2)	19.2***	206.0 (20.3)	p<.001
900%	39.1***	137.7 (11,2)	24.9***	144.8 (1.0)	.634
1000%	27.9***	130.5 (10.2)	X	X	X

**Tabela IV.** Médias da taxa SE de acordo com a ativação em cada subgrupo (\*Representa nenhuma propriedade superelástica; \*\*Tendência superelástica; \*\*\* Superelástica) e comparação dos *plateaus* de força, com respectivos DP entre parênteses, entre as ativações superelásticas dentro de cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 3A		Subgrupo 3B		Subgrupo 3C		p
	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	
100%	1.6*	127.5 (10.2)	0.9*	173.3 (8.1)	0.8*	150.9 (15.3)	
200%	3.8**	124.4 (10.2)	0.9*	203.9 (8.1)	1.1*	156.0 (15.3)	
300%	12.7***	122.4 (8.1)	1.4*	287.5 (10.2)	1.8*	172.3 (15.3)	p<.001
400%	32.0***	109.1 (15.3)	1.8*	254.9 (10.2)	3.7**	184.6 (15.3)	p<.001
500%	41.4***	92.8 (15.3)	3.1**	249.8 (8.1)	6.8**	173.3 (10.2)	p<.001
600%	62.4***	79.5 (15.3)	4.5**	249.8 (10.2)	8.3***	167.2 (10.2)	p<.001
700%	82.1***	59.1 (15.7)	5.2**	239.6 (8.1)	14.7***	157.0 (15.3)	p<.001
800%	58.9***	48.9 (12.2)	5.3**	222.3 (15.3)	17.2***	143.8 (15.3)	p<.001
900%	59.5***	28.5 (9,18)	6.9**	234.5 (10.2)	16.4***	130.5 (15.3)	p<.001
1000%	89.6***	18.3 (10.2)	7.9**	238.6 (2.0)	17.6***	112.2 (15.3)	p<.001

**Tabela V.** Médias da taxa SE de acordo com a ativação em cada subgrupo (\*Representa nenhuma propriedade superelástica; \*\*Tendência superelástica; \*\*\* Superelástica) e comparação dos *plateaus* de força, com respectivos DP entre parênteses, entre as ativações superelásticas dentro de cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 4A		Subgrupo 4B		Subgrupo 4C		p
	Taxa SE	Plateau de	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	
100%	1.9*	40.8 (3.0)	1.6*	77.5 (3.0)	2.4*	114.2 (2.0)	
200%	4.7**	32.6 (2.0)	5.6**	66.3 (3.0)	6.2**	107.1 (2.0)	
300%	7.4**	28.5 (2.0) <sup>A</sup>	6.9**	63.2 (2.0) <sup>B</sup>	9.8***	105.0 (2.0) <sup>C</sup>	p<.001
400%	15.7***	21.4 (3.0) <sup>A</sup>	11.1***	59.1 (3.0) <sup>B</sup>	16.0***	102.0 (4.1) <sup>C</sup>	p<.001
500%	18.0***	18.3 (2.0) <sup>A</sup>	21.8***	58.1 (2.0) <sup>B</sup>	24.9***	99.9 (2.0) <sup>C</sup>	p<.001
600%	41.4***	16.3 (2.0) <sup>A</sup>	30.3***	54.0 (2.0) <sup>B</sup>	30.2***	96.9 (2.0) <sup>C</sup>	p<.001
700%	43.6***	12.2 (3.0) <sup>A</sup>	41.9***	48.9 (4.1) <sup>B</sup>	34.1***	91.8 (2.0) <sup>C</sup>	p<.001
800%	47.1***	6.1 (1.0) <sup>A</sup>	70.4***	44.9 (3.0) <sup>B</sup>	37.2***	89.7 (1.0) <sup>C</sup>	p<.001
900%	136.8***	2.0 (1.0) <sup>A</sup>	62.1***	36.7 (2.0) <sup>B</sup>	51.3***	71.4 (2.0) <sup>C</sup>	p<.001
1000%	103.8***	1.0 (1.0) <sup>A</sup>	105.5***	29.6 (2.0) <sup>B</sup>	55.8***	57.1 (2.0) <sup>C</sup>	p<.001

**Tabela VI.** Médias da taxa SE de acordo com a ativação em cada subgrupo (\*Representa nenhuma propriedade superelástica; \*\*Tendência superelástica; \*\*\* Superelástica) e comparação dos *plateaus* de força, com respectivos DP entre parênteses, entre as ativações superelásticas dentro de cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 4D		Subgrupo 4E		Subgrupo 4F		Subgrupo 4G		p
	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	Taxa SE	Plateau de força (gf)	
100%	2.2*	168.2 (5.1)	2.0*	212.1 (5.1)	2.2**	287.5 (4.1)	1.4*	378.3 (6.1)	
200%	4.5**	163.1 (5.1)	3.6**	209.0 (5.1)	4.0**	284.5 (4.1)	2.8**	358.0 (5.1)	
300%	6.4**	158.0 (5.1) <sup>D</sup>	7.1**	206.0 (4.1) <sup>E</sup>	6.7**	282.4 (4.1) <sup>F</sup>	2.8**	346.7 (5.1) <sup>G</sup>	p<.001
400%	9.9***	157.0 (5.1) <sup>D</sup>	7.0**	206.0 (4.1) <sup>E</sup>	9.3***	270.2 (4.1) <sup>F</sup>	6.6**	336.5 (4.1) <sup>G</sup>	p<.001
500%	20.9***	149.9 (6.1) <sup>D</sup>	14.1***	188.6 (3.0) <sup>E</sup>	15.5***	251.9 (4.1) <sup>F</sup>	10.3***	290.6 (4.1) <sup>G</sup>	p<.001
600%	29.8***	142.7 (5.1) <sup>D</sup>	16.9***	176.4 (3.0) <sup>E</sup>	20.3***	231.5 (2.0) <sup>F</sup>	11.6***	279.4 (5.1) <sup>G</sup>	p<.001
700%	31.5***	131.5 (5.1) <sup>D</sup>	25.3***	162.1 (4.1) <sup>E</sup>	19.7***	209.0 (4.1) <sup>F</sup>	16.1***	236.6 (4.1) <sup>G</sup>	p<.001
800%	38.8***	117.3 (5.1) <sup>D</sup>	27.5***	139.7 (5.1) <sup>E</sup>	21.8***	160.1 (3.0) <sup>F</sup>	19.0***	168.2 (5.1) <sup>G</sup>	p<.001
900%	41.0***	99.9 (5.1) <sup>D</sup>	29.3***	127.5 (5.1) <sup>E</sup>	17.5***	115.2 (5.1) <sup>F</sup>	21.3***	132.6 (5.1) <sup>E</sup>	p<.001
1000%	33.4***	84.6 (6.1) <sup>D</sup>	27.9***	96.9 (4.1) <sup>E</sup>	29.0***	84.6 (5.1) <sup>D</sup>	19.0***	105.0 (3.0) <sup>F</sup>	p<.001





## 4 Artigo 2

Artigo a ser enviado para publicação no periódico American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

## **Avaliação da deformação de molas fechadas de níquel-titânio.**

Camilla Ivini Viana Vieira<sup>a</sup>; Renato Parsekian Martins<sup>b</sup>; José Maurício dos Santos Nunes Reis<sup>c</sup>; Luiz Geraldo Vaz<sup>c</sup>; Lídia Parsekian Martins<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Aluna do curso de pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Ortodontia, nível de mestrado, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

<sup>b</sup> Professor do curso de especialização Gestos/Famosp - Araraquara, São Paulo, Brasil e clínica particular em Araraquara.

<sup>c</sup> Professor Assistente Doutor da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

**Endereço para correspondência:** Renato Parsekian Martins – Rua Carlos Gomes, 2158, Araraquara, São Paulo, 14801-340, Brasil

e-mail: [dr\\_renatopmartins@hotmail.com](mailto:dr_renatopmartins@hotmail.com)

## Resumo

**Objetivo:** Determinar quais os percentuais de deformação de molas fechadas de níquel-titânio de quatro marcas comerciais distintas. **Materiais e métodos:** 130 molas divididas em 13 subgrupos de acordo com suas características foram ativadas de 100% a 1000% do valor efetivo do níquel-titânio, para isso foi utilizada uma máquina de ensaios mecânicos. A deformação foi encontrada graficamente e os valores foram analisados por teste de análise de variância para identificar diferenças entre os grupos e o pós-teste de Tukey para comparar os subgrupos. **Resultados:** Todas as molas testadas puderam ser ativadas até 700% sem que houvesse rompimento. A deformação das molas dos subgrupos 1A e 1B não foram diferentes de 400 a 700% e 400 a 800% de ativação, respectivamente. A deformação das molas do subgrupo 2A e 2B foram iguais de 400 a 700% e 400% a 600% de ativação respectivamente. As deformações causadas de 400 a 700% de ativação no subgrupo 3A foram iguais. No subgrupo 3C, as deformações ocorridas em 600% e 700% de ativação foram iguais. No subgrupo 4A, as deformações ocorridas de 400 a 800% de ativação foram iguais. No subgrupo 4B, 4D, 4C e 4E, todas as deformações foram iguais. No subgrupo 4G as deformações foram iguais de 500 a 800%. **Conclusões:** A maioria dos subgrupos deformou da mesma forma até 700% de ativação inicial. Os subgrupos 4B, 4C, 4D e 4E, apresentaram a mesma deformação até a 1000% de ativação.

**PALAVRAS-CHAVE:** Níquel-titânio; mola fechada; deformação.

## Abstract

**Aim:** to determine what's the percentage of deformation in four different brands of nickel-titanium closed springs. **Materials and methods:** 130 springs divided into 13 subgroups according to their features were activated from 100% to 1000% of the actual amount of nickel-titanium using increments of a mechanical testing machine at 37 °C. The deactivation data were exported and the deformation was found graphically. The values were compared by the analysis of variance test to identify differences between groups and Tukey post-test to compare subgroups. **Results:** All springs tested could be activated up to 700% without any break. The deformation of the springs of subgroup 1A and 1B were not different from 400 to 700 and 400% to 800% activation, respectively. The deformation in springs of subgroup 2A and 2B were the same 400 to 700% and 400% to 600% activation, respectively. In subgroup 3C, the deformations observed in 600% and 700% of activation were the same. In subgroup 4A the observed deformations from 400 to 800% were also the same. In the subgroup 4B, 4D, 4C and 4E, all strains were equal. In the subgroup 4G deformations were similar from 500 to 800%. **Conclusions:** There was no break in the 700% activation and most subgroups were similarly deformed up to 700% of initial activation. Subgroups 4B, 4C, 4D and 4E, show the same deformation up to 1000% activation, without breaking.

**KEYWORDS:** Nickel-titanium; closed spring; deformation.

## Introdução

No final dos anos 60, a Marinha Americana desenvolveu uma liga de níquel-titânio, denominadas Nitinol,<sup>1</sup> que tinha entre suas propriedades a capacidade de recuperar a sua forma quando aquecida acima de uma determinada temperatura, propriedade essa denominada memória de forma. Essa liga foi introduzida na ortodontia na década de 70<sup>2</sup> em virtude de seu baixo módulo de elasticidade e boa recuperação elástica. Na década seguinte, duas novas ligas de níquel-titânio<sup>3,4</sup> foram introduzidas na ortodontia trazendo uma nova propriedade ao tratamento ortodôntico, a superelasticidade (SE).

A SE é caracterizada pela constância da força, representada por meio de um *plateau* SE durante a desativação deste material causada por uma transformação de fase austenítica para martensítica induzida por estresse (TMIE). O que torna essa liga única é o fato de que cada uma das fases moleculares (na qual ela se encontra austenítica, à temperatura ambiente e martensítica, quando transformada por estresse e/ou mudança de temperatura) possui um módulo de elasticidade diferente.<sup>5-7</sup> Na ortodontia, deseja-se que uma mola de níquel-titânio atue em sua fase superelástica, dentro do seu *plateau* martensítico, para isso se faz necessário um estresse (ativação) inicial suficiente para induzir uma TMIE, entretanto, a literatura não é clara sobre até quanto essas molas podem ser ativadas sem deformação permanente significativa. Os relatos simplesmente mencionam ativações de 500% do comprimento original da mola sem deformação permanente após desativação,<sup>8</sup> não impondo limites para uma ativação maior. Somente um artigo,<sup>9</sup> menciona rupturas em molas de níquel-titânio excessivamente ativadas, porém não

correlaciona o estiramento com a porcentagem de ativação em relação à quantidade de níquel-titânio efetivo da mola.

Atualmente, no mercado, estão disponíveis molas de vários tamanhos e *plateaus* martensíticos variados dificultando a escolha do dispositivo ideal para cada situação clínica, principalmente no tocante ao tamanho do espaço ortodôntico, força liberada pela mola, quantidade de ativações e o limite de distensão que cada dispositivo permite sem deformação plástica.

Sendo assim, o objetivo desse estudo foi determinar quais são os percentuais de deformação de quatro marcas comerciais de molas de níquel-titânio fechadas quando submetidas a várias ativações iniciais.

## Materiais e Métodos

Treze subgrupos de molas de níquel-titânio foram determinados de acordo com a marca comercial, comprimento e *plateau* de força fornecidos pelo fabricante. Cada um desses subgrupos continha 10 molas correspondentes e do mesmo lote, totalizando 130 molas (Tabela I – página 82).

Para o ensaio, foi utilizada uma máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), com célula de carga de 0,1kN, tendo dois ganchos adaptados para o tracionamento das molas. Todo o sistema foi submerso num recipiente com água destilada a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{10}$ . A temperatura foi controlada por um aquecedor de 30 W (Termodelfim, São Paulo, Brasil) com a ajuda de um termostato (Alife, São Paulo, Brasil) (Fig.1 - página 78).

O tamanho das molas de cada grupo foi medido com um paquímetro digital Mitutoyo modelo SC-6 (Suzano, São Paulo, Brasil) e as médias foram

calculadas para saber o real tamanho da mola (X), bem como o comprimento efetivo de Níquel-titânio (Y) (Fig. 2 – página 79).

Previamente ao início de cada ensaio, qualquer possível folga foi eliminada ajustando-se a mola a cada 0,1 mm manualmente com o auxílio do indicador digital no Software Tesc versão 3.04 (Emic, Curitiba, Brasil).

As molas foram distendidas a 100% do comprimento inicial do níquel-titânio (Y), retornando à posição original e o ensaio prosseguiu estirando as molas em 200%, 300%, 400%, 500%, 600%, 700%, 800%, 900%, 1000%. O software registrou todos os valores de força obtidos durante o ensaio que foi realizado a 20 mm/min.

As deformações foram avaliadas apenas para os subgrupos que apresentaram comportamento superelástico determinado previamente.<sup>11</sup>

Os dados brutos obtidos por meio do Software Tesc foram exportados para o Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, Redmond, USA), onde por interpolação linear foi calculado o valor de x para  $y = 0$ . Esses valores foram transferidos para o Software Spss®, v. 16.0 (Chicago, Illinois, USA) onde um teste de análise de variância foi realizado para identificar diferenças entre os grupos e o pós-teste de Tukey para comparar os subgrupos.

## Resultados

As deformações das molas do subgrupo 1A, de 400 a 700% de ativação inicial, foram iguais. As deformações causadas a 700% e 800% de ativação foram iguais, enquanto que aquelas causadas a 900 e 1000% de ativação

foram diferentes de todas as outras, mas iguais entre si. Não houve a ruptura de nenhuma mola durante os ensaios. No subgrupo 1B, as deformações causadas pelas ativações de 400 a 800% foram iguais, a deformação a 800% foi igual à de 900%, que por sua vez foi igual à de 1000%, neste subgrupo, uma mola rompeu a 1000% de ativação (Tabela II– página 83).

As deformações das molas do subgrupo 2A, de 400 a 700% de ativação inicial foram iguais. As deformações causadas a 700 e 800% de ativação foram iguais, enquanto que as causadas a 800, 900 e 1000% de ativação foram iguais entre si. Houve a ruptura de uma mola a 800% de ativação, duas a 900% e três a 1000%. No subgrupo 2B, de 400% a 600% de ativação as deformações foram iguais. A deformação causada a 600% foi igual a 700%, a ativação de 800% foi igual apenas a de 700%. Cinco molas romperam a 800% de ativação, quatro a 900% e uma a 1000% (Tabela III – página 84).

As deformações causadas de 300 a 700% de ativação no subgrupo 3A foram iguais, porém diferentes das deformações ocorridas de 800 a 1000% de ativação, as quais foram iguais entre si. Cinco molas romperam a 900%, e das cinco restantes, duas romperam a 1000% de ativação. O subgrupo 3B não se comportou de forma superelástica a nenhuma das ativações e, portanto, não foi realizada nenhuma comparação. No subgrupo 3C, as deformações ocorridas de 600% a 800% de ativação foram iguais, sendo as ativações de 800 iguais as de 900% e as ativações de 900 iguais as de 1000%. Quatro molas romperam a 1000% de ativação (Tabela IV – página 85).

No subgrupo 4A, as deformações ocorridas de 400 a 800% de ativação foram iguais e diferentes das deformações ocorridas de 900 a 1000%, as quais



foram iguais entre si. No subgrupo 4B, 4D, 4C e 4E, todas as deformações foram iguais, de 400 a 1000% de ativação, para os dois primeiros subgrupos, de 300 a 1000%, para o 4C e de 500 a 1000% para o último. No subgrupo 4F, as deformações foram iguais de 400 a 800%, e diferentes a 900 e 1000%. No subgrupo 4G as deformações foram iguais de 500 a 800% e diferentes a 900 e 1000%. Nenhuma das molas dos subgrupos 4A, B, C, D, E e F se romperam, enquanto 1 mola do subgrupo 4G rompeu a 900% de ativação e 2 molas a 1000% (Tabela V e VI – páginas 86 e 87).

## Discussão

Todas as molas testadas puderam ser ativadas até 700% sem que houvesse ruptura, entretanto, alguns subgrupos mostraram maior resistência ao rompimento. As molas dos subgrupos 1A, 4A, 4B, 4C, 4D, 4E e 4F não romperam, as dos subgrupos 1B, 3B e 4G somente romperam a 1000%, as do subgrupo 3A começaram a romper a 900% e as do grupo 2 começaram a romper a 800% de ativação. Comparações desses valores são difíceis, apesar da literatura mencionar ativações de no máximo 500%,<sup>8,12,13</sup> somente um estudo<sup>9</sup> testou molas até o rompimento, porém as ativações não foram relacionadas a porcentagem de ativação em relação à quantidade de níquel-titânio efetivo das molas. Apesar do risco de ruptura ser um dos fatores determinantes até quanto se pode ativar uma mola, há outros fatores mais importantes, como por exemplo, a deformação permanente.

Na maioria das molas dos grupos 1, 2 e 3 não houve diferença de deformação até 700% de ativação inicial, sendo que a partir daí, as

deformações aumentaram (os subgrupos 2B e 3C foram as exceções). Mesmo nas menores ativações onde começou a ocorrer TMIE, já havia uma pequena porcentagem de deformação permanente que se manteve estável até 700% de ativação, isso nos leva a pensar que inicialmente houve certo relaxamento da mola. Um fato interessante foi que todas as molas dos grupos 1 e 2 se mostraram resistentes ao rompimento até aproximadamente 34-36% de deformação. As deformações ocorridas nas molas de níquel-titânio e mensuradas nessa pesquisa podem ter ocorrido parcialmente por relaxamento estrutural, deformação permanente residual,<sup>14</sup> e deformação martensítica reversível.

As molas do grupo 4 romperam e deformaram menos que os outros grupos. Nos subgrupos 4B, 4C, 4D e 4E, a deformação foi a mesma durante todas as ativações, mesmo a 1000% de ativação as deformações foram clinicamente insignificantes, menores que 3,6%. Os subgrupos 4A, 4F e 4G mostraram as mesmas deformações até 800% de ativação, sendo que as deformações máximas foram de 14%, 0,9% e 0,9%, respectivamente. Fica claro, mesmo em uma avaliação subjetiva que as molas do grupo 4 são superiores quando comparadas com as dos outros grupos.

Mesmo com deformações significantes, em torno de 30%, as molas podem ainda ser clinicamente efetivas dependendo da situação em que elas forem utilizadas. No fechamento de espaço de extrações de pré-molares (Fig. 3 – página 80), normalmente, uma mola é encaixada do gancho do 1º molar a um gancho na distal do canino (23 mm de distância)<sup>15</sup> estando ativa após o fechamento 16 mm (subtraindo 7 mm de espaço do pré-molar). Assim, se uma mola do subgrupo 1A (8,6 mm) durante seu encaixe aos ganchos for estirada a

900% e encaixada durante sua desativação, ela estaria ativada inicialmente 14,4 mm, e permaneceria ativa, com força constante até a 7,4 mm de ativação e a do subgrupo 1B (10,3 mm) estaria ativa de 12,7 a 5,7 mm. Em determinadas ativações as deformações mensuradas são clinicamente irrelevantes (Fig. 4). Entretanto, há outras duas variáveis a se considerar que é a força desejada, pois conforme a ativação inicial aumenta o *plateau* de força diminui,<sup>9,16</sup> e a relação entre a amplitude de trabalho da mola e o comprimento do *plateau*, mesmo induzindo a transformação martensítica por estresse, as dimensões utilizadas clinicamente podem fazer com que a mola trabalhe fora do *plateau* SE (Fig. 4 – página 81).

## Concl usões

- Na maioria dos subgrupos testados, as molas tiveram as mesmas deformações a partir do momento que se tornaram superelásticas até 700% de ativação inicial.

- Os subgrupos 4B, 4C, 4D e 4E, quando superelásticos, apresentaram a mesma deformação até a 1000% de ativação, sem se romperem.

## Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pela FAPESP (processo número 2009/17162-8, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, SP, Brasil).

## Referências Bibliográficas

1. Buehler WJ, Wiley RC. TiNi-Ductile intermetallic compound. *Trans ASM* 1962;55:269-276.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:1373-1375.
3. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-452.
4. 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.
5. Gangbing KB, Agrawal BN, Lam PC, Srivatsan TS. Application of shape memory alloy wire actuator for precision position control of a composite beam. *J Mat Eng Perf* 2000;9:330-333.
6. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:310-318.
7. Miura F, Mogi M, Ohura Y. Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method. *Eur J Orthod* 1988;10:187-191.
8. 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.
9. 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.

10. ANSI/ADA. Orthodontic Wires Not Containing Precious Metals Specification 32; 2006.

11. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Eur J Orthod 1995;17:395-402.

12. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109:8-21.

13. 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.

14. Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman CM. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann Ltd.; 1990.

15. Martins RP, Buschang PH, Gandini LG. Group A T-loop for differential moment mechanics: An implant study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:182-189.

16. Manganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. Angle Orthodontist 2010;80:182-187.

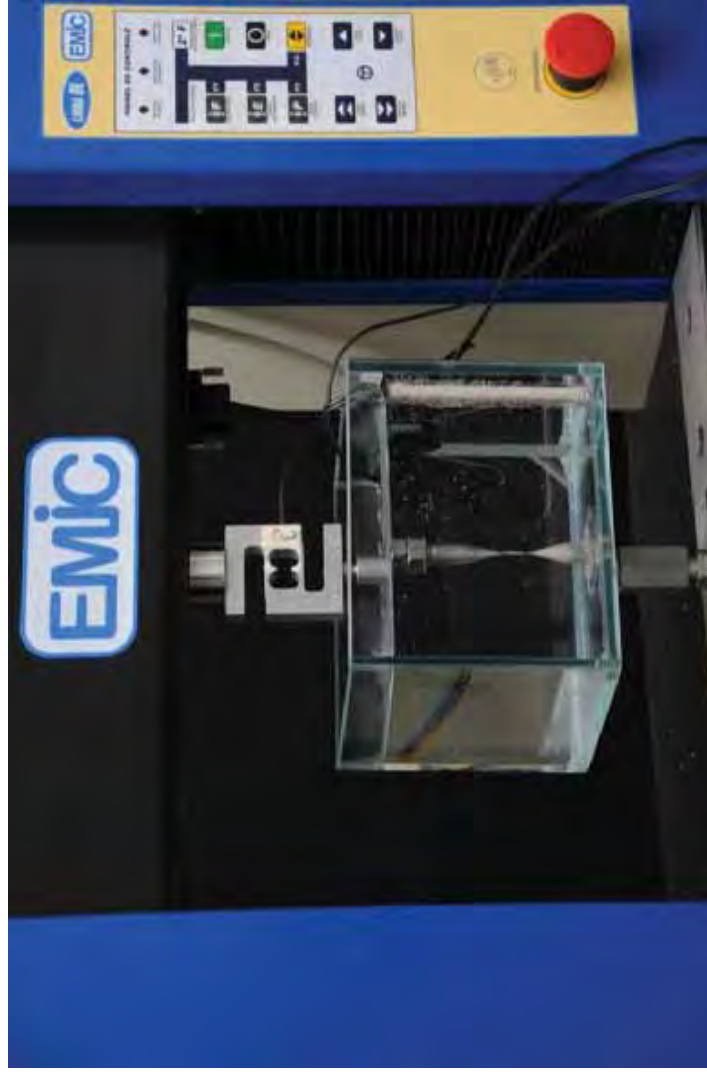
## Legenda das Figuras

**Figura 1.** Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios.

**Figura 2.** Mola de níquel-titânio fechada, a dimensão X corresponde ao comprimento total da mola e a dimensão Y corresponde a quantidade de níquel-titânio efetivo.

**Figura 3:** Fechamento de espaço após extrações dos 1º pré-molares, onde uma mola foi encaixada do gancho do 1º molar a um gancho na distal do canino (23 mm de distância) permanecendo ativa até o final do fechamento (subtraindo 7 mm de espaço do pré-molar).

**Figura 4:** Gráfico Carga X Deflexão para as molas dos subgrupos 1A e B ativadas a 900% do valor efetivo do níquel-titânio (Y). O quadro azul corresponde à distância entre o gancho do 1º molar a um gancho na distal do canino superior (diminuindo o tamanho da mola), conforme na Fig.1. Observar que a mola do subgrupo 1A necessita aumentar um dos ilhós em 3 mm para tirar proveito da SE. A mola do subgrupo 1B não é tão favorável nessa ativação devido o final da desativação está numa região de força não constante.

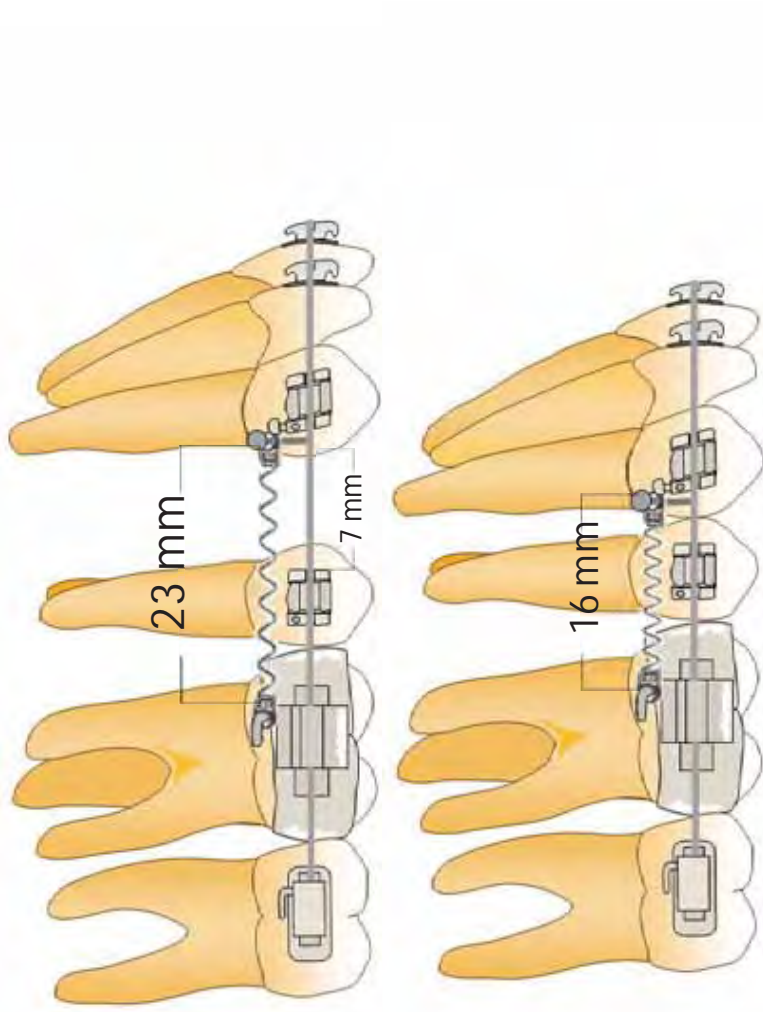


**Figura 1.** Aquário de vidro acoplado à máquina de ensaios.

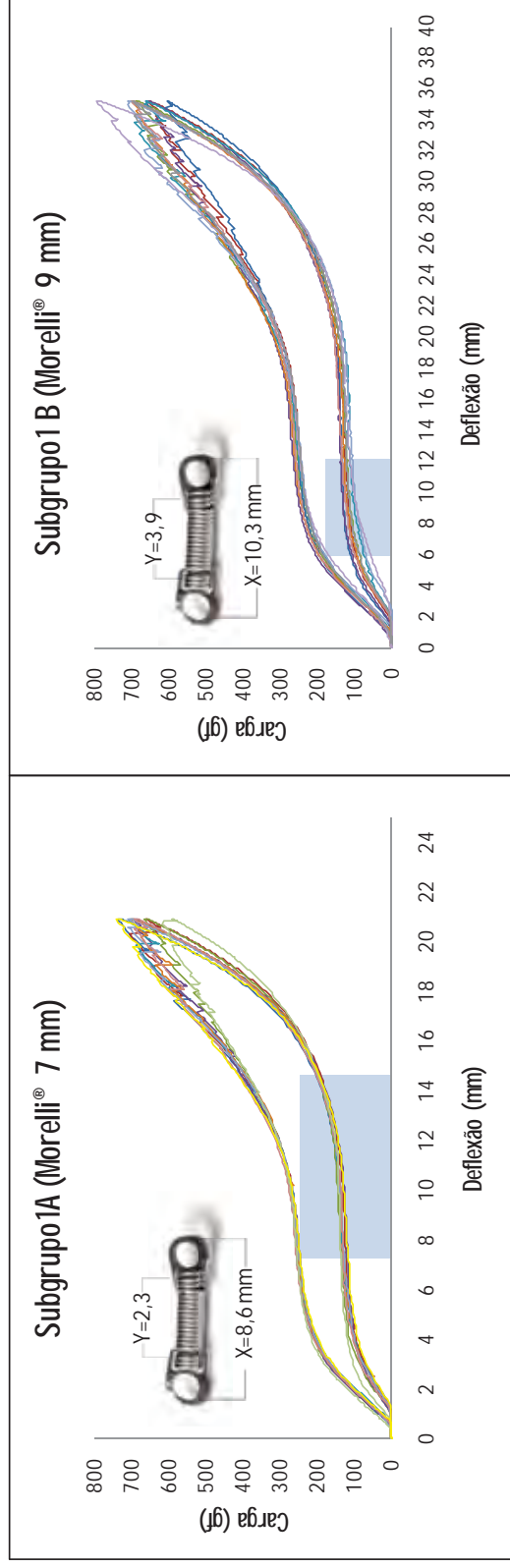


**Figura 2.** Mola de níquel-titânio fechada, a dimensão X corresponde ao comprimento total da mola e a dimensão Y corresponde à quantidade de níquel-titânio efetivo.





**Figura 3:** Fechamento de espaço após extrações dos 1º pré-molares, onde uma mola foi encaixada do gancho do 1º molar a um gancho na distal do canino (23 mm de distância) permanecendo ativa até o final do fechamento (subtraindo 7 mm de espaço do pré-molar).



**Figura 4:** Gráfico Carga X Deflexão para as molas dos subgrupos 1A e B ativadas a 900% do valor efetivo do níquel-titânio (Y). O quadro azul corresponde à distância entre o gancho do 1º molar a um gancho na distal do canino superior (diminuindo o tamanho da mola), conforme na Fig.1. Observar que a mola do subgrupo 1A necessita aumentar um dos ilhós em 3 mm para tirar proveito da SE. A mola do subgrupo 1B não é tão favorável nessa ativação devido o final da desativação está numa região de força não constante.

**Tabela I** Distribuição dos grupos de acordo com a marca comercial, comprimento e *plateau* de força.

Marca Comercial	Comprimento	Plateau de força	Subgrupos
Morelli® Grupo 1	7 mm	250 g	1A
	9 mm	250 g	1B
Orthometric® Grupo 2	7 mm	175 g	2A
	9 mm	250 g	2B
Ormco® Grupo 3	9 mm	80 g (leve)	3A
	9 mm	200 g (pesada)	3C
GAC® Grupo 4	10 mm	25 g	4A
	10 mm	50 g	4B
	10 mm	100 g	4C
	10 mm	150 g	4D
	10 mm	200 g	4E
	10 mm	250 g	4F
	10 mm	300 g	4G

**Tabela II.** Média das deformações e desvios padrão entre parênteses. Valor de p representa a significância após análise de variância das ativações para cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 1A			Subgrupo 1B		
	Deformação			Deformação		
	n	%	mm	n	%	mm
400%	10	2.6%	0.06 (0.05) <sup>A</sup>	10	1.3%	0.05 (0.07) <sup>A</sup>
500%	10	3.9%	0.09 (0.05) <sup>A</sup>	10	3,00%	0.12 (0.08) <sup>A</sup>
600%	10	3.9%	0.09 (0.11) <sup>A</sup>	10	5.6%	0.22 (0.18) <sup>A</sup>
700%	10	9,00%	0.21 (0.09) <sup>A,B</sup>	10	7.6%	0.30 (0.33) <sup>A</sup>
800%	10	17.2%	0.40(0.18) <sup>B</sup>	10	16.3%	0.64 (0.50) <sup>A,B</sup>
900%	10	30,00%	0.70 (0.26) <sup>C</sup>	10	36.2%	1.42 (0.68) <sup>B,C</sup>
1000%	10	34.3%	0.80 (0.36) <sup>C</sup>	9	55.6%	2.18 (1.28) <sup>C</sup>
p	<.001			<.001		

**Tabela III.** Média das deformações e desvios padrão entre parênteses. Valor de p representa a significância após análise de variância das ativações para cada subgrupo. X Representa todas as molas rompidas

Ativação (%)	Subgrupo 2A			Subgrupo 2B		
	Deformação			Deformação		
	n	%	mm	n	%	mm
400%	10	9.9%	0.21 (0.18) <sup>A</sup>	10	6.5%	0.27 (0.18) <sup>A</sup>
500%	10	13.7%	0.29 (0.24) <sup>A</sup>	10	14.2%	0.59 (0.26) <sup>A</sup>
600%	10	15.6%	0.33 (0.28) <sup>A</sup>	10	22.2%	0.92 (0.37) <sup>A,B</sup>
700%	10	36,00%	0.76 (0.38) <sup>A,B</sup>	10	36.5%	1.51 (0.84) <sup>B,C</sup>
800%	9	65.9%	1.39 (0.68) <sup>B,C</sup>	5	46.1%	1.91 (0.63) <sup>C</sup>
900%	7	96.2%	2.03 (0.84) <sup>C</sup>	1	80.4%	3.33
1000%	4	101.9%	2.15 (1.74) <sup>C</sup>	0	X	X
p	<.001			<.001		

**Tabela IV.** Média das deformações e desvios padrão entre parênteses. Valor de p representa a significância após análise de variância das ativações para cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 3A			Subgrupo 3C		
	Deformação			Deformação		
	n	%	mm	n	%	mm
300%	10	3,70%	0,12 (0,08) <sup>A</sup>			
400%	10	6,50%	0,21 (0,10) <sup>A</sup>	10		
500%	10	9,50%	0,31 (0,16) <sup>A</sup>	10		
600%	10	17,50%	0,57 (0,23) <sup>A</sup>	10	17,80%	0,55 (0,24) <sup>A</sup>
700%	10	42,10%	1,37 (0,37) <sup>A</sup>	10	31,70%	0,98 (0,39) <sup>A</sup>
800%	10	107,10%	3,48 (1,58) <sup>B</sup>	10	66,30%	2,05 (1,05) <sup>A,B</sup>
900%	5	147,10%	4,78 (0,98) <sup>B</sup>	10	120,30%	3,72 (1,81) <sup>B,C</sup>
1000%	3	137,50%	4,47 (3,67) <sup>B</sup>	6	155,00%	4,79 (1,38) <sup>C</sup>
p	<.001			<.001		

**Tabela V.** Média das deformações e desvios padrão entre parênteses. Valor de p representa a significância após análise de variância das ativações para cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 4A			Subgrupo 4B			Subgrupo 4C		
	Deformação			Deformação			Deformação		
	n	%	mm	n	%	mm	n	%	mm
300%	10			10			10	1.6%	0.05 (0.05)
400%	10	3.4%	0.11 (0.09) <sup>A</sup>	10	2.2%	0.07 (0.05)	10	2.2%	0.07 (0.06)
500%	10	2.5%	0.08 (0.05) <sup>A</sup>	10	2.2%	0.07 (0.06)	10	1.9%	0.06 (0.05)
600%	10	3.1%	0.10 (0.12) <sup>A</sup>	10	2.2%	0.07 (0.06)	10	1.9%	0.06 (0.06)
700%	10	2.8%	0.09 (0.08) <sup>A</sup>	10	2.2%	0.07 (0.06)	10	2.5%	0.08 (0.06)
800%	10	14,00%	0.45 (0.29) <sup>A</sup>	10	1.6%	0.05 (0.05)	10	2.5%	0.08 (0.04)
900%	10	59.7%	1.91 (1.02) <sup>B</sup>	10	1.25%	0.04 (0.04)	10	1.2%	0.04 (0.06)
1000%	10	44.1%	1.41 (0.96) <sup>B</sup>	10	-0.6%	-0.02 (0.14)	10	1.2%	0.04 (0.25)
p	<.001			.076			.965		

**Tabela VI.** Média das deformações e desvios padrão entre parênteses. Valor de p representa a significância após análise de variância das ativações para cada subgrupo.

Ativação (%)	Subgrupo 4D			Subgrupo 4E			Subgrupo 4F			Subgrupo 4G		
	Deformação			Deformação			Deformação			Deformação		
	n	%	mm	n	%	mm	n	%	mm	n	%	mm
400%	10	3.1%	0.10 (0.07)	10			10	3.4%	0.11 (0.09) <sup>A</sup>	10		
500%	10	4.1%	0.13 (0.13)	10	1.6%	0.05 (0.03)	10	4.1%	0.13 (0.07) <sup>A</sup>	10	3.1%	0.10 (0.09) <sup>A</sup>
600%	10	4.1%	0.13 (0.13)	10	0.6%	0.02 (0.03)	10	3.7%	0.12 (0.08) <sup>A</sup>	10	3.1%	0.10 (0.08) <sup>A</sup>
700%	10	3.1%	0.10 (0.12)	10	0.9%	0.03 (0.03)	10	4.1%	0.11 (0.06) <sup>A</sup>	10	1.6%	0.05 (0.05) <sup>A</sup>
800%	10	0.9%	0.03 ( 0.19)	10	-0.6%	-0.02 (0.18)	10	0.9%	0.03 (0.07) <sup>A</sup>	10	0.9%	0.03 (0.86) <sup>A</sup>
900%	10	3.7%	0.123(0.19)	10	1.6%	0.05 (0.27)	10	-12.5%	0.4 (0.23) <sup>B</sup>	9	39.1%	1.25 (1.49) <sup>B</sup>
1000%	10	2.5%	0.08 (0.19)	10	1.6%	0.05 (0.37)	10	72.5%	2.32 (0.66) <sup>C</sup>	7	111.6%	3.57(1.11) <sup>C</sup>
p	.981			.975			<.001			<.001		





## 5 Considerações Finais

## 5 Considerações Finais

Baseado nos resultados e conclusões apresentados pelos artigos podemos concluir que:

- A maioria das molas dos subgrupos mostrou-se superelástica a partir da ativação inicial de 400%;

- As molas Ormco<sup>®</sup> média não apresentaram comportamento superelástico;

- Molas com grande comprimento (Morelli<sup>®</sup> 12 e 15 mm) não são superelásticas clinicamente;

- Os *plateaus* de força fornecidos pelos fabricantes são de difícil comparação com os resultados obtidos;

- Na maioria dos subgrupos testados, as molas tiveram as mesmas deformações a partir do momento que se tornaram superelásticas até 700% de ativação inicial;

- Os subgrupos 4B, 4C, 4D e 4E apresentaram a mesma deformação até a 1000% de ativação, sem se romperem;

- Para um melhor aproveitamento das molas pode-se utilizá-las da seguinte forma, levando em consideração uma distância interbráquete de 23 mm:

- As molas Morelli<sup>®</sup> de 7 mm devem ter um dos ilhós aumentados em 3 mm e podem ser ativadas 400% gerando

*plateaus* de força de 209 gf, 200gf a 500%, 191 gf a 600% 171 gf a 700%, 151 gf a 800% ou 128 gf a 900%.

- As molas Morelli<sup>®</sup> 9 mm devem ter um dos ilhós aumentados em 2 mm e podem ser ativadas de 400% a 500%, gerando 212 gf e 206 gf de *plateau* de força, respectivamente. Entretanto, essas molas podem ser utilizadas como vem de fábrica, sem aumentar os ilhós se forem ativadas a 600% gerando 190 gf, 176 gf a 700% e 145 gf a 800% de ativação.
- As molas Orthometric<sup>®</sup> de 7 mm devem ter um dos ilhós aumentados em 5 mm e devem ser ativadas a partir de 500%, diminuindo-se o *plateau* de força conforme a ativação inicial aumenta, gerando 197 gf a 500% de ativação, 189 gf a 600%, 176 gf a 700% e 160gf a 800% de ativação inicial.
- As molas do Orthometric<sup>®</sup> de 9mm devem ser ativadas no mínimo 400 %, gerando um *plateau* de 241 gf, podendo também serem ativadas 500% (229 gf) ou 600% (219 gf).
- A molas Ormco<sup>®</sup> leve devem ter um dos ilhós aumentados em 4 mm e podem ser ativadas a partir de 300%, gerando um *plateau* de força de 122 gf, ou 400%, gerando um *plateau* de 109 gf, ou 500%, gerando um *plateau* de 93 gf, ou 600%, gerando um *plateau* de 80 gf. Elas podem ser utilizadas sem ilhós adicional somente se forem ativadas a 700%, gerando 59 gf de *plateau* de força.
- As molas Ormco<sup>®</sup> pesada devem ter um dos ilhós aumentados em 3 mm e devem ser ativadas 600%, gerando um *plateau* de

força de 167 gf. Sem ilhós adicionais, elas devem se ativadas a 700%, gerando 157 gf de *plateau* de força;

- As molas GAC<sup>®</sup> 25 g devem ter um dos ilhós aumentados em 6 mm e devem ser ativadas 400% gerando *plateau* de 21 gf ou 500% gerando *plateau* de 18 gf. Para as ativações de 600 ou 700% os ilhós devem ser aumentados em 5 mm gerando *plateaus* de 16 gf e 12 gf, respectivamente. Sem ilhós adicionais, elas devem ser ativadas 800% gerando 6 gf de *plateau*;
- As molas GAC<sup>®</sup> 50 g devem ter um dos ilhós aumentados em 5 mm e devem ser ativadas 400%, 500% ou 600% gerando *plateaus* de força de 59 gf, 58 gf ou 54 gf respectivamente. Sem ilhós adicionais devem ser ativadas 700% gerando *plateaus* de 49 gf, 800% gerando *plateaus* de 45 gf, 900% gerando *plateaus* de 37 gf ou 1000% gerando *plateaus* de 30 gf;
- As molas GAC<sup>®</sup> 100 g devem ter um dos ilhós aumentados em 5 mm e podem ser ativadas 300% gerando *plateaus* 105 gf, 102 gf a 400%, 100 gf a 500 %, 97 gf a 600%, 92 gf a 700% ou 90 gf a 800%. Sem ilhós adicionais devem ser ativadas 900% ou 1000% gerando *plateaus* de 71 gf ou 57 gf, respectivamente;
- As molas GAC<sup>®</sup> 150 g devem ter um dos ilhós aumentados em 5 mm e devem ser ativadas 400% gerando *plateaus* de 157 gf, 150 gf a 500%, 143 gf a 600% ou 131 gf a 700%. Sem

ilhós adicionais devem ser ativadas 800, 900 ou 1000% gerando *plateaus* de 117 gf, 100 gf ou 85 gf, respectivamente;

- As molas GAC<sup>®</sup> 200 g devem ter um dos ilhós aumentados em 5 mm e devem ser ativadas 500% gerando *plateaus* de 189 gf, 176 gf a 600% ou 162 gf a 700%. Sem ilhós adicionais devem ser ativadas 800%, 900 ou 1000% gerando *plateaus* de 140 gf, 127 gf 97 gf, respectivamente;
- As molas GAC<sup>®</sup> 250 g devem ter um dos ilhós aumentados em 5 mm e devem ser ativadas 400% gerando *plateaus* de 270 gf, 252 gf a 500%, 231 gf a 600% ou 209 gf a 700%. Sem ilhós adicionais devem ser ativadas ser ativadas 800, 900 ou 1000% gerando *plateaus* 160 gf, 115 gf ou 85 gf, respectivamente;
- As molas GAC<sup>®</sup> 300 g devem ter um dos ilhós aumentados em 5 mm e devem ser ativadas 500% gerando *plateaus* de 290 gf, 279 gf a 600% ou 236 gf a 700%. Sem ilhós adicionais devem ser ativadas 800% gerando *plateaus* de força de 168 gf.



**6 referências**

## Referências \*

1. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Revised American National Standards Institute. Specification n° 32 orthodontic wires not containing precious metals: New York American National Standards Institute; 2006.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc. 1971; 82: 1373-5.
3. 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.
4. Buehler WJ, Wiley RC. TiNi-Ductile intermetallic compound. Trans ASM 1962; 55: 269-76.
5. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. Am J Orthod. 1985; 87: 445-52.
6. Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. Angle Orthod. 1992; 62: 59-66.
7. Fraunhofer JA, Bonds W, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. Angle Orthod. 1993; 63: 145-8.
8. Gangbing KB, Agrawal BN, Lam PC, Srivatsan TS. Application of shape memory alloy wire actuator for precision position control of a composite beam. J Mat Eng Perf. 2000; 9: 330-3.
9. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 99: 310-8.

---

\* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.htm](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.htm)

10. Manganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthod.* 2010; 80: 182-7.
11. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109: 8-21.
12. Melsen B, Topp LF, Melsen HM, Terp S. Force system developed from closed coil springs. *Eur J Orthod.* 1994; 16: 531-9.
13. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90: 1-10.
14. 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.
15. Mohlin B, Muller H, Odman J, Thilander B. Examination of chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod.* 1991; 13: 386-91.
16. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod.* 1998; 20: 169-76.
17. 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: 127-31.
18. 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.



19. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000; 118: 685-92.
20. Santos ACS, Tortamano A, Naccarato SRF, Rodriguez GCD, 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.
21. Schneevoigt R, Haase A, Eckardt VL, Harzer W, Bourauel C. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. *Med Eng Phys.* 1999; 21: 119-25.
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. 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.
24. 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.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 15 de setembro de 2011.

CAMILLA IVINI VIANA VIEIRA

