

GABRIELA CORREIA FERREIRA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS DE NÍQUEL-  
TITÂNIO TERMOATIVADOS DE DIÂMETRO 0,014” e 0,016”**

CAMPINAS  
2009

GABRIELA CORREIA FERREIRA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS DE NÍQUEL-  
TITÂNIO TERMOATIVADOS DE DIÂMETRO 0,014” e 0,016”**

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

Área de concentração: Ortodontia

Orientador: Rogério Heládio Lopes Motta

CAMPINAS  
2009

**Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"**

F383a Ferreira, Gabriela Correia.  
Avaliação das propriedades mecânicas dos fios de níquel-titânio termoativados de diâmetro 0,014" e 0,016" / Gabriela Correia Ferreira. – Campinas: [s.n.], 2009.  
99f.: il.

Orientador: Rogério Heládio Lopes Motta.  
Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Fios ortodônticos. 2. Níquel. 3. Titânio. 4. Ortodontia.  
I. Motta, Rogério Heládio Lopes. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

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

**Folha de Aprovação**

PARA: Gabriela Correia Ferreira

Curso: Mestrado em Odontologia - área de concentração Ortodontia

Título da Dissertação: "AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADOS DE DIÂMETRO 0,014" e 0,016" COMERCIALIZADOS NO BRASIL"

Data defesa: 22 de junho de 2009

Informamos que aquela dissertação acima apontada foi apresentada por seu titular ao Centro de Pós-Graduação, perante a Comissão Examinadora abaixo nominada, e cumpriu todas as exigências feitas por aquela Comissão tendo sido aprovada recebido a competente liberação sob a supervisão da docência da orientação.

Campinas, 22 de junho de 2009.

Prof. Dr.

Prof. Dr. ....

Membro

Profa. Dra. ....

Membro

*Aos meus pais, José Ataíde e Regina Lúcia,*

*pelo incentivo, carinho e esforço*

*dedicados à minha formação.*

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor Dr. José Luiz Cintra Junqueira, presidente da Faculdade de Odontologia, Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic;

Ao professor Dr. Thomaz Wassall, pró-reitor de ensino e desenvolvimento da Faculdade de Odontologia, Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic;

A professora Dra. Vera Calvacanti de Araújo pró-reitora de pesquisa da Faculdade de Odontologia, Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic;

Ao professor Dr. Tatsuko Sakima, pela dedicação à coordenação do curso e acima de tudo, pela integridade e honestidade profissionais;

Ao professor Dr. Maurício Sakima, em especial, por tornar a realização deste trabalho possível, pela orientação segura e pelos ensinamentos transmitidos;

Ao professor Dr. Rui Barbosa de Brito Jr. por aceitar ser meu orientador;

Aos professores doutores Michel Dalstra e Birte Melsen, do Departamento de Ortodontia da Royal Dental College, Aarhus, Dinamarca;

A professora Dra. Maria Bernadete Sasso Stuani, pela ajuda na realização dos ensaios mecânicos;

Ao professor Dr. Sérgio Kato, por realizar a análise estatística deste trabalho;

Aos demais professores, Adriana Ramos, Ângelo Loiola, Armando Amorin, Edmilson Ramos e Mariana Noronha pela dedicação e interesse permanente;

Ao professor Dr. Franco Arsati pelas correções deste trabalho na qualificação;

Aos meus queridos avôs de coração, Iara, Danilo e Zélia pelo carinho constante;

Às amigas, Andrielli Cardoso, Laís Tosta, Mariângela Zanchet, Rejane França, Silvia Frizzo e Vanessa Bisognin, pela amizade, respeito e confiança;

Aos colegas do Curso de Pós Graduação, pela convivência e aprendizado;

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic pela assistência prestada;

Aos pacientes que permitiram o meu aprendizado;

A todos que contribuíram para a realização deste trabalho,

Muito obrigada!

## RESUMO

Pouco se sabe sobre as diferenças das propriedades mecânicas dos fios de Níquel-Titânio (NiTi) termoativados comercializados no mercado brasileiro. O objetivo deste trabalho foi testar nove diferentes marcas comerciais de fios de Níquel-Titânio (NiTi) termoativados de diâmetro 0,014" e 0,016". As marcas comerciais testadas foram: Abzil, Dental Morelli, GAC, G&H, Ormco, Orthometric, Tecnident, TP Orthodontics e 3M Unitek. A avaliação foi realizada de forma a comparar a performance dos fios de diferentes marcas comerciais nos diâmetros 0,014" e 0,016" e o desempenho de fios de diferentes diâmetros e mesma marca comercial. As seguintes variáveis foram estudadas: início da transformação martensítica (cN e mm), força máxima (cN) obtida no teste, início e final do platô de desativação (cN e mm), comprimento do platô (mm), inclinação do platô (cN/mm) e perda de energia (%). As marcas comerciais testadas se comportaram de forma distinta, sendo que uma boa avaliação em determinado diâmetro não implica necessariamente numa boa avaliação em outra. As curvas de ativação e desativação dos fios 0,014" das diferentes marcas comerciais, apresentaram-se bastante próximas quando avaliadas graficamente. Entre os fios 0,016" houve um comportamento mais distinto. Os fios de níquel-titânio termoativados não exibem características lineares no comportamento mecânico como o apresentado por outras ligas metálicas utilizadas em ortodontia.

Palavras-chave: Fios ortodônticos. Níquel-Titânio (NiTi).



## ABSTRACT

This study tested nine different commercial brands of Nickel-Titanium wires (NiTi), diameter 0.014 "and 0.016". The trademarks were tested: Abzil, Dental Morelli, GAC, G & H, Ormco, Orthometric, Tecnident, TP Orthodontics and 3M Unitek. The evaluation was carried out to compare the performance of the wires of different trademarks in diameters 0.014 "and 0.016" and the performance of wires of different diameters and the same trademark. The following variables were studied: start of martensitic transformation (cN and mm), maximum force (cN) obtained in the test, beginning and end of the plateau of deactivation (cN and mm), the plateau length (mm), slope of the plateau (cN / mm) and loss of energy (%). The trademarks were tested behaved differently, with a good evaluation in a diameter not necessarily a good evaluation in another. The curves of activation and deactivation of the wires 0.014"of various trademarks, had to be very close when evaluated graphically. Among the 0.016" wire was a more distinct. The nickel-titanium wires not exhibit linear characteristics in the mechanical behavior as shown by other alloys used in orthodontics.

Keywords: Orthodontic wire. Nickel-Titanium (NiTi).

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>9</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>11</b>
<b>2.1 Introdução dos fios de níquel-titânio (NiTi) na Ortodontia</b>	<b>11</b>
<b>2.2 Classificação dos fios de níquel-titânio (NiTi)</b>	<b>13</b>
<i>2.2.1 Martensítico estabilizado (M-NiTi)</i>	<i>13</i>
<i>2.2.2 Austenítico ativo (A-NiTi/Superelástico)</i>	<i>15</i>
<i>2.2.3 Martensítico ativo (Termoativado)</i>	<i>20</i>
<b>2.3 Efeito memória de forma das ligas de níquel-titânio (NiTi)</b>	<b>22</b>
<b>2.4 Fases das ligas de níquel-titânio (NiTi)</b>	<b>23</b>
<i>2.4.1 Fase austenítica</i>	<i>24</i>
<i>2.4.2 Fase martensítica</i>	<i>25</i>
<b>2.5 Testes mecânicos</b>	<b>28</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	<b>44</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>45</b>
<b>5 RESULTADOS</b>	<b>51</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b>	<b>76</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b>	<b>86</b>
<b>REFERENCIAS</b>	<b>88</b>
<b>ANEXO A – Análise Estatística</b>	<b>92</b>
<b>ANEXO B - Dispensa de Submissão ao Comitê de Ética</b>	<b>99</b>

## 1 INTRODUÇÃO

As primeiras ligas utilizadas na fabricação de acessórios ortodônticos foram as de ouro. Na década de 40, a liga de cobalto-cromo surgiu como mais uma opção na clínica ortodôntica (Fillmore, Tomlinson, 1976). Na mesma época, o aço inoxidável passou a substituir o ouro e se tornou a principal liga de emprego nesta área (Burstone, 1981).

Na década de 70, as ligas de níquel-titânio (NiTi) foram introduzidas no mercado como material para produção de fios ortodônticos pelo doutor Andreasen (Andreasen, 1971; Miura et al., 1986).

Entretanto, a grande novidade nas décadas de 80 e 90, em termos de propriedades de fios ortodônticos, foi a descoberta do “efeito memória de forma” e da “superelasticidade” que as ligas de níquel-titânio (NiTi) podem apresentar e a aplicação destes na Ortodontia. Porém, os fios inicialmente comercializados não apresentavam tal propriedade e a memória de forma não era clinicamente aplicada, porque não era possível atingir a alta temperatura de transição para a fase austenítica na cavidade oral (Kusy, 1981; Miura et al., 1986).

Uma mudança no processo de fabricação dos fios introduziu estas duas desejáveis propriedades aos fios de níquel-titânio (NiTi) (Burstone et al., 1985; Miura et al., 1986). Tanto a memória de forma quanto a superelasticidade dos fios de níquel-titânio (NiTi), derivam diretamente da sua estrutura molecular. A transformação da fase austenítica para a fase martensítica, onde o fio se torna mais dúctil, são fundamentais para a presença destas propriedades (Hurst et al., 1990).

Alguns autores consideraram que a liga de níquel-titânio (NiTi) com “efeito memória de forma” transmite forças leves e contínuas para um movimento dentário fisiológico e eficiente, além de apresentar excelente resiliência e baixo módulo de elasticidade. Segundo eles, o “efeito memória de forma” e a “superelasticidade” são responsáveis pela força constante liberada pelo fio, mesmo ao longo de uma grande faixa de desativação, com menos desconforto para o paciente e redução do número de trocas de arcos (Phillips, 1973; Miura et al., 1986; Kapila et al., 1991; Chen et al., 1992; Yoneyam et al., 1993). Em decorrência a essas propriedades, também são os fios mais recomendados atualmente para a fase inicial de tratamento ortodôntico (Andreasen, Hillerman, 1971; Muira et al., 1986; Hurst et al., 1990; Miura et al., 1990; Khier et al., 1991; Viazis, 1991; Chen et al., 1992; Tipton et al., 1994). Baseado nas suas propriedades mecânicas, os fios ortodônticos de níquel-titânio (NiTi) podem ser divididos em três categorias com características e propriedades únicas: martensítico estabilizado (M-NiTi), austenítico ativo (A-NiTi/Superelástico) e martensítico ativo (Termoativado) (Kusy, 1997).

Esta pesquisa utilizou fios de níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,014” e 0,016”, todos termoativados. As marcas comerciais avaliadas foram: Abzil, Dental Morelli, GAC, G&H, Ormco, Orthometric, Tecnident, TP Orthodontics e 3M Unitek. Não existe comparação na literatura dos fios disponíveis no mercado brasileiro.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Introdução dos fios de níquel-titânio (NiTi) na Ortodontia

O aço inoxidável dominou o mercado de acessórios ortodônticos até a década de 70, quando o desenvolvimento das indústrias aeroespaciais e químicas, levaram à utilização das ligas de beta-titânio e níquel-titânio na Ortodontia (Andreasen, Hillerman, 1971; Andreasen, Barret, 1973).

Buehler observou pela primeira vez o “efeito memória de forma” dessa liga ainda em 1963 (Perkins, Hodgson, 1975). Ele reconheceu que um tratamento térmico controlado desta liga, numa forma pré-determinada, seguida de resfriamento, realçava as propriedades termodinâmicas.

Em 1976, os fios de níquel-titânio foram colocados no mercado ortodôntico e foram caracterizados como material de alta recuperação elástica e baixa rigidez (Fillmorem, Tomlinson, 1976).

A liga de níquel-titânio surgiu em 1963 (Goldberg, Burstone, 1979) e foi apresentada por Willian Buehler, na proporção de 55% de níquel e 45% de titânio no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland, como parte de um programa espacial e passou a ser chamada de NITINOL.

Em 1985, Burstone et al. relataram o uso clínico e laboratorial de uma nova liga de níquel-titânio superelástica, chamada Chinese NiTi desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia. Os autores compararam fios de aço inoxidável com fios de NiTi (Nitinol) e fios de NiTi chineses, onde observaram um comportamento diferente deste comparado aos outros fios. O teste foi feito em configuração de cantilevers e o resultado mostrou uma recuperação elástica dos fios

chineses 4 vezes maiores do que os fios de aço inoxidável e 1,6 vezes maior do que os fios de NiTi (Nitinol). O NiTi chinês apresentou uma curva de desativação pouco comum, com força constante no meio da escala de desativação.

Em 1986, Miura et al. testaram o NiTi japonês através de dobras, tensões e tratamento térmico. Os autores relataram que devido a superelasticidade, os NiTi japoneses liberavam forças leves e contínuas, podendo desta forma conseguir um movimento dentário efetivamente fisiológico. Neste mesmo estudo, quando o NiTi japonês era submetido a temperaturas maiores do que 500°C ele apresentava diminuição no nível de força, modificando também suas propriedades superelásticas. Os efeitos de superelasticidade e de memória de forma foram realçados a fim de se conhecer a aplicabilidade clínica dos mesmos em Ortodontia (Miura et al., 1986).

Em 1971, Andreasen & Hillerman analisaram as propriedades inerentes aos fios de níquel-titânio para uso em Ortodontia. A Unitek Corporation produziu o fio com nome de Nitinol e apresentava composição de 50% de níquel e 50% de titânio. Utilizada clinicamente pela primeira vez em 1972, a liga não apresentava efeito memória de forma nem superelasticidade. Isso porque o fio era manufaturado por processo de endurecimento por encruamento. A liga foi considerada como um avanço para obtenção de forças leves em grandes ativações (Evans, Durning, 1996).

Em baixas temperaturas, o material era facilmente deformado e com o aquecimento do mesmo até atingir a faixa de temperatura de transição determinada, era capaz de retornar a sua forma pré-estabelecida. Este fenômeno se relaciona à transformação da estrutura cristalina da liga, dependente da temperatura e foi chamado “efeito memória de forma”. Os materiais que exibem tal transformação são

chamados “termoativados”. A complexidade do tratamento térmico tornou naquela época a manufatura de fios termoativados inviável (Evans, Durning, 1996).

## **2.2 Classificação dos fios de níquel-titânio (NiTi)**

### **2.2.1 Martensítico estabilizado (M-NiTi)**

Esta modalidade de fios níquel-titânio (NiTi) disponibilizou-se para comercialização nos anos 70. Foi desenvolvido sob a supervisão do programa espacial americano e introduzido no mercado com o nome de Nitinol (acróstico das palavras Níquel, Titânio e NOL - Naval Ordnance Laboratory) pela Unitek Corp. São considerados bastante resilientes, quando comparados às ligas utilizadas até a época do início de sua aplicação na clínica ortodôntica. Por serem eficientes ao transmitir energia acumulada, resultam em menor tempo de cadeira para o paciente e maior rapidez para nivelar e alinhar dentes (Andreasen, Morrow, 1978).

Tais fios apresentam alta devolução elástica quando comparados aos fios de aço (Kusy, Stich, 1986). Clinicamente, isso significa que podem ser utilizados em diâmetros maiores para início de alinhamento dentário sem a necessidade de se incorporar alças, além de receber grandes deflexões ou ativações, sem se deformar permanentemente.

Apresentam baixa rigidez (Quintão, 1987) na ordem de 1/10 da dos fios de aço convencionais de igual diâmetro e são mais rígidos do que fios multifilamentados de diâmetros próximos (Kusy, Dilley, 1987).

Quanto à formabilidade, são pobres e tendem a fraturar quando recebem dobras (Kapila, Sachdeva, 1989). Miura et al. (1990), entretanto, sugeriram meios de

manipulação desses fios através de tratamento térmico por resistência elétrica direta, ou por tratamento térmico com calor.

A principal característica dos fios de níquel-titânio martensíticos estabilizados (M-NiTi) é a boa elasticidade, e como apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma secção) permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os casos com apinhamento acentuado ou moderado (Kapila et al., 1990).

O fio de níquel-titânio permite flexão duas vezes maior que a do aço, sem deformação permanente, permitindo uma maior faixa de ação para alinhamento dentário (Evans, Durning, 1996).

Em comparação aos fios de aço inoxidável e cobalto-cromo, os fios de níquel-titânio (NiTi) geram menor força e possuem menor formabilidade (Nakano et al., 1999).

A liga de níquel-titânio martensítica estabilizada, também referida como NiTi trabalhado a frio, não aceita mudança de fase apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de M-NiTi (Mclaughlin, Bennett, 1999).

Na comparação entre as ligas metálicas de uso ortodôntico, a M-NiTi possui boa resiliência, oferecendo forças de baixa intensidade, favorável ao movimento dentário. Mesmo exibindo um módulo de elasticidade próximo dos fios trançados de aço inoxidável, a pouca formabilidade dos M-NiTi propiciam melhor adaptação ao apinhamento em razão da liga de aço deformar-se plasticamente, enquanto a liga M-NiTi praticamente não se deforma. Desta forma, para um mesmo apinhamento acentuado, o fio de aço trançado pode deformar-se, enquanto o M-NiTi



não. Este tipo de fio é pobre em formabilidade e não aceita soldagem. É possível apenas realizar dobras discretas e arredondadas (Gurgel et al., 2001).

A liga martensítica estabilizada não é uma liga superelástica e tem limitada memória de forma. Apresenta baixa rigidez, alta elasticidade e alta recuperação elástica. Seu gráfico de tensão /deformação é diferente do das outras ligas, começando com uma parte linear (deformação elástica), seguida por uma curva não linear (deformação plástica). A curva de desativação também é linear representando sua rigidez. Uma característica especial do Nitinol é que sua deformação é dependente do tempo, o que significa que enquanto as outras ligas se deformam imediatamente após serem defletidas acima do limite elástico, a deformação do Nitinol é gradativa, resultando em uma pequena memória de forma após algum tempo de ativação. Ele apresenta algumas características que tornam seu uso limitado: quando dobrado se torna mais rígido que o aço, é muito friável, apresenta baixa formabilidade, não aceita soldas de nenhum tipo e apresenta alto coeficiente de corrosão (Sakima, 2006).

### ***2.2.2 Austenítico ativo (A-NiTi/Superelástico)***

Os fios austeníticos ativos são aqueles que após grandes deformações além do limite elástico, são completamente recuperados após a remoção da carga, em uma temperatura constante (Cahn, Haasen, 1983).

Os fios ortodônticos dos anos 90 certamente foram os fios de níquel-titânio (NiTi) do grupo ativo (A-NiTi), suplantando os M-NiTi por oferecerem a singular vantagem da superelasticidade (Burstone et al., 1985).

O termo superelasticidade passou a ser empregado (Burstone et al., 1985; Miura et al., 1986) para descrever um certo tipo de liga metálica que possui a propriedade de suportar maior deformação elástica do que as ligas convencionais, antes que deformação permanente ocorra. A superelasticidade se deve a alterações cristalográficas resultantes da transformação martensítica (Miura et al., 1986).

Tais fios são considerados como os melhores quanto às propriedades elásticas e em termos de devolução de carga baixa e lenta, independente da flexão inicial (Miura et al., 1986).

Ao se induzir carga no fio, fletindo-o ou mantendo-o encaixado nos braquetes de dentes não alinhados, haverá transformação de fase do tipo martensítica. A energia liberada durante tal transformação é armazenada na estrutura cristalina. Como a estrutura é meta-estável, tenderá a retornar para uma estrutura austenítica mais estável e a liberar a energia acumulada. Isso não ocorre de maneira rápida, uma vez que os dentes em maloclusão oferecem resistência ao movimento, mas não o suficiente para impedi-lo. Dessa maneira, a energia acumulada no fio é liberada de maneira lenta e de forma constante, fornecendo ao fio a característica de poder se submeter a amplas flexões sem se deformar plasticamente. Tal fenômeno é chamado deformação superelástica. Forças suaves e contínuas são geradas nesta condição, o que é altamente desejável para o propósito ortodôntico (Miura et al., 1990).

Os fios de níquel-titânio superelásticos chinês e japonês se apresentaram predominantemente, na fase austenítica à temperatura ambiente, com estrutura cúbica de face centrada. Ao se aplicar a carga, tal estrutura é modificada e há transformação para a fase martensítica de estrutura hexagonal compacta (Khier et al., 1991).

Os fios superelásticos não apresentam um comportamento esperado e tido como convencional. Possuem a capacidade de serem deformados até que assumam formas irregulares e podem retornar à forma original, quando a carga é liberada. Este comportamento diferente é obtido a partir dessas ligas especiais que apresentam composição crítica. Existe um vasto número de ligas de níquel-titânio, mas o comportamento se dá geralmente para composições aproximadamente equiatômicas de níquel e titânio (Waters, 1992).

Enquanto a liga de níquel-titânio convencional possui uma estrutura principalmente martensítica à temperatura ambiente, as ligas de níquel-titânio superelásticas possuem uma estrutura granular austenítica com alguma martensita. Também se encontra presente nesta liga uma fase chamada “R”, que originalmente foi considerada como uma fase intermediária da transformação martensítica. A proporção relativa dessas fases à temperatura ambiente é dependente da exata composição da liga e do tratamento térmico e trabalho a frio feito durante a manufatura (Tonner, Waters, 1994).

Apresentam pouca formabilidade, não aceitam solda, além do alto custo. A baixa rigidez destes fios não permite que sejam utilizados para a retração dos dentes anteriores ou fechamento de espaços. A aplicação de forças na porção anterior do arco promove a deflexão do mesmo, impedindo o movimento de corpo dos incisivos, promovendo excessivas inclinações dentárias. Ainda é discutida a ação dos fios A-NiTi na correção de torques, pois avaliações laboratoriais têm demonstrado que sua efetividade apenas ocorre para consideráveis inclinações (Segner, Ibe, 1995).

Os fios de níquel-titânio ativos são aqueles que sofrem transformação de fase sob diferentes condições de carga e temperatura. Subdividem-se em

austeníticos ativos (ou superelásticos) e martensíticos ativos (ou termodinâmicos). Estudos demonstraram que as ligas de níquel-titânio superelásticas (austeníticas ativas) possuem excelentes propriedades elásticas e geram força constante quando submetidos a carregamento, mesmo diante do aumento de flexão. Isso tornou o fio extremamente popular para o uso em nivelamento e alinhamento dentários (Evans, Durning, 1996).

Estes fios oferecem a melhor adaptação na canaleta do braquete, mesmo para fios com calibre próximo a dimensão da canaleta. Isto propicia maior simplicidade e rapidez ao tratamento, por facilitar o evoluir da fase de alinhamento e nivelamento (Braun et al., 1999).

Detalhes na produção da liga A-NiTi determinam algumas particularidades aos fios comercializados como superelásticos ou termoativados. Os fios A-NiTi podem ser encontrados em diferentes temperaturas de transição indicando a ação em intervalos de forças previamente estabelecidos. Isto possibilita o uso destes fios em diferentes situações clínicas, que podem requerer maior ou menor rigidez. Os fios Copper Ni-Ti (Ormco /Sybron) diferenciam-se segundo a temperatura em que o material encontra-se totalmente na fase austenítica. Os fios Copper 27°C, 35°C e 40°C apresentam indicações para diferentes situações clínicas, logicamente quanto maior a temperatura de conclusão da reversão martensítica, mais maleável torna-se o fio e menor a força exercida sobre os dentes. Os fios da série Neo Sentalloy (GAC) também apresentam diferentes tipos (F80, 100, 160, 200, 240 e 300), entretanto classificados segundo a quantidade de força encontrada no platô de superelasticidade. Atualmente diversas companhias possuem os fios A-NiTi, entretanto nem todas descrevem esta importante diferenciação em temperatura ou

força, o que resulta em variações surpreendentes em testes laboratoriais (Nakano et al., 1999).

A superelasticidade é caracterizada pelo comportamento atípico da liga em relação ao clássico gráfico de carga/deformação. O fio superelástico apresenta duas fases estruturais que determinam um regime elástico, um regime plástico, um outro regime elástico e então atinge outro regime plástico. Enquanto a liga está no regime elástico, comporta-se de maneira convencional. Esta fase é caracterizada por uma estrutura austenítica. Quando o seu limite “pseudoelástico” é ultrapassado, a liga sofre deformação maior, entretanto com um acúmulo de carga quase constante, formando um “platô” no gráfico carga/deformação. Nesta fase a estrutura torna-se martensítica, ditando este comportamento atípico. Como toda liga superelástica apresenta memória de forma, na desativação o fio é capaz de retornar tanto à forma como à estrutura original (Gurgel et al., 2001).

A superelasticidade associada ao efeito memória de forma, inerentes a estes fios, tornaram mais fácil e rápido o alinhamento e nivelamento dos arcos dentários. Como estes fios apresentam-se no mercado em diferentes temperaturas de transformação e, portanto, alterações nos níveis de força diante da temperatura bucal, recomenda-se analisar fatores como a gravidade do apinhamento e as condições periodontais para selecionar o tipo de fio superelástico adequado para iniciar o alinhamento e nivelamento. A adaptação destes fios torna-se facilitada pelo resfriamento das porções em que se desejam maiores deflexões, quando o fio estiver abaixo da temperatura de sua transformação, esta adaptação será adequada. Como a adaptação melhor do fio superelástico nos encaixes dos braquetes conduzirá uma correção mais efetiva nos primeiros estágios, a utilização de um fio inicial de secção redonda poderá ser mais adequada que o fio de secção

retangular. Mesmo para este tipo de liga ainda é válida a máxima: “o grau do apinhamento dita a espessura do fio inicial” (Gurgel et al., 2001).

### **2.2.3 Martensítico ativo (Termoativado)**

Burstone et al. (1985) e Miura et al. (1986) relataram que os gráficos de carga/deflexão para fios superelásticos têm uma forma característica. Devido à transição de uma estrutura austenítica para uma martensítica, o intervalo de carga/deflexão varia para diferentes deflexões. Por isso não é possível apresentar somente um módulo de elasticidade para esses arcos e, como indicação de Burstone et al. (1985), será necessário estabelecer um valor para cada fase respectivamente. Quanto maior a deformação, menor a proporção carga/deflexão.

Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios austeníticos ativos, os fios de níquel-titânio martensíticos ativos possuem a característica adicional de serem termicamente ativáveis, ou seja, possuem comportamento termoelástico no ambiente bucal (Miura et al., 1986). Esse efeito é possível porque as temperaturas de início de formação da austenita e de final de transformação austenítica estão dentro da faixa de temperaturas bucais. Isso significa que o fio alternará as fases enquanto na cavidade bucal (West, 1992).

Pelo fato de atualmente já se ter o controle da composição química durante a elaboração da liga em níveis de uma parte por milhão, as transformações martensíticas e austeníticas podem ser previstas com maior precisão. Este fato é de grande importância para a aplicabilidade clínica, uma vez que se tornou possível determinar a temperatura de transição coincidente ou próxima à temperatura bucal (Evans, Durning, 1996).

Dependendo do processo de fabricação e da temperatura, essas ligas podem assumir diferentes disposições cristalográficas. A disposição geométrica dos átomos determina o tipo de grade espacial da liga, sendo a cúbica a forma mais comum. No estado sólido, um mesmo material pode apresentar-se em diferentes tipos de estrutura cristalina. As ligas de níquel-titânio apresentam grade espacial de forma cúbica de corpo centrado, o que indica a fase austenítica que compreende a forma mais rígida da liga. A estrutura cristalina hexagonal compacta representa a forma menos rígida, denominada forma martensítica. Quando esses fios são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, o fio apresenta a capacidade de transformação martensítica. A estrutura cúbica de corpo centrado (fase austenítica), em vez de atingir o regime plástico, inicia o processo de transformação da conformação do cristal, prolongando a capacidade elástica desse material. Ao final da transformação, a liga estará completamente na fase martensítica (forma hexagonal compacta); portanto, seu estado menos rígido. Esta sofre reversão com a redução da tensão ou temperatura, devolvendo maior rigidez ao fio. Esse processo de transformação e reversão, combinando tensão e temperatura, confere ao fio o efeito memória de forma. Em resumo, a estrutura martensítica vai, uma vez aquecida, transformar-se em estrutura austenítica que vai, durante o resfriamento, retornar à fase martensítica. A temperatura na qual a transformação martensítica ocorre será chamada de temperatura de transição e varia de acordo com a proporção de níquel e titânio e da eventual adição de outros metais como o cobre (Sakima, 2006).

### 2.3 Efeito memória de forma das ligas de níquel-titânio (NiTi)

Nos materiais convencionais, quando se ultrapassa o limite de escoamento, ao se retirar a carga aplicada, o material apresentará uma deformação permanente da rede cristalina traduzida pela mudança macroestrutural da forma. Porém, nas ligas com “efeito memória de forma”, ocorre reversão das dimensões iniciais após a deformação plástica e reaquecimento. A ordem de grandeza da recuperação depende da composição química do material, tamanho de grão, textura cristalográfica e condições em que se realizou a deformação. O material quando é deformado abaixo da temperatura crítica, não recupera a configuração inicial antes da deformação. O retorno à forma original é obtido com o aquecimento posterior (Perkins, Hodgson, 1975).

O termo ligas com “efeito memória de forma” é aplicado ao grupo de materiais metálicos que possuem a capacidade de retornar à forma e tamanho pré-determinados, quando submetidos a procedimentos térmicos apropriados. Geralmente estes materiais podem ser plasticamente deformados sob temperatura relativamente baixa e, ao serem submetidos a temperaturas mais altas retornam à forma prévia à deformação. Materiais que exibem “efeito memória de forma” quando aquecidos são referidos como possuidores de “efeito memória de forma de uma via”, enquanto aqueles, que também se transformam ao serem resfriados novamente, possuem o chamado “efeito memória de forma de duas vias” (Hazel et al., 1984).

O efeito memória de forma pode ser definido como a transformação martensítica induzida por temperatura ou carga. No primeiro caso, induz-se a transformação martensítica com a deformação abaixo da temperatura martensita final. Essa deformação permanece depois de retirada a carga, até que, ao se elevar a temperatura além de austenita final, ocorre a recuperação da forma inicial com a



reversão da transformação austenítica. No segundo caso (transformação martensítica induzida por deformação), induz-se a transformação martensítica, submetendo a austenita a uma carga adequada, a uma temperatura acima de austenita final. Se a carga é retirada, o material tende a recuperar sua fase inicial em fase austenita, dependendo da carga (Honeycombe, 1996).

Para as ligas de níquel-titânio, o efeito memória de forma é observado em ligas com composição de aproximadamente 48% a 52% de níquel. Nesta faixa, pequenas diferenças em composição geram grandes alterações nas temperaturas de transformação (Honeycombe, 1996).

#### 2.4 Fases das ligas de níquel-titânio (NiTi)

As ligas de níquel-titânio podem se apresentar em duas fases diferentes: austenítica que possui estrutura cúbica de face centrada e martensítica com estrutura cristalina hexagonal compacta (figura 1).

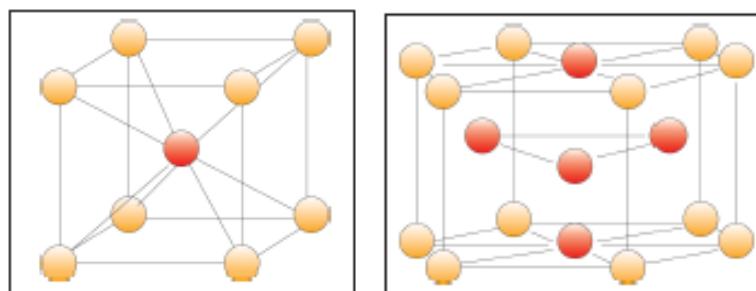


Figura 1 - Cristal cúbico de corpo centrado (fase austenítica) e cristal hexagonal compacto (fase martensítica).

Fonte: Gurgel et al., 2001.

Dependendo das condições termodinâmicas impostas, o material pode se apresentar em uma dessas fases ou possuir ambas. Uma terceira fase pode estar presente e seria intermediária entre as duas anteriores: a fase R com estrutura romboédrica. A quantidade desta depende da condição física da liga e da quantidade de níquel na mesma (Miura et al., 1990). Sugeriu-se que a fase R é associada ao deslocamento dos degraus gerados pela formação e reversão da fase martensítica. Isso possui implicações clínicas importantes, uma vez que a reciclagem de fios de níquel-titânio ativos pode aumentar a formação da fase R e levar à perda das propriedades mecânicas benéficas ao mesmo (Kapila et al., 1991).

A capacidade desses materiais de sofrerem mudança de fase em diferentes condições tais como indução de carga ou variação na temperatura é que os tornam diferentes do demais em relação às propriedades físicas e mecânicas.

A memória de forma é a capacidade de o fio retornar a sua forma e estrutura original. Quando isto ocorre, o fio dispersa a energia (carga) acumulada. Este conceito confunde-se com a superelasticidade, pois as mudanças drásticas de forma e estrutura que ocorrem nos fios com esta característica, resultam em maiores amplitudes de deformação e subsequente retorno à forma e estrutura original. Esta propriedade, portanto, apresenta-se mais evidente nos fios de níquel-titânio que sofrem transformação martensítica (Gurgel et al., 2001).

#### **2.4.1 Fase austenítica**

A variação no tratamento térmico dada pelo fabricante do fio de níquel-titânio superelástico pode resultar em diferentes níveis de carga necessária para gerar a transformação de fase. Usando procedimentos de tratamento térmico sob

condições de atmosfera inerte ou em vácuo, os fabricantes são capazes de variar a porcentagem austenita presente no fio à temperatura ambiente, podendo com isso, alterar a carga gerada para idênticos diâmetros de fios. Ou seja, pode-se gerar força com níveis de intensidade leve, média e pesada para fios com dimensões idênticas, pois a variação de intensidade da força gerada pelo fio é controlada pelo percentual de austenita presente (Evans, Durning, 1996).

#### **2.4.2 Fase martensítica**

A fase martensítica dos aços é caracterizada pela elevada dureza e baixa tenacidade. Em outras ligas, a fase martensita pode ter baixa dureza, como nas ligas de níquel-titânio. Inicialmente, a aplicação das ligas que apresentavam “efeito memória de forma” era feita de maneira empírica porque não havia uma explicação científica para o fenômeno. Atualmente, sabe-se que existe uma relação entre o “efeito memória de forma” e a chamada “transformação martensítica”. A primeira associação de efeito de memória de forma com transformação martensítica foi feita por Zijderveld em 1966 (Perkins, Hodgson, 1975).

Portanto, o que leva uma liga com efeito de memória de forma a exibir a reversibilidade da deformação é a maneira como o material se deforma sob uma força externa. Há uma deformação aparente, mas, não realmente plástica. Tais efeitos não ocorrem com ligas metálicas comuns que realmente apresentam deformação plástica. Na realidade ocorre uma mudança na estrutura cristalina dessas ligas, chamada transformação martensítica que é essencial para a manifestação do efeito memória de forma (van Humbeeck et al., 1991).

“Martensita” foi o nome originalmente dado em 1985, em homenagem ao pioneiro metalúrgico alemão, Adolph Martens, a fase com elevada dureza do aço após tratamento térmico de têmpera. Atualmente, o termo “martensita” é usado para um tipo de fase sólida obtida através de uma transformação, sem necessariamente possuir dureza elevada. A fase original a partir da qual ela se forma, é chamada “austenita” (após Robert Austen) (van Humbeeck et al., 1991).

As ligas de níquel-titânio (NiTi) também apresentam disposições cristalográficas típicas que conferem particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico. Para esta liga, a grade espacial de forma cúbica de corpo centrado indica a fase austenítica, que compreende a forma mais rígida da liga de níquel-titânio (NiTi). Em contra partida a estrutura cristalina hexagonal compacta representa a forma menos rígida da liga de níquel-titânio (NiTi), denominada de fase martensítica. Dependendo do processo de fabricação dos fios de níquel-titânio (NiTi), haverá um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for trabalhado à frio formará uma liga de níquel-titânio (NiTi) martensítica estável. Este fio não apresentará capacidade de mudança de configuração cristalina (transformação martensítica), e apresentará um comportamento gráfico semelhante aos fios trançados de baixo calibre de aço inoxidável. Quando os fios de níquel-titânio (NiTi) são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, uma propriedade peculiar será incorporada. O fio níquel-titânio (NiTi) passará a apresentar-se numa fase austenítica inicial, entretanto com a capacidade de transformação martensítica. A transformação martensítica é, portanto, uma particularidade da liga de níquel-titânio (NiTi) e implica na capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica sob mudanças da temperatura e da tensão. Sob temperatura reduzida estabelece-se a fase martensítica e com o aumento da temperatura ocorre novamente uma

transformação progressiva para a fase austenítica. Esta transformação decorre de uma modificação da configuração cristalográfica, de estrutura hexagonal compacta para cúbica de corpo centrado em decorrência da alteração de temperatura (Khier et al., 1991). Para os fios de níquel-titânio (NiTi) termoativados o intervalo de transformação térmica deve encontrar-se próximas à temperatura corpórea (36°C), para induzir maior ou menor tensão ao movimento dentário. Como relatado anteriormente, a tensão também induz à esta mudança de fase, entretanto esta particular forma de atingir a fase martensítica denomina-se transformação martensítica induzida por tensão. A estrutura cúbica de corpo centrado (fase austenítica), em vez de atingir o regime plástico, inicia o processo de transformação da conformação do cristal, prolongando a capacidade elástica deste material. Ao final da transformação a liga está completamente na fase martensítica (estrutura hexagonal compacta), portanto em seu estado menos rígido. A transformação martensítica sofre reversão do processo com a redução da tensão, partindo da conformação hexagonal compacta para cúbica de corpo centrado e devolvendo maior rigidez ao fio, característica mecânica típica do níquel-titânio em fase austenítica. Este processo de transformação e reversão, combinando tensão e temperatura confere ao fio o efeito memória de forma, propriamente dito. Portanto, o efeito memória de forma refere-se à habilidade do material de retornar a sua forma e estrutura original após ser deformado. Atualmente encontram-se disponíveis ligas de níquel-titânio (NiTi) estáveis e ativas (Gurgel et al., 2001).

## 2.5 Testes mecânicos

Thurrow (1979) foi da opinião de que um fio deveria ser selecionado com base na combinação das propriedades e não apenas por uma característica isoladamente.

Burstone (1981) após ensaios de flexão com o fio encaixado em uma das extremidades apresentou uma lista com valores de rigidez, composição do fio e seção transversal.

Barrowes (1982) comparou fios de nitinol com fios multifilamentados em testes de flexão realizado em Typodont com dentes mal-posicionados para demonstrar graficamente como cada fio age em termos de recuperação elástica. Após uma hora os fios foram desamarrados e distorções medidas nos mesmos. O autor concluiu que os primeiros possuíam uma faixa de ativação muito maior.

Burstone et al. (1985) descreveram as propriedades mecânicas do NiTi chinês (0,016") e o compararam, através de ensaio de flexão tipo cantilever, com o aço inoxidável e o Nitinol. Concluíram que a liga tem recuperação elástica 4.4 vezes maior que o aço e 1.6 vezes maior que o Nitinol, baixa rigidez (7% comparada à do aço) e uma curva de ativação e desativação incomum que constrói nesse fio de NiTi um mecanismo de força constante de desativação, potencialmente muito útil para a construção de sistemas de força que liberem forças constantes. Concluiu que o NiTi chinês era ideal para situações clínicas que necessitassem de grande deflexões do fio. Sua alta rigidez em pequenas ativações faz com que essa liga seja mais efetiva do que as outras ligas que liberam forças muito leves à medida que o arco se aproxima de sua forma mais passiva, enquanto o NiTi apresenta um platô de desativação com forças mais constantes.

Kusy & Stevens (1986) atribuíram maior desempenho ao fio multifilamentado do que ao de níquel-titânio, a partir de ensaios de flexão em três pontos e em modelos dentários simuladores de condições clínicas. Compararam as propriedades mecânicas de fios multifilamentados com os lisos inoxidáveis e de titânio. Cada diâmetro de fio foi testado no início do experimento e levado ao microscópio eletrônico para se verificar a disposição dos filamentos. Forneceram uma lista de valores do módulo de elasticidade de diferentes fios quando em flexão e sugeriram uma série de fórmulas para levantamento das propriedades mecânicas desses elementos.

Miura et al. (1986) avaliaram as propriedades mecânicas de fios de aço e níquel-titânio superelásticos, diâmetro 0,016" em teste de flexão em três pontos para verificar a possível aplicação clínica da propriedade de superelasticidade. O teste foi elaborado em um simulador de forma a obter a mesma relação entre carga/flexão da condição de movimentação dentária na cavidade bucal, na tentativa de se determinar a intensidade da força gerada na movimentação ortodôntica. Os fios foram fixados com amarrilho de aço e a velocidade do ensaio foi de 0,1mm por minuto com braço de alavanca de 14mm e a temperatura de 37°C. Os resultados indicaram que para os fios de aço, as curvas apresentaram-se lineares até próximo de 0,7mm e a partir daí ocorreu uma inclinação que variou com a carga aplicada. Ao nível de 2mm de flexão, a carga necessária para flexionar os fios foi de 1320 a 1370gf. A relação ao descarregar foi proporcional e houve uma deformação permanente de 0,65mm. Para o fio superelástico, a linearidade entre a carga e a deformação ocorreu até 0,7mm. O índice carga/flexão reduziu ao longo do ensaio. Em 2mm de flexão a carga foi de 650gf e observou-se deformação permanente de 0,01mm. O teste indicou que o NiTi japonês possui propriedade superelástica,

possui excelente recuperação elástica, efeito memória de forma e, ainda, liberou forças contínuas constantes e leves no platô de desativação. No teste de flexão vê-se que a força se mantém constante mesmo diante da desativação. Isto é fisiologicamente compatível com o movimento dentário porque produz força contínua por um longo período durante a desativação do arco.

Quintão (1987), através de ensaio de tração, apresentou os valores do módulo de elasticidade, limite elástico e resiliência de diferentes tipos de fios quanto à secção transversal, composição e forma. Concluiu que os fios de níquel-titânio estabilizados apresentavam desempenho semelhante aos de aço multifilamentados com base em suas propriedades mecânicas.

Miura et al. (1988) compararam molas (abertas e fechadas) de liga de NiTi japonês com molas de aço da mesma conformação para avaliar e comparar suas propriedades mecânicas em testes de tensão e compressão. As molas de NiTi japonês apresentaram melhor recuperação elástica e propriedades superelásticas semelhantes às dos fios de NiTi japonês. Foi demonstrado que as forças liberadas durante a ativação e a desativação das molas de NiTi japonês podiam ser controladas mudando o diâmetro do fio, o tamanho do lúmen, a temperatura de transformação martensítica e o espaçamento entre as virolas da mola aberta. Concluíram que a característica mais importante das molas de NiTi japonês era a capacidade de liberar forças leves e constantes mesmo em situações de grande deflexão.

Nikolai et al. (1988) sugeriram um teste alternativo que simulasse flexão transversal de um segmento de fio quando fixado a uma coroa de um dente mal-alinhado, chamado teste de flexão em cinco pontos.



Khier et al. (1991) utilizaram um teste com cantilevers para avaliar as propriedades dos fios superelásticos e aqueles que não apresentavam esta característica. Foram testados fios redondos e retangulares de diversas secções. Os resultados mostraram que os fios superelásticos tinham uma curva de desativação semelhante e os fios que não apresentavam essas características demonstraram uma curva de desativação semelhante entre si, mas diferentes quando comparadas a fios superelásticos. Os autores também avaliaram que os fios superelásticos sofriam influência quando elevados a temperaturas de 600° a mais de 10 minutos, sendo que os fios que não apresentavam essas características não sofriam grandes influências no seu gráfico de ativação após o tratamento térmico.

Mohlin et al. (1991) compararam resultados laboratoriais e clínicos de fios de aço inoxidável com os de níquel-titânio convencionais (Nitinol) e chinês (NiTi). No teste laboratorial, as propriedades dos fios foram determinadas em ensaios de flexão em carregamento e descarregamento em simulador semelhante ao proposto por Miura em 1986. O fio NiTi exibiu uma relação não-linear entre força/flexão. A avaliação clínica teve o objetivo de observar a deformação dos diferentes fios após o uso. Todos os ensaios foram realizados à temperatura ambiente.

Chen et al. (1992) compararam, através de ensaio de flexão em um ponto, o NiTi chinês e seis outras marcas comerciais de fios de NiTi (Ormco NiTi, Elastinol (Masel), Nitinol (Unitek), Titanal (Lancer), Super Nitane (Ortho-Source) e Marsenol (GTi)). Os fios foram testados com o comprimento de 12.5mm em testes de flexão a 90° (curva de ativação e desativação) e de 25.4mm em teste de torção a 720°, neste estudo o NiTi chinês demonstrou 100% de recuperação no teste de flexão e 19% de deformação permanente após torção. Comparado aos outros fios, ele apresentou melhor memória de forma, a mais baixa rigidez, a melhor

recuperação elástica, o melhor diferencial de forças e superelasticidade (propriedade que os outros fios não apresentavam).

Tonner & Waters (1994) compararam através de teste de flexão em três pontos onze marcas comerciais de fios de NiTi com propriedades superelásticas com uma liga de aço e outra liga de aço co-axial. Os testes foram feitos em diferentes flexões (de 1 mm a 5 mm) e diferentes temperaturas (5, 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 50°C). Os autores observaram que as curvas de ativação e desativação, e a região do platô (no caso dos fios superelásticos) eram alteradas com as baixas temperaturas e que a maioria das ligas superelásticas tiveram que ser defletidas em, pelo menos 2 mm (comprimento do fio 13 mm) para que começassem a apresentar o platô de desativação (superelasticidade). A principal desvantagem dessas ligas foi parecer extremamente sensível a alterações de temperatura, principalmente ao intervalo de 5° a 30°C.

Segner & Ibe (1995) testaram 16 marcas comerciais de fios de NiTi de quatro diferentes diâmetros (0,014", 0,016", 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,025") cujos fabricantes atestaram possuírem propriedades superelásticas. Como os modelos normais de avaliação não podem ser observados pela variação no módulo de elasticidade dos fios de NiTi, três outros parâmetros foram necessários para a descrição adequada do comportamento desses fios: o platô de pseudoelasticidade, a deflexão no começo do platô e os níveis de força do platô. Os resultados mostraram que muitas marcas comerciais não mostraram nenhuma propriedade superelástica ou que os parâmetros desses fios foram tais que eles não apresentavam nenhuma vantagem sobre os NiTi normais. Em muitas marcas o começo do platô só começava após 1 mm de ativação ou mais e os níveis de força

nesses platôs apresentaram valores acima de 500 g, valores estes que ultrapassam muito os valores aceitos para uma movimentação dita como mais fisiológica.

Segner (1995) investigou as propriedades mecânicas de fios de NiTi superelásticos e não encontrou características superelásticas nos mesmos. Isso o levou a suspeitar de algum erro na manufatura dos fios.

Oltjen et al. (1997) chamaram atenção para o fato de que nem todos os resultados de ensaios *in vitro* podem ser aplicados às situações clínicas porque alguns fios de níquel-titânio mostram características lineares de ativação e desativação em curvas de ensaios mecânicos. Entretanto, as novas ligas de níquel-titânio lançadas no mercado para fios ortodônticos não exibem essa linearidade e mantêm o nível de força constante na região central de desativação. Portanto, para esses fios torna-se impossível obter um valor para a rigidez ou a inclinação da curva de flexão. Avaliaram as características de força/flexão em curvas de desativação de fios de aço inoxidável convencionais e multifilamentados e de níquel-titânio, através de ensaio convencional de flexão em três pontos com extremidades livres e de flexão em três pontos com fios amarrados em *slots* de braquetes usando 24 fios de diferentes ligas (aço e NiTi), diferentes diâmetros (redondos (0,016" e 0,018") e retangulares (0,017" x 0,025" e 0,021" x 0,025"), trançados e sólidos). Menor rigidez foi obtida para os fios multifilamentados de níquel-titânio, independente do tipo de ensaio empregado. Os fios de NiTi e os fios trançados mostraram curvas de desativação não lineares, não sendo possível obter um único valor para rigidez nesses fios. Os resultados mostraram que a rigidez pode ser alterada não só pelo diâmetro, mas pelo número de tiras nos fios trançados e pela composição da liga utilizada.

Filleul et al. (1997) estudaram 4 marcas comerciais de fios de níquel-titânio (NiTi (Ormco), Neo Sentalloy F100 (GAC), Copper NiTi 35° e Copper NiTi 40° (Ormco) (0,017" x 0,025" e 0,018" x 0,025") comparados ao aço (Ormco) (0,018" x 0,025") em testes de torção variando de 0 gmm a 1680 gmm. Para estudar a superelasticidade, cada fio foi ativado a 22°C (temperatura ambiente) e desativado a 37°C. Para observar a memória de forma, os fios foram ativados a 10°C e desativados a 37°C. Os autores observaram que: no NiTi, a inclinação do platô de desativação para a memória de forma e a superelasticidade foi semelhante e apenas os platôs eram diferentes; o NeoSentalloy e o Copper 35° mostraram o mesmo comportamento no teste de memória de forma, com platô de ativação bem mais inclinado que o de desativação, e, para avaliar a superelasticidade, os platôs eram similares; o Copper 40° apresentou curva semelhante à do Copper 35° na memória de forma, mas, na superelasticidade, o platô de ativação era menos inclinado. Após a desativação, esse fio demonstrou certa deformação plástica nos dois testes.

Meling & Odegaard (1998) investigaram o comportamento de oito fios de NiTi superelásticos retangulares ante a torção longitudinal (25°), nas diferentes temperaturas ambiente (18°, 27°, 37° e 40°C). Alguns fios foram testados à temperatura do corpo em ângulos de 15°, 30°, 45° e 60°. As curvas de torque (N-mm) e torção (em graus) mostraram que apenas a metade dos fios apresentou platô de desativação à temperatura do corpo (37°C). Os platôs eram geralmente mais curtos (1° a 3°) e começaram a 20°-23° de torsão. Apenas um fio (NeoSentlloy F100) apresentou platô definido e largo o suficiente (6°) e começou o platô de desativação em um ângulo mais baixo de torção (17°). Os fios que não apresentaram platô de desativação à torção de 25°, foram testados novamente com graus maiores de torção na temperatura do corpo (37°C). Todos os fios testados novamente

apresentaram platô de desativação a 45° e 60° e esses platôs se tornaram mais distintos à medida que os graus de torção aumentavam. Os autores concluíram que esses resultados indicavam que a torção de 25° era insuficiente para induzir transformação martensítica à temperatura ambiente e que como as prescrições de torque eram de menos de 25°, o uso de fios de níquel-titânio (NiTi) para ativações em terceira ordem tornava-se questionável.

Ibe & Segner (1998) testaram fios de níquel-titânio (NiTi) retangulares 0.016" x 0.022" em ensaio de flexão de três pontos, simulando várias regiões orais e por isso utilizaram fios com diferentes comprimentos. Os autores concluíram que fios superelásticos com diferentes níveis de força podem ser utilizados como fios iniciais, minimizando o aparecimento de reabsorções e aumentando o conforto do paciente.

Nakano et al. (1999) compararam, em testes de flexão de três pontos, 19 marcas comerciais de fios de níquel-titânio de diâmetro 0,016" e 23 marcas comerciais de fios de níquel-titânio de espessura 0,016" x 0,022". Para comparar propriedades mecânicas, testaram também uma liga de cromo-cobalto e uma de TMA. Os autores observaram que entre todos os fios 0,016" testados em uma máxima deflexão de 1.5mm, a diferença entre a menor força (Cooper NiTi 35°) e a maior força (Aline) foi de 136g. Para os fios retangulares, a diferença entre a menor (Cooper NiTi 40°) e a maior força (Aline) foi de 337g. A diferença nos níveis de força entre a deflexão de 1.5 mm e a 0.5 mm foi examinada para elucidar as propriedades superelásticas dos fios. Para os fios de 0,016", 17 marcas comerciais produziram uma diferença de forças de menos de 100g e duas marcas produziram diferença de forças de mais de 100g (Aline e Titanal). Para os fios retangulares, 15 fios produziram diferenças de forças de menos de 100g e 8 fios diferenças de mais de 100g. A menor e a maior diferença foram de 3g (Cooper NiTi 35°) e 200g (Aline),

respectivamente. A maioria das marcas que apresentaram baixos diferenciais de forças no platô de desativação era fios termoativados. Quando comparadas com as ligas de Cromo-cobalto e TMA, as ligas de níquel-titânio (NiTi) liberaram forças bem mais baixas. Entretanto, o valor das forças variou muito entre as diferentes marcas comerciais, e os autores aconselharam observar esses valores e propriedades na hora de adequar as ligas às necessidades de cada paciente e de cada fase do tratamento ortodôntico.

Santoro & Beshers (2000) investigaram a influência do estresse induzido no intervalo da temperatura de transição em três diferentes marcas comerciais de fios de níquel-titânio (NiTi) (NeoSentalloy Light Accuform (GAC), Cooper 27, 35 e 40°C (Ormco) e Nitinol Ativado pelo Calor (3-M, Unitek)). Um modelo de flexão utilizando três braquetes em um suporte de acrílico, com desníveis de 1 mm a 6 mm, reproduziu 15 tipos diferentes de apinhamento. As amostras foram resfriadas a 4°C, e a temperatura subia gradualmente até 60°C. Durante todo esse período, medidas de resistividade do material eram obtidas por meio de sensores elétricos. Os resultados confirmaram a presença de alterações nos intervalos de temperatura de transição de alguns fios sob altas temperaturas quando estresse era induzido. De acordo com os autores, por existir uma tendência em se colocar fios de níquel-titânio (NiTi) em fases iniciais de tratamento com apinhamentos severos, muita atenção deve ser dada ao comportamento desses fios em relação às variações da temperatura da boca. Seguindo essas considerações os autores consideraram os fios Cooper NiTi 27°C e os NiTi ativados por calor os mais indicados para alinhamento inicial.

Gurgel et al. (2001), a fim de simular um modelo de alinhamento de incisivo lateral, criaram um sistema com braquetes e tubos de primeiro molar, sem

angulação e sem torção, para observar o comportamento durante a aplicação de tensão em oito diferentes marcas comerciais de fios de níquel-titânio (NiTi) superelásticos. Uma máquina de testes aplicou deflexões de 0,2 mm a 2,0 mm à temperatura constante de 35°C na área do incisivo lateral. Foram obtidas curvas de carga-deflexão de ativação e desativação para todos os fios. Os fios Morelli (Morelli, Brasil) e E35 (Mazel) tiveram comportamentos similares e foram os que apresentaram os valores mais baixos de forças nas curvas de desativação, enquanto o Rematitan Lite (Dentaurum) foi o que apresentou valores de forças mais altos. Alguns fios Morelli se apresentaram permanentemente deformados a deflexão de 2 mm e foram descartados. Todos os fios testados apresentaram comportamento superelástico e os níveis de força variaram de 190 a 600g.

Meling & Odegard (2001) avaliaram o efeito da variação de temperatura (resfriamento seguido de rápido aquecimento de três marcas comerciais diferentes de fios de níquel-titânio retangulares (Neo Sentalloy F200-GAC, Cooper NiTi 35º-Ormco e Nitinol-3M Unitek). Um ensaio de flexão em três braquetes com deflexões de 0,5mm a 2mm foi utilizado para avaliar a influência de ingestão de substâncias quentes e frias. O Nitinol foi pouco afetado pela variação da temperatura. Os fios superelásticos foram afetados tanto na ativação como na desativação pela variação de temperatura. Na ativação, o efeito do calor foi transitório, no resfriamento o fio continuou a liberação de forças abaixo do esperado. Na desativação o efeito do resfriamento foi transitório, enquanto que no aquecimento o fio liberou forças acima do esperado.

Iijima et al. (2002) estudaram as propriedades mecânicas de três ligas de níquel-titânio (NiTi e Copper Ni-Ti 40º (Ormco) e Sentalloy (GAC)) usando calorimetria diferencial de varredura (DSC), testes de flexão em três pontos (1.5 mm)

e difração em micro raios X (micro-XRD). Os resultados indicaram que as forças liberadas durante os testes de flexão nas três diferentes temperaturas variaram substancialmente. As forças aumentaram em todos os fios quando a temperatura aumentou de 37° para 60°C. Da mesma maneira, as forças diminuíram quando a temperatura caiu de 60° para 37°C. Essas temperaturas foram diferentes quando as forças foram medidas na temperatura constante de 37° e 60°C. No outro intervalo de temperatura (37-2°C), as forças também caíram e obtiveram valores semelhantes às forças na temperatura constante de 37°C. O Micro-XRD mostrou claramente que a fase austenítica era transformada em martensítica quando a temperatura caía de 37 para 2°C. Entretanto, não houve mudanças de fase detectáveis quando a temperatura variou de 37° para 60°C.

Wilkinson et al. (2002) relataram que muitos testes mecânicos feitos previamente em fios de níquel-titânio falharam em simular algumas características importantes de situações clínicas . Este trabalho investigou as características de carga-deflexão de sete diferentes tipos de fios de diâmetro 0,016" (Twistflex, NiTi e cinco tipos de NiTi superelásticos termodinâmicos) usados como arcos iniciais de alinhamento em cinco diferentes modelos de teste (usando braquetes mini Diamond e Twin-Lock, normais e auto-ligáveis): dois testes simulando o arco inteiro, dois testes simulando parte do arco e um teste de flexão em três pontos. Os testes de deflexão foram feitos nas seguintes temperaturas: 22°, 35.5° e 44°C e em quatro diferentes distâncias (1, 2, 3 e 4mm). Os resultados mostraram que a performance dos fios depende do desenho do modelo de teste, incluindo o tipo de braquete e a quantidade de deflexão. O NiTi (Ormco) apresentou os valores mais altos na desativação durante todos os testes de deflexão e em todos os modelos.



Fischer-Brandies et al. (2003) testaram cinco marcas comerciais de níquel-titânio com comportamento superelástico (NeoSentalloy 80, Cooper NiTi 35<sup>o</sup>, Rematitan Lite, Titanol e Titanal), para observar suas características quanto à composição química, ao comportamento durante as fases de transformação, à topografia de superfície e às propriedades mecânicas nas seguintes temperaturas: 22<sup>o</sup>, 37<sup>o</sup> e 60<sup>o</sup>C. A composição química foi estudada por imagens obtidas de microscópio eletrônico de varredura e micro-XRD. O comportamento na fase de transformação e as diferentes temperaturas de transição foram estudados por calorimetria diferencial de varredura (DSC) em temperaturas variando de -80<sup>o</sup> a +80<sup>o</sup>C. As propriedades mecânicas nas diferentes temperaturas foram estudadas através de ensaio de flexão em três pontos, em deflexões de 1,5 mm, 2,0 mm e 2,5 mm. As imagens revelaram resíduos em todos os fios, enquanto a calorimetria diferencial revelou complexos padrões de transformação para todos os fios (sendo detectada uma fase R durante a transformação martensítica para austenítica em todos os fios). Os testes de flexão mostraram platôs diferenciados de ativação e desativação. Os fios martensíticos (NeoSentalloy, Cooper NiTi 35<sup>o</sup>) apresentaram diferenciais de força mais baixos durante o platô de desativação comparados aos martensíticos-austeníticos (Rematitan) e austeníticos (Titanol e Titanal). Com o aumento da temperatura, ocorreu uma diminuição nos níveis de força dos platôs tanto de ativação, como de desativação. O comportamento superelástico só ocorreu em baixas deflexões (0.8-0.9mm) nos fios martensíticos (NeoSentalloy e Cooper NiTi 35<sup>o</sup>), enquanto nos outros fios só ocorreu a 1.2-1.5mm de deflexão.

Parvizi & Rock (2003) avaliaram três fios de níquel-titânio retangulares comercialmente disponíveis 0.016" x 0.022" termoativados e utilizando um fio de níquel-titânio padrão (austenítico ativo) como controle, em ensaios de flexão de três

pontos simulando uma arcada dentária. Os fios foram submetidos a imersões em água em temperatura de 20º, 30º e 40ºC. Os fios termoativados liberaram menores forças do que o níquel-titânio padrão. O aumento de 10ºC na temperatura tem grande efeito nas forças liberadas pelos termoativados.

Garrec & Jordan (2004) testaram 15 fios de níquel-titânio pré-contornados de diferentes secções 0,016" x 0,016"; 0,018" x 0,018" e 0,020" x 0,020" em flexão de três pontos para determinar os valores das forças nos ciclos de ativação e desativação, e se esses valores eram dependentes do diâmetro dos fios. Os autores concluíram que os valores das forças liberadas é proporcional ao diâmetro do fio. A rigidez diminui com o aumento da deflexão, mas que também é dependente do volume da transformação martensítica, pois, durante a transformação, o módulo de elasticidade da liga não é constante.

Garrec et al. (2005) compararam fios de níquel-titânio (NiTi) retangulares através de ensaios de flexão de três pontos para avaliar a resistência a tensão dos diferentes diâmetros e sua influência na superelasticidade. Os resultados mostraram que os diâmetros dos fios não são fatores primordiais para a liberação de força nos ensaios de flexão. Segundo os autores isso se deve a inconstância do módulo de elasticidade durante o processo de transformação martensítica. O tratamento ortodôntico poderia ser iniciado em alguns casos com fios de níquel-titânio (NiTi) retangulares liberando forças fisiológicas e obtendo movimento ortodôntico com conforto do paciente.

Hansen (2004) estudou o efeito do tratamento elétrico (DERHT) e do tratamento térmico (forno 500ºC por 5 minutos, resfriamento rápido e à temperatura ambiente) após dobras em primeira ordem (translação) e terceira ordem (translação e torção). Após o tratamento térmico, os fios foram testados à temperatura média da

boca (36°C) no sistema de FSI (Identificador de Sistemas de Força, Aarhus, DK). As seguintes marcas comerciais foram testadas: CuNiTi27, CuNiTi40, NiTi NeoSentalloy 100. O autor concluiu que todos os fios perderam seu comportamento superelástico depois de serem dobrados e receberem tratamento térmico (500°C por 5 minutos); apenas o fio CuNiTi40 apresentou comportamento superelástico após torção acima de 20° e todos os fios tiveram o platô de desativação alterado (em alguns casos perda total) após dobras e tratamento térmico (elétrico ou forno) ou somente tratamento elétrico (sem dobras).

Sakima et al. (2005) testando a força liberada por diferentes fios de níquel-titânio retangulares em diferentes temperaturas (30°, 33°, 35°, 37° e 40°C) concluiu que entre os fios testados o Cooper NiTi 40°C e o Neo Sentalloy F200 liberariam menos força e apresentavam um platô de superelasticidade maior do que os outros fios, mas estes dois fios não apresentavam estas mesmas características em temperaturas abaixo de 35°C. Os autores concluíram que quando a utilização das características superelásticas e níveis baixos de força forem necessários os fios de níquel-titânio austeníticos retangulares devem ser evitados.

Em 2006, Sakima avaliou as propriedades mecânicas de fios de níquel-titânio de quatro marcas comerciais diferentes (0,017" x 0,025") após dobras e tratamento elétrico. Os fios foram dobrados com alicates elétricos (sistema DERHT) e com alicate 139 e depois foram comparados com fios retos sem nenhum tratamento (grupo controle) e fios retos com tratamento elétrico sem dobras (grupo controle tratamento elétrico). Na tentativa de simular uma situação clínica, todos os fios foram testados a 36°C na máquina de testes FSI (Sistema Identificador de Forças). Foram testados usando-se braquetes autoligáveis tipo Damon, simulando ativações em segunda ordem de 0 mm a 2 mm. Foram analisadas as seguintes

variáveis: força e deslocamento no ponto do limite elástico, força máxima, energia total, energia dissipada, energia perdida, força e deslocamento no início e no fim do platô, inclinação e comprimento do platô. Os resultados mostraram que o tratamento elétrico afetou as propriedades mecânicas de todos os fios de maneira geral, existindo uma tendência de diminuição nos níveis de força; quando os fios receberam dobras, todos perderam os platôs de superelasticidade; se o uso de forças leves e constantes é desejável no tratamento ortodôntico, os fios termodinâmicos deveriam ser recomendados na seguinte ordem: Copper NiTi 40<sup>o</sup>, Neo Sentalloy 100 e Copper NiTi 27<sup>o</sup>.

Em 2007, Azeredo avaliou o comportamento e a força de resistência ao deslizamento, geradas pela utilização de fios superelásticos de níquel-titânio retangulares nos movimentos de rotação e translação em 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup> ordens. Foram selecionados sete fios de secção 0,019" x 0,025" de diferentes marcas comerciais e analisados em uma temperatura constante de 35°C simulando o ambiente oral. Os fios Copper NiTi 40 (Ormco) e NeoSentalloy 200g (GAC) foram os que apresentaram os menores níveis de força nos movimentos analisados. No início do platô de superelasticidade o Copper NiTi 40 gerou forças de 142cN e 120cN em 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup> ordens respectivamente no teste de translação e 40cN e 88cN em 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup> ordens nos testes de rotação. O Neosentalloy 200g gerou forças de 120cN e 129cN nos testes de translação em 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup> ordens respectivamente, e 68cN e 194cN em 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup> ordens respectivamente, nos testes de rotação. O fio FORMO-ELASTIC NiTi (Wonder Wire Corporation) apresentou os maiores índices em todos os testes. No teste de translação o fio FORMO-ELASTIC NiTi (Wonder Wire Corporation) gerou, no início do platô de superleasticidade forças de 630cN e 209cN em 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup> ordens respectivamente e no teste de rotação 383cN e 334cN em 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup> ordens,

respectivamente Os momentos máximos nos testes de rotação em 1ª e 2ª ordens foram gerados pelo fio FORMO-ELASTIC NiTi (5136cN/mm - 4269cN/mm) e os menores foram gerados pelo fio Copper NiTi 40 (2716cN/mm-2417cN/mm). Na avaliação da força liberada por cada secção do fio, o Copper NiTi 40 não apresentou diferença estatística entre a força liberada pela maior e pela menor secção nos movimentos de translação. Na rotação os fios liberaram menores níveis de força na secção de maior tamanho, exceto pelo fio FORMO-ELASTIC NiTi (Wonder Wire Corporation). Os fios Copper NiTi 40 (Ormco) e NeoSentalloy (GAC) foram os que liberaram as menores médias de força de resistência ao deslizamento e o FORMOELASTIC NiTi (Wonder Wire Corporation), as maiores nos movimentos analisados, exceto na rotação em 1ª ordem.

### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi verificar diferenças existentes nas propriedades mecânicas entre:

- a) as marcas comerciais de fios de níquel-titânio (NiTi) disponíveis no mercado brasileiro nos diâmetros 0,014" e 0,016";
- b) os diâmetros 0,014" e 0,016" da mesma marca comercial.

#### 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os testes foram realizados no Departamento de Ortodontia da Royal Dental College em Aarhus, Dinamarca. Foram utilizados cinco segmentos retos de fio de níquel-titânio (NiTi), termoativados, cortados das extremidades de arcos superiores pré-contornados de diâmetro 0,014” e 0,016” das seguintes marcas comerciais (quadro 1):

<b>CÓDIGO</b>	<b>ESPESSURA</b>	<b>FABRICANTE</b>
<b>ABZ</b>	0,014” e 0,016”	Abzil (São José do Rio Preto, SP, Brasil)
<b>GAC</b>	0,014” e 0,016”	GAC Intl. (Bohemia, NY, USA)
<b>G&amp;H</b>	0,014” e 0,016”	G&H Wire Comp. (Greenwood, IN, USA)
<b>MOR</b>	0,014” e 0,016”	Dental Morelli (Sorocaba, SP, Brasil)
<b>METRIC</b>	0,014” e 0,016”	Orthometric (Marília, SP, Brasil)
<b>ORM</b>	0,014” e 0,016”	Ormco (Orange, California, USA)
<b>TEC</b>	0,014” e 0,016”	Tecnident (São Carlos, SP, Brasil)
<b>TP</b>	0,014” e 0,016”	TP Orthodontics, Inc. (, IN, USA)
<b>3M</b>	0,014” e 0,016”	3M Unitek (St. Paul, Minnesota, USA)

Quadro 1 - Fios e os respectivos códigos utilizados no estudo. Todos os fios são termoativados.

Antes dos testes os fios foram preparados da seguinte forma: foram cortados pedaços de fio de 16 mm das partes retas dos fios pré-contornados de cada uma das nove marcas comerciais de fios níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,014" e 0,016". Todos os fios utilizados de cada especificação eram do mesmo lote de fabricação (mesma corrida). Foi realizado um teste em cada fio e cinco amostras de cada fio foram utilizadas para o teste, totalizando 90 pedaços de fios testados.

Cada segmento com 16 mm de comprimento foi avaliado pela máquina de testes de ensaios mecânicos Force System Identification (FSI), desenvolvido pelo Departamento de Ortodontia da Universidade de Aarhus, Dinamarca (figura 2). Os testes foram realizados à temperatura de 36°C, dentro de uma incubadora na tentativa de simular a temperatura da cavidade oral (Babyterm 4200, Drägerwerk AG, Lubeck, Alemanha). Para melhor controle da temperatura foi utilizado um termômetro digital na área próxima aos sensores da máquina de teste. Os fios foram mantidos na temperatura determinada, por uma hora antes do início dos testes.



Figura 2 - Máquina de Testes FSI



A máquina de testes FSI é composta por dois sensores capazes de medir as forças geradas nos três planos do espaço. Cada um destes sensores possui uma haste metálica contendo um braquete de primeiro pré-molar superior do sistema auto-ligável Damon 2, com canaleta 0,022" x 0,028" (Ormco Corp., Glendora, Califórnia, USA) soldado a ela. Desta forma, as duas hastes dos sensores poderiam ser colocadas de tal forma que os dois braquetes poderiam ser ajustados para ficarem alinhados entre si (figura 3).

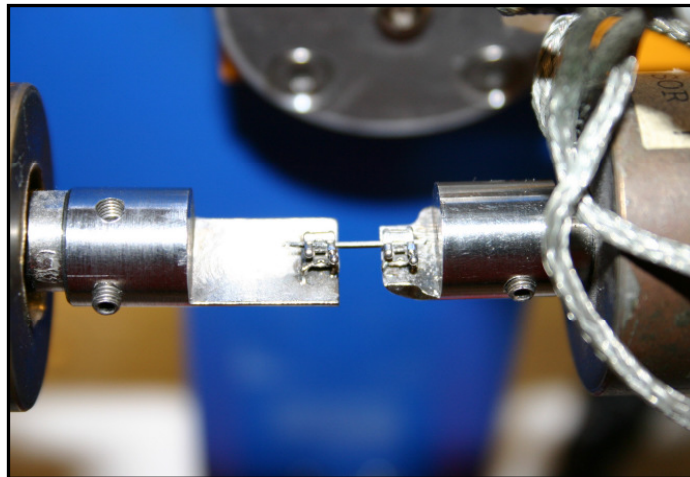


Figura 3 - Braquetes alinhados entre si.

Inicialmente, os dois braquetes estavam alinhados entre si de forma a deixar passivo o segmento de fio a ser testado. A distância inter-braquetes utilizada foi de 5 mm (figura 4).

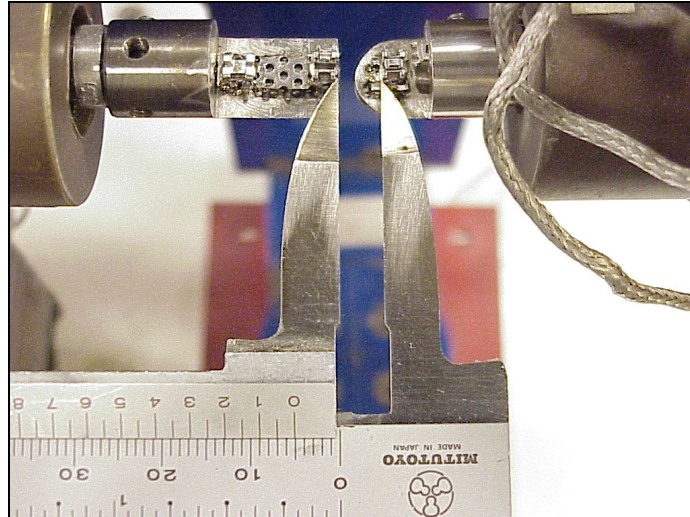


Figura 4 - Distância Inter-braquetes

Durante o teste, um dos braquetes foi mantido em posição, enquanto o outro foi movimentado para cima em intervalos de 0,2mm até gerar um degrau de 4 mm (figura 5), retornando também de 0,2 em 0,2 mm até a posição inicial. As forças geradas em cada posição foram registradas.

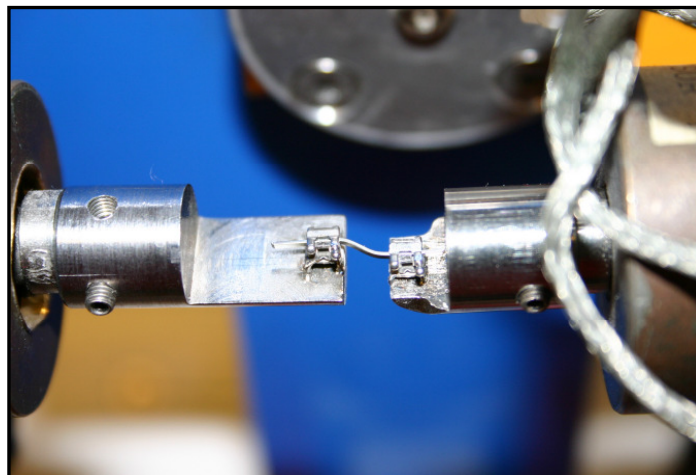


Figura 5 - Exemplo de um teste.

A curva de ativação/desativação dos fios de níquel-titânio (NiTi) é caracterizada por três fases distintas refletindo a transformação entre as fases

austenítica e martensítica. Para análise e comparação das curvas dos diferentes fios, as seguintes variáveis foram analisadas:

- a) força em cN (Início da Transformação Martensítica (ITM (cN)) e deslocamento em mm no ponto do início da transformação martensítica (ITM (mm));
- b) nível de força máxima (F.máx. (cN)), força correspondente à tensão elástica máxima no teste realizado;
- c) energia total (E.tot.) até o deslocamento máximo, (Resiliência);
- d) energia dissipada (E. diss.);
- e) energia perdida (E. perd.) (em porcentagem da energia total) após desativação;
- f) inclinação da curva no platô de desativação (Inclin.);
- g) força (cN) e deslocamento (mm) no início do platô (In. Platô);
- h) força (cN) e deslocamento (mm) no final do platô (Fim Platô);
- i) comprimento do platô de desativação em mm (Comp.).

O gráfico 1 mostra uma curva típica de força e deslocamento onde algumas das variáveis anteriormente mencionadas são indicadas.

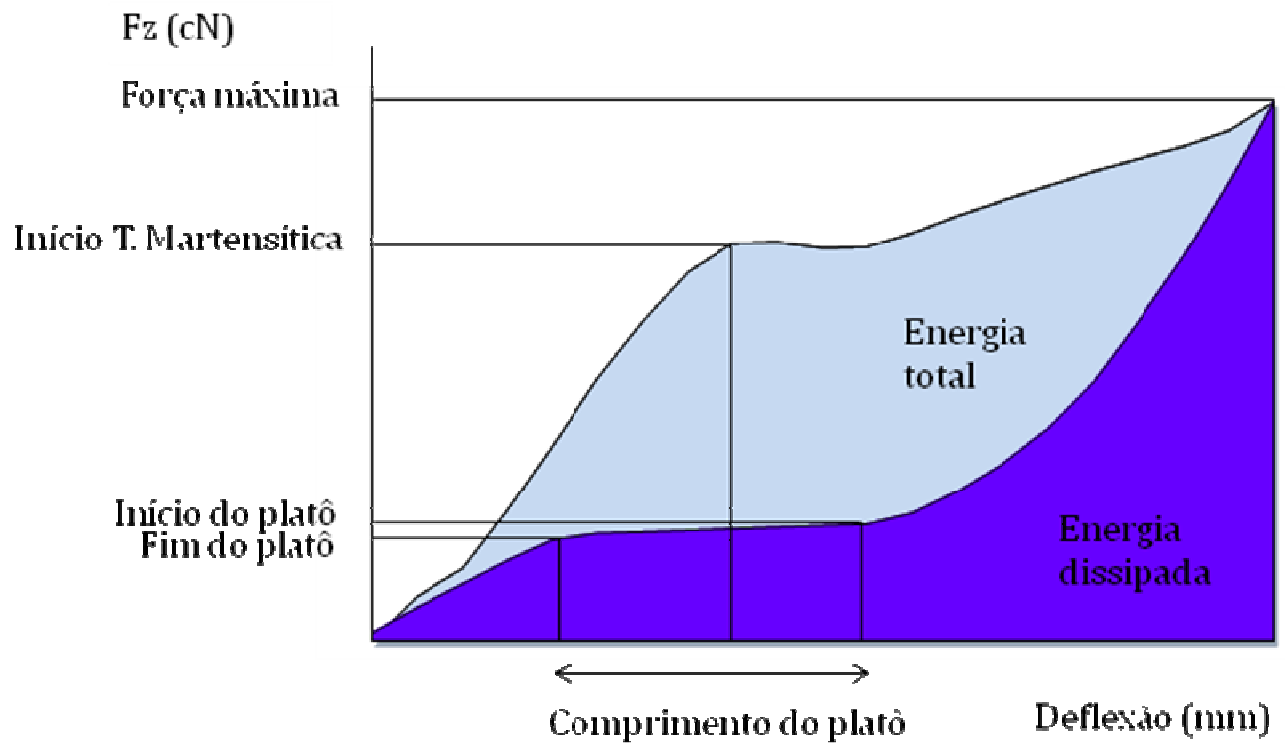


Gráfico 1 - Variáveis estudadas.

As médias e o desvio padrão foram calculados para todas as variáveis de cada teste. Para avaliar a interação entre grupo e fio foi utilizado a Análise de Variância. Sempre que significativo o Teste de Comparações Múltiplas de Tukey foi utilizado como complemento. O nível de significância adotado foi de 5% e as análises foram realizadas no software SAS versão 8.0

## 5 RESULTADOS

As tabelas apresentadas a seguir representam o comportamento médio dos testes realizados nas cinco amostras de cada marca comercial.

Tabela 1 - Média e desvio padrão da ativação em milímetros (mm) do ponto de início da transformação martensítica induzida por estresse.

Grupo	Diâmetro			
	0,014"		0,016"	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	2,76 <sup>Aba</sup>	0,09	2,72 <sup>Aa</sup>	0,11
ABZ	2,48 <sup>Ca</sup>	0,11	2,40 <sup>Ca</sup>	0,00
GAC	2,80 <sup>Aa</sup>	0,14	2,52 <sup>BCb</sup>	0,11
GH	2,52 <sup>Ca</sup>	0,11	2,40 <sup>Ca</sup>	0,00
METRIC	2,64 <sup>ABCa</sup>	0,09	2,36 <sup>Cb</sup>	0,09
MOR	2,64 <sup>ABCa</sup>	0,09	2,60 <sup>ABa</sup>	0,00
OR	2,60 <sup>BCa</sup>	0,00	2,36 <sup>Cb</sup>	0,09
TEC	2,60 <sup>BCa</sup>	0,00	2,48 <sup>BCa</sup>	0,11
TP	2,72 <sup>Aba</sup>	0,11	2,60 <sup>ABa</sup>	0,00

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

Observa-se na tabela 1 que no início da transformação martensítica induzida por estresse no grupo de fios de diâmetro 0,014" foram formados três grupos estatisticamente diferentes. Os fios que utilizam as propriedades

superelásticas com menor quantidade de ativação são os ABZ e GH, seguido pelos fios OR e TEC, METRIC, MOR, TP, 3M e por último com a maior quantidade de ativação o fio GAC. Apesar de haver três grupos estatisticamente diferentes, a diferença entre o fio que utilizou as propriedades superelásticas com a menor e maior quantidade de ativação, ABZ e GAC respectivamente, foi de apenas 0,32mm.

No grupo de fios de diâmetro 0,016”, os que apresentaram menor quantidade de ativação foram METRIC e OR, seguidos por GH e ABZ, TEC, GAC, MOR e TP, e por último com a maior quantidade de ativação, o fio 3M. Como no grupo de fios de diâmetro 0,014”, o grupo de fios 0,016” também apresentou três grupos estatisticamente diferentes. A diferença entre o fio com menor quantidade de ativação (METRIC e OR) e o com maior quantidade de ativação (3M) foi de apenas 0,36mm.

Comparando o grupo de fios de diâmetro 0,014” com o grupo de diâmetro 0,016” da mesma marca comercial, pode-se observar que as médias foram muito próximas umas das outras. Os fios GAC, METRIC e ORMCO apresentaram resultados muito próximos, mas houve diferença estatística.

Tabela 2 - Média e desvio padrão da ativação em cN do ponto de início da transformação martensítica induzida por estresse.

Grupo	Diâmetro			
	0,014"		0,016"	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	101,80 <sup>Cb</sup>	7,12	192,20 <sup>BCa</sup>	15,32
ABZ	118,00 <sup>BCb</sup>	6,36	192,00 <sup>BCa</sup>	4,24
GAC	131,20 <sup>ABb</sup>	6,14	196,00 <sup>ABa</sup>	4,64
GH	114,60 <sup>Cb</sup>	5,55	192,40 <sup>BCa</sup>	5,27
METRIC	117,40 <sup>BCb</sup>	3,21	179,40 <sup>Ca</sup>	4,22
MOR	110,20 <sup>Cb</sup>	6,83	205,00 <sup>ABa</sup>	12,53
OR	122,80 <sup>ABCb</sup>	2,28	200,80 <sup>ABa</sup>	8,98
TEC	136,00 <sup>Ab</sup>	2,00	209,00 <sup>Aa</sup>	3,54
TP	117,20 <sup>BCb</sup>	8,07	209,80 <sup>Aa</sup>	5,40

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

Na tabela 2, no grupo de fios de diâmetro 0,014", os que obtiveram os menores valores, em relação ao nível de força, em ordem crescente foram: 3M, MOR, GH, TP, METRIC, ABZ, OR, GAC e por último e, conseqüentemente com maior valor esta o fio TEC. Foram formados três grupos estatisticamente diferentes, porém a diferença de nível de força entre o fio com menor valor (3M) e o com maior (TEC) foi de 34,2 cN.

No grupo de fios de diâmetro 0,016" o fio METRIC apresentou o menor resultado, seguido respectivamente pelos fios ABZ, 3M, GH, GAC, OR, MOR, TEC e TP. Neste grupo também foram formados três grupos estatisticamente diferentes. A

diferença entre o fio de menor resultado (METRIC) e o de maior resultado (TP) foi de 30,4cN (tabela 2).

Comparando o grupo de fios 0,014” com o 0,016” percebe-se uma grande diferença nos níveis de força em todos os fios estudados (tabela 2).

Tabela 3 - Média e desvio padrão da Força Máxima medida em cN.

Grupo	Diâmetro			
	0,014”		0,016”	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	131,52 ABCb	2,94	231,59 Aa	11,24
ABZ	125,03 BCb	3,05	201,13 Da	5,94
GAC	145,98 Ab	3,35	208,73 Ca	4,96
GH	123,30 BCb	6,96	199,84 Da	3,01
METRIC	119,71 Cb	4,13	184,82 Ea	4,76
MOR	119,03 Cb	8,63	210,87 BCDA	14,78
OR	128,20 BCb	1,66	221,90 ABCa	10,70
TEC	136,02 ABb	2,07	217,33 ABCa	4,44
TP	132,03 ABCb	10,00	226,38 ABa	4,82

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

Quando a força máxima gerada pelo teste é avaliada, verificam-se três níveis estatisticamente diferentes no grupo de fios de níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,014”, sendo o fio da GAC o que apresentou o maior nível, seguido pelos fios TEC, TP, 3M, OR, ABZ, GH, METRIC e MOR respectivamente (tabela 3).



Observando a tabela 3, no grupo de diâmetro 0,016”, observam-se cinco níveis estatisticamente diferentes. O fio com maior nível foi o 3M seguido pelos fios TP, OR, TEC, MOR, GAC, GH, ABZ e METRIC.

É importante ressaltar que essa não é a força máxima que o fio libera, mas sim a força máxima liberada neste teste.

Comparando o grupo de fios de diâmetro 0,014” com o de 0,016” observa-se uma diferença significativa do nível de força máxima atingida em todos os fios estudados. Por exemplo, entre o fio 3M de diâmetro 0,014” e o fio da mesma marca, porém de diâmetro 0,016” a diferença foi de 100,07cN (tabela 3).

Os gráficos 2 e 3 representam as curvas de ativação dos fios de diâmetros 0,014” e 0,016” respectivamente.

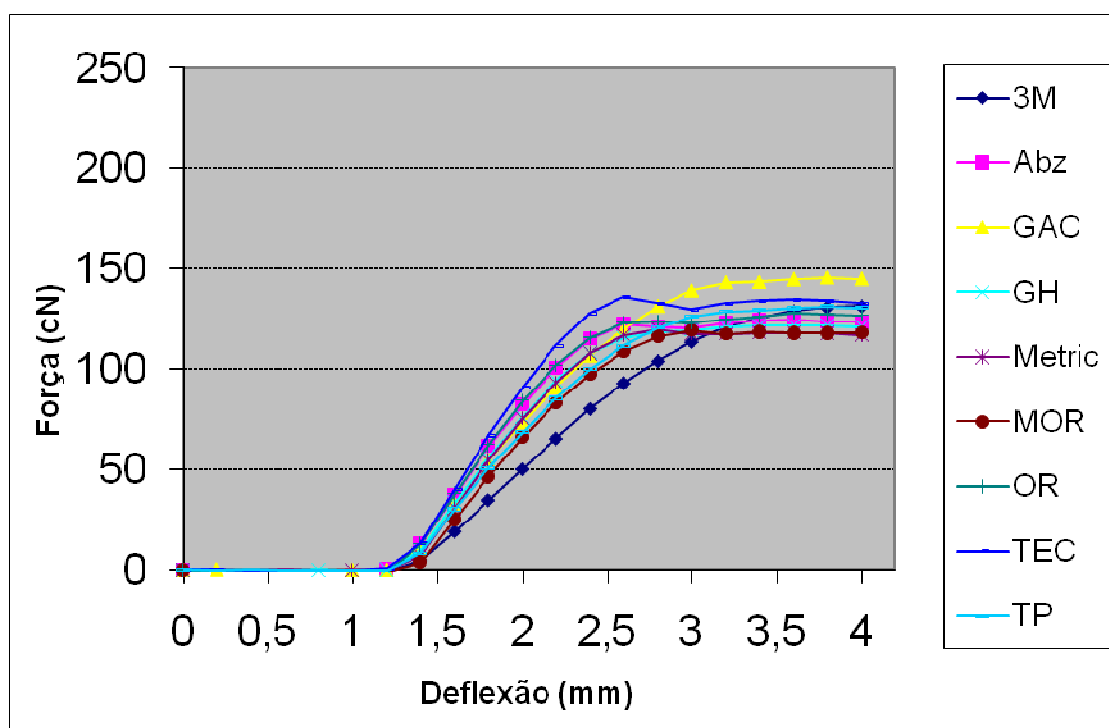


Gráfico 2 - Curvas de ativação dos fios 0,014”.

O gráfico 2 permite observar que os fios começam a ser ativados somente a partir de 1,2 mm de deflexão. A análise das curvas de ativação mostra um bom desempenho dos fios ABZ e METRIC, com o início da transformação martensítica ocorrendo relativamente antes dos demais e com níveis de força baixos e com a força máxima em um nível intermediário entre os fios testados. O fio 3M é o que apresenta curva sem o início da transformação martensítica bem definido, o que representa a utilização da superelasticidade.

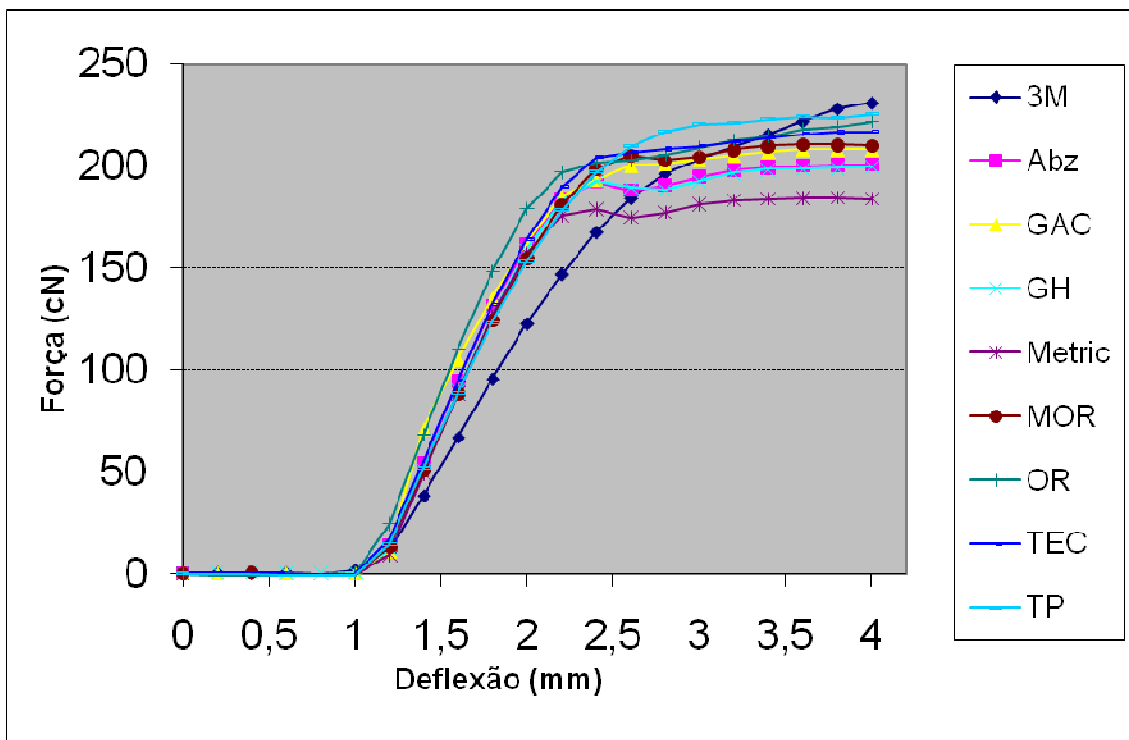


Gráfico 3 - Curvas de ativação dos fios 0,016".

O gráfico 2 mostra as curvas de ativação dos fios de diâmetro 0,016" testados. Observa-se que a ativação começa antes dos fios 0,014", ou seja, com 1 mm de deflexão inicia-se a liberação de forças. O fio GAC é o que apresentou o melhor desempenho quando se analisa as curvas de ativação dos diferentes fios.

Novamente o fio 3M é o que não mostrou, neste estudo, o platô de ativação característico de superelasticidade neste ensaio mecânico.

Pode-se observar pela comparação entre os gráficos 2 e 3 que os fios de diferentes diâmetros não apresentaram o mesmo desempenho. Por exemplo, o fio GAC apresentou melhores resultados no diâmetro 0,016” do que no 0,014”. Também fica claro a diferença entre os níveis de força apresentados entre os dois diâmetros dos fios.

Tabela 4 - Média e desvio padrão do Início do Platô de desativação medido em milímetros (mm).

Grupo	Diâmetro			
	0,014”		0,016”	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	3,80	0,00	3,64	0,22
ABZ	3,80	0,00	3,80	0,00
GAC	3,80	0,00	3,76	0,09
GH	3,80	0,00	3,80	0,00
METRIC	3,80	0,00	3,80	0,00
MOR	3,76	0,09	3,80	0,00
OR	3,80	0,00	3,80	0,00
TEC	3,80	0,00	3,76	0,09
TP	3,80	0,00	3,80	0,00

Comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%.

A tabela 4 ilustra o início do platô de desativação. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as diferentes marcas comerciais e entre os diferentes calibres dos fios.

Tabela 5 - Média e desvio padrão do Início do Platô de desativação medido em cN.

Grupo	Diâmetro			
	0,014"		0,016"	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	82,60 <sup>ABb</sup>	4,72	112,40 <sup>Da</sup>	15,68
ABZ	86,40 <sup>ABb</sup>	3,65	129,00 <sup>ABCa</sup>	2,55
GAC	96,20 <sup>Ab</sup>	2,68	135,20 <sup>ABa</sup>	4,09
GH	82,20 <sup>Bb</sup>	5,63	126,40 <sup>BCa</sup>	5,50
METRIC	84,80 <sup>ABb</sup>	2,28	119,80 <sup>CDa</sup>	2,28
MOR	87,00 <sup>ABb</sup>	7,91	140,60 <sup>Aa</sup>	9,24
OR	83,40 <sup>ABb</sup>	2,61	132,80 <sup>ABCa</sup>	6,76
TEC	94,60 <sup>ABb</sup>	3,36	138,20 <sup>ABa</sup>	5,50
TP	90,00 <sup>ABb</sup>	3,74	135,80 <sup>ABa</sup>	2,59

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

No grupo 0,014" o fio GH apresentou o menor valor no início do platô de desativação seguido por 3M, OR, METRIC, ABZ, MOR, TP, TEC, GAC, conforme ilustrado na tabela 5. Formaram-se 3 grupos estatisticamente diferentes.

No grupo 0,016" o menor valor apresentado foi o do fio 3M, seguido por METRIC, GH, ABZ, OR, GAC, TP, TEC e MOR. Foram formados 6 grupos estatisticamente diferentes (tabela 5).

Todos os fios de diâmetro 0,016" estudados apresentaram valores de força mais altos do que os de diâmetro 0,014".

Tabela 6 - Média e desvio padrão do Fim do Platô

Grupo	Diâmetro			
	0,014"		0,016"	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	68,60 <sup>Cb</sup>	3,44	101,80 <sup>Ca</sup>	12,07
ABZ	73,00 <sup>BCb</sup>	3,00	108,20 <sup>Ca</sup>	1,10
GAC	89,40 <sup>Ab</sup>	2,30	123,00 <sup>ABa</sup>	1,41
GH	72,20 <sup>BCb</sup>	6,94	111,60 <sup>BCa</sup>	5,46
METRIC	79,20 <sup>ABCb</sup>	3,11	104,80 <sup>Ca</sup>	2,77
MOR	80,40 <sup>ABCb</sup>	7,89	128,60 <sup>Aa</sup>	9,74
OR	79,20 <sup>ABCb</sup>	1,10	117,40 <sup>ABa</sup>	2,88
TEC	82,20 <sup>ABb</sup>	4,66	126,60 <sup>Aa</sup>	4,77
TP	80,20 <sup>ABCb</sup>	2,95	123,20 <sup>ABa</sup>	5,89

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

No final do platô, o grupo de fios 0,014" apresentou os seguintes resultados: o fio que liberou as menores forças foi o 3M, seguido por GH, ABZ, METRIC e OR, TP, MOR, TEC e por último o GAC (tabela 6).

No grupo de diâmetro 0,016" o fio que liberou as menores forças foi também o da marca comercial 3M, seguido por METRIC, ABZ, GH, OR, GAC, TP, TEC e MOR (tabela 6).

Todos os fios de diâmetro 0,014" responderam com forças menores no teste realizado do que os fios de diâmetro 0,016".

Tabela 7 - Média e desvio padrão do Comprimento do Platô medido em milímetros (mm).

Grupo	Diâmetro			
	0,014"		0,016"	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	1,20 <sup>B</sup>	0,00	1,40 <sup>B</sup>	0,24
ABZ	1,48 <sup>AB</sup>	0,18	1,96 <sup>A</sup>	0,09
GAC	1,36 <sup>AB</sup>	0,09	1,76 <sup>A</sup>	0,09
GH	1,52 <sup>A</sup>	0,23	1,80 <sup>A</sup>	0,00
METRIC	1,44 <sup>AB</sup>	0,09	1,92 <sup>A</sup>	0,18
MOR	1,36 <sup>AB</sup>	0,09	1,80 <sup>A</sup>	0,00
OR	1,60 <sup>A</sup>	0,00	1,92 <sup>A</sup>	0,18
TEC	1,56 <sup>A</sup>	0,17	1,68 <sup>AB</sup>	0,11
TP	1,36 <sup>AB</sup>	0,09	1,76 <sup>A</sup>	0,09

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

Na tabela 7, entre os fios de diâmetro 0,014", foi o fio OR quem apresentou o maior comprimento do platô, seguido por TEC, GH, ABZ, METRIC, com os mesmos valores GAC, MOR e TP, e o que apresentou o menor comprimento foi o fio 3M.

No grupo de diâmetro 0,016", o maior comprimento foi apresentado pelo fio ABZ seguido por METRIC e OR, GH e MOR, GAC, TP, TEC e o menor comprimento foi o do fio 3M.

Tabela 8 - Média e desvio padrão da Inclinação do Platô medido em g/mm.

Grupo	Diâmetro			
	14		16	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	11,67 <sup>Aa</sup>	2,04	7,38 <sup>Aa</sup>	2,74
ABZ	9,13 <sup>Aba</sup>	2,24	10,61 <sup>Aa</sup>	1,19
GAC	4,95 <sup>BCDa</sup>	2,75	6,89 <sup>Aa</sup>	1,74
GH	6,58 <sup>BCDa</sup>	0,91	8,22 <sup>Aa</sup>	2,95
METRIC	3,84 <sup>CDa</sup>	1,27	7,93 <sup>Aa</sup>	1,69
MOR	4,83 <sup>BCDa</sup>	0,95	6,67 <sup>Aa</sup>	1,57
OR	2,63 <sup>Db</sup>	1,35	8,08 <sup>Aa</sup>	2,95
TEC	7,96 <sup>ABCa</sup>	1,82	6,92 <sup>Aa</sup>	0,81
TP	7,21 <sup>BCa</sup>	0,89	7,11 <sup>Aa</sup>	2,47

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

Considerando a tabela 8, no grupo de diâmetro 0,014” foi o fio OR que apresentou a menor inclinação do platô seguido por METRIC, MOR, GAC, GH, TP, TEC, ABZ e a maior foi a do fio 3M.

Para o grupo de fios 0,016” o menor resultado foi obtido pelo fio MOR, seguido por GAC, TEC, TP, 3M, METRIC, OR, GH e o maior resultado foi o do fio ABZ.

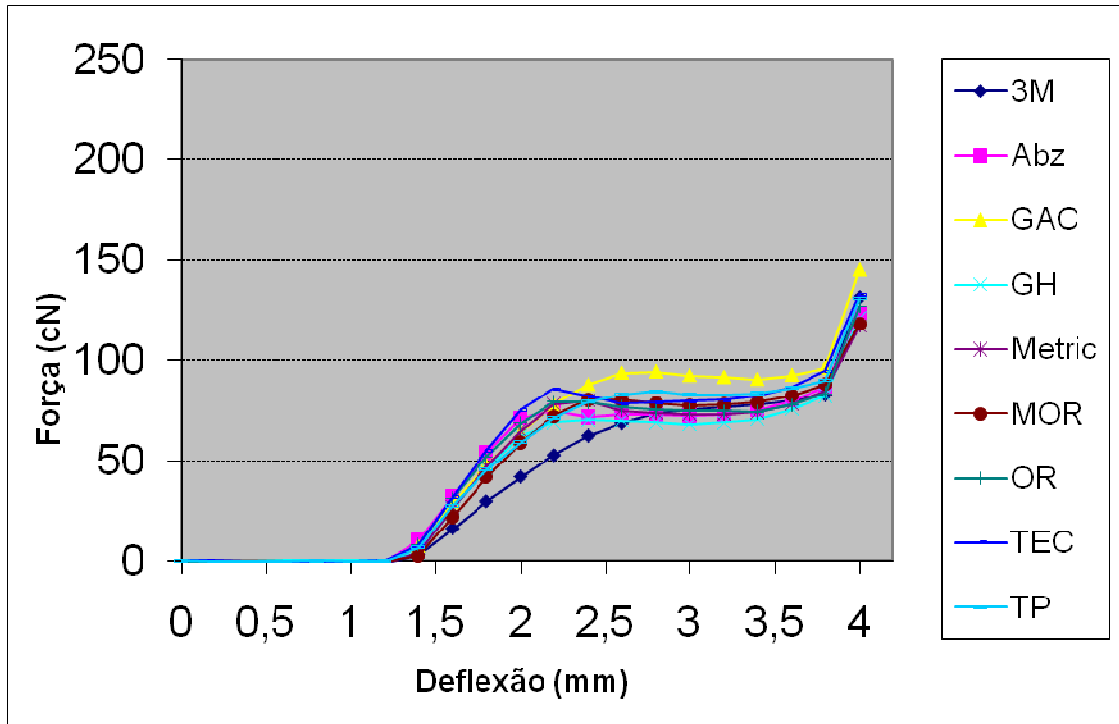


Gráfico 4 - curvas de desativação dos fios 0,014".

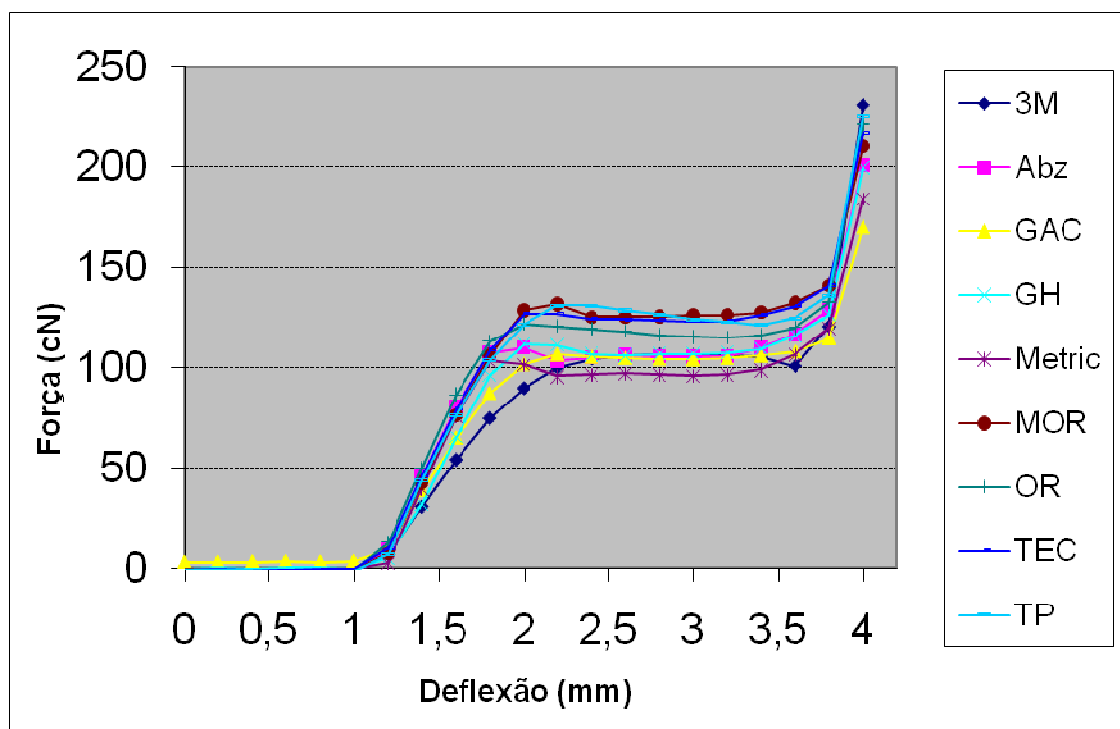


Gráfico 5 - curvas de desativação dos fios 0,016".



Os gráficos 3 e 4 ilustram as curvas de desativação dos fios testados. A observação das formas das curvas das diferentes marcas comerciais mostra que de uma maneira geral todos os fios apresentaram um platô de desativação com forças bem constantes, com exceção do fio 3M de diâmetro 0,014". O comportamento dos fios foi diferente quando as duas espessuras foram comparadas, sendo que os fios 0,016" apresentaram forças mais altas que os 0,014". A única exceção foi o fio GAC que apresentou platôs de desativação muito parecidos em ambos diâmetros.

Tabela 9 - Média e desvio padrão do percentual da Energia Perdida (%).

Grupo	Diâmetro			
	0,014"		0,016"	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	29,28 <sup>ABb</sup>	2,23	40,47 <sup>Aa</sup>	3,46
ABZ	32,27 <sup>Aa</sup>	2,08	37,54 <sup>ABa</sup>	2,61
GAC	26,48 <sup>Ba</sup>	1,17	31,02 <sup>Ca</sup>	1,56
GH	34,16 <sup>Aa</sup>	3,93	38,17 <sup>ABa</sup>	1,76
METRIC	29,07 <sup>ABb</sup>	0,66	38,64 <sup>ABa</sup>	0,94
MOR	24,89 <sup>Bb</sup>	1,40	31,52 <sup>Ca</sup>	1,80
OR	32,22 <sup>Ab</sup>	1,73	37,84 <sup>ABa</sup>	3,15
TEC	32,35 <sup>Aa</sup>	1,98	33,87 <sup>BCa</sup>	2,46
TP	26,16 <sup>Bb</sup>	3,42	34,65 <sup>BCa</sup>	2,19

A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

A perda de energia significa a diferença entre as curvas de ativação e desativação dos fios de níquel-titânio (histerese). Entre os fios níquel-titânio de diâmetro 0,014" o fio que perdeu mais energia foi o GH, seguido por TEC, ABZ, OR, 3M, METRIC, GAC, TP e o que menos perdeu energia foi o fio MOR, como mostra a tabela 9. Para os fios níquel-titânio de diâmetro 0,016", o fio que mais perdeu energia foi o fio 3M, seguido respectivamente por METRIC, GH, OR, ABZ, TP, TEC, MOR e o que menos perdeu energia foi o fio da GAC.

Comparando os fios 0,014" e 0,016", somente os fios 3M, METRIC, MOR, OR e TP apresentaram diferença estatística.

Esta diferença entre as curvas de ativação e de desativação também pode ser observada nos gráficos 5 e 6. Os fios 0,016" apresentaram maior perda de energia que os 0,014".

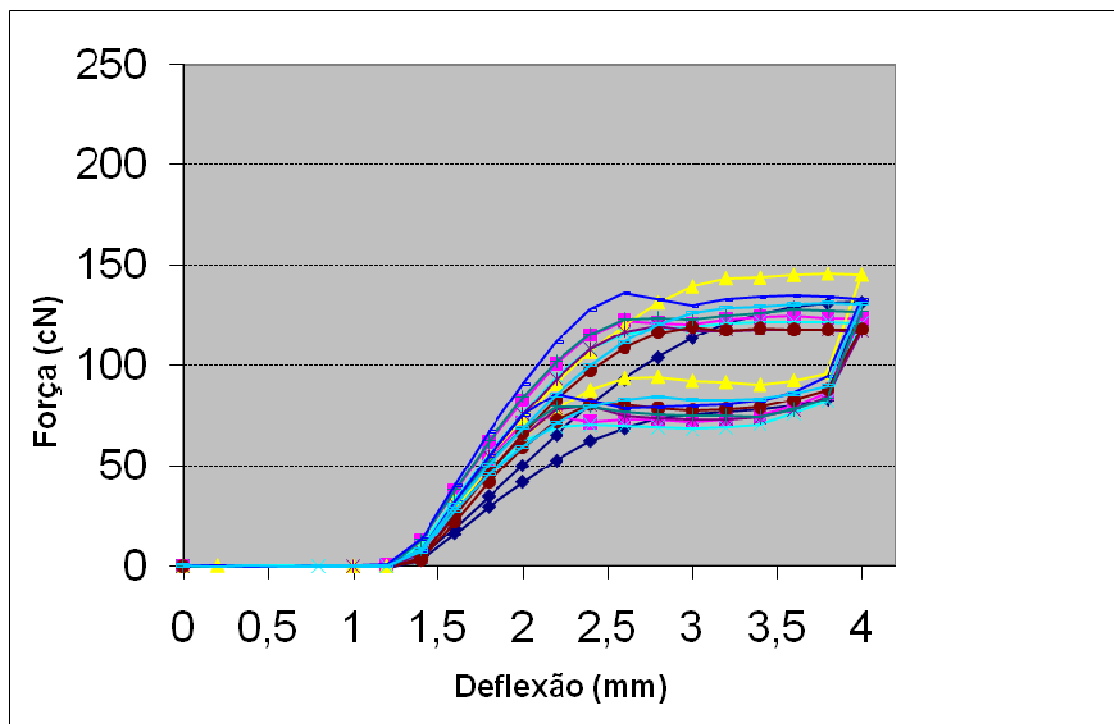


Gráfico 6 - curvas de ativação e desativação dos fios 0,014".

O gráfico 5 mostra as curvas médias de ativação e desativação de cada um dos fios testados de diâmetro 0,014". Pode-se verificar que, as curvas geradas são semelhantes. O fio GAC foi o que apresentou níveis de força mais altos e o 3M foi o que apresentou platôs de ativação e desativação menos definidos.

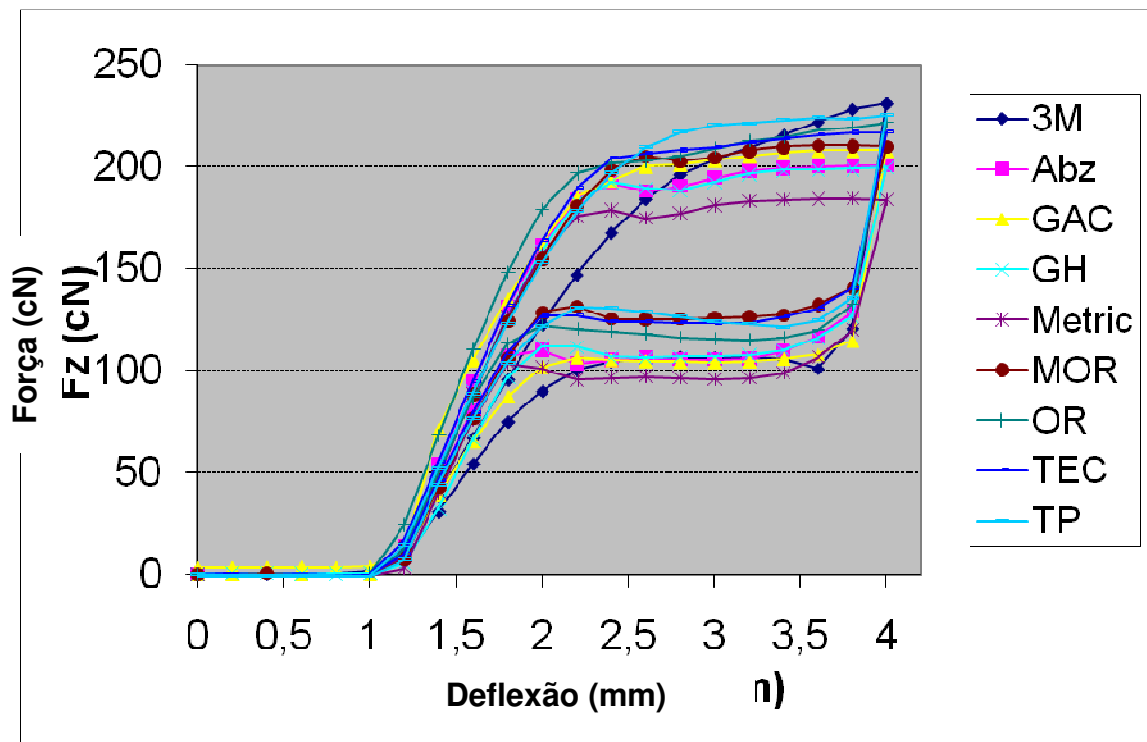


Gráfico 7 - curvas de ativação e desativação dos fios 0,016".

O gráfico 6 mostra as curvas médias de ativação e desativação de cada um dos fios testados de diâmetro 0,016". Quando comparadas às curvas do gráfico 5, uma maior diversidade pode ser observada. Os níveis de força foram maiores nos fios 0,016" que nos 0,014".

Os gráficos 7 a 24 permitem melhor visualização das diferenças existentes nas propriedades mecânicas entre as marcas comerciais de fios de

níquel-titânio (NiTi) nos diâmetros 0,014" e 0,016" estudadas e entre os diâmetros 0,014" e 0,016" da mesma marca comercial.

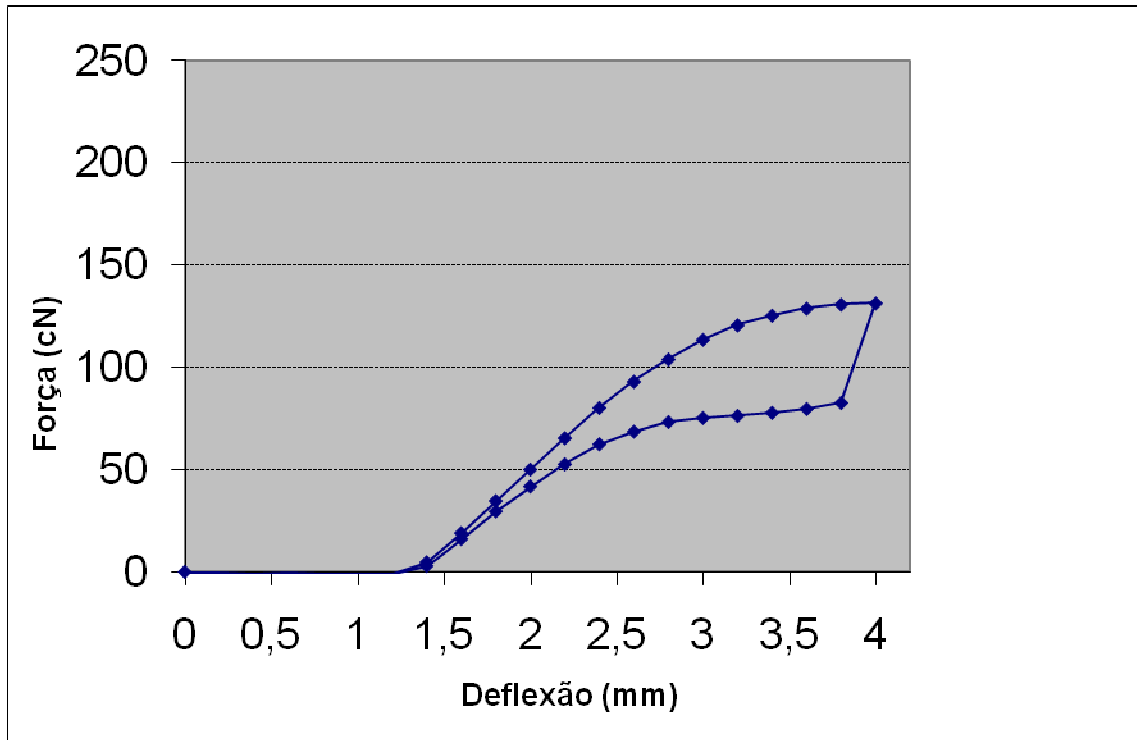


Gráfico 8 - Curva de ativação e desativação do fio 3M Unitek (3M) de diâmetro 0,014".

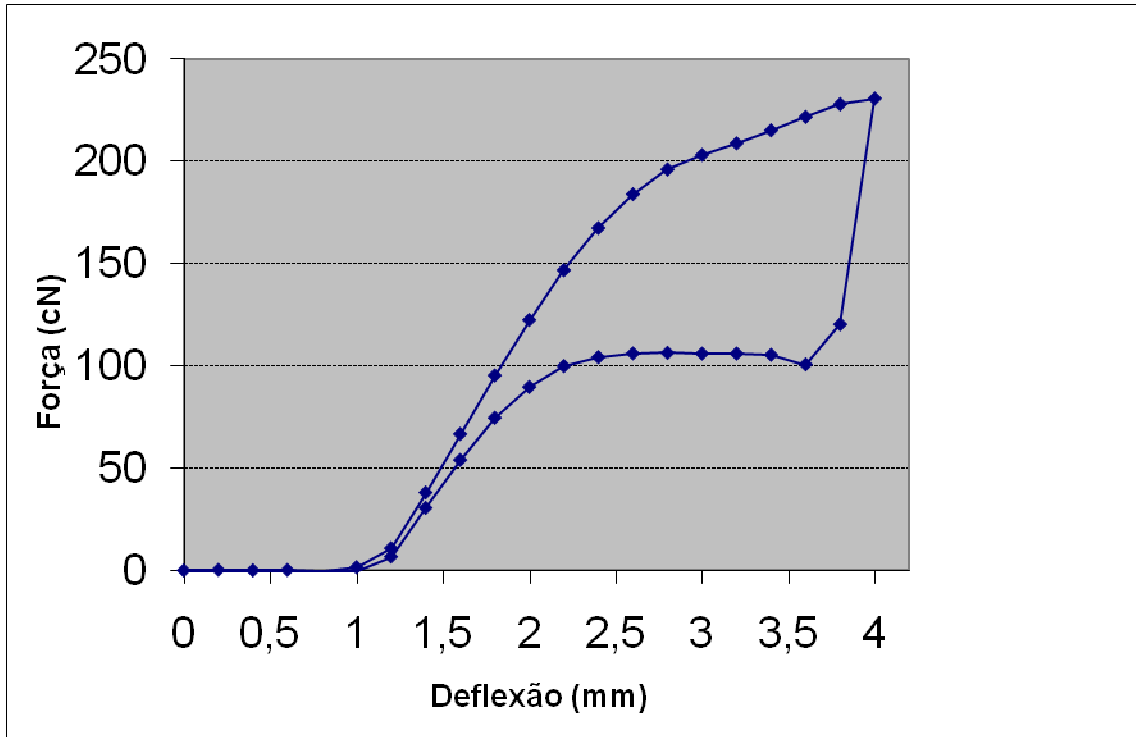


Gráfico 9 - Curva de ativação e desativação do fio 3M Unitek (3M) de diâmetro 0,016".

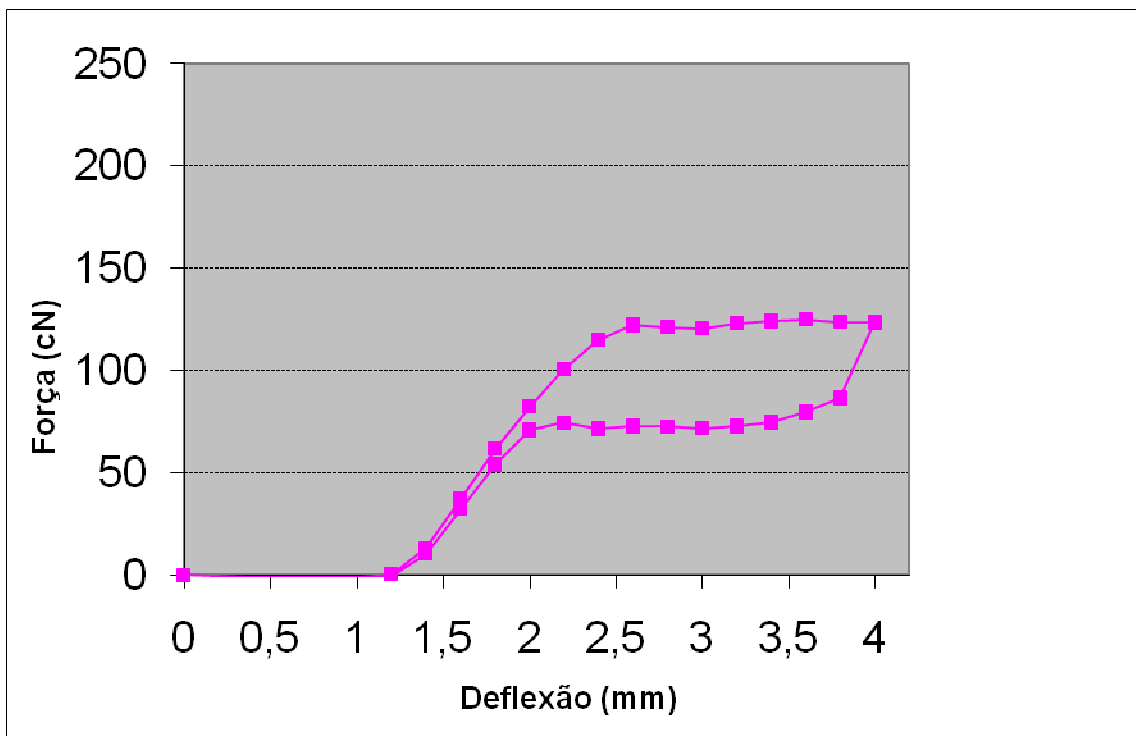


Gráfico 10 - Curva de ativação e desativação do fio Abzil (ABZ) de diâmetro 0,014".

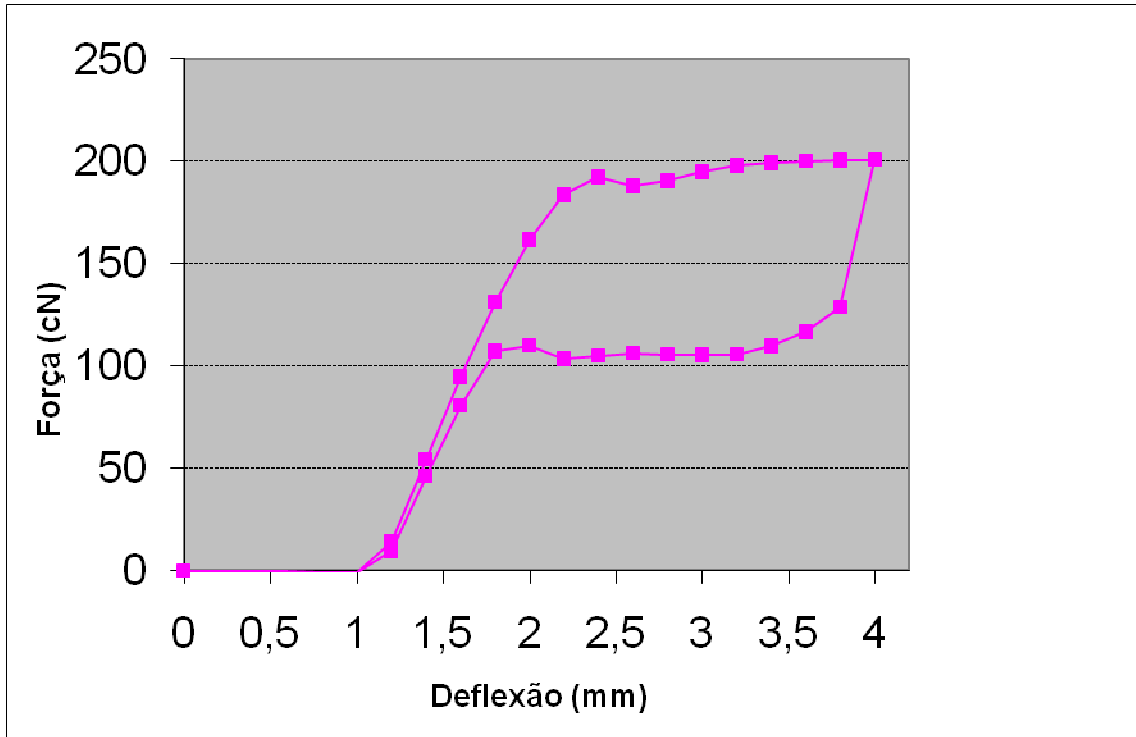


Gráfico 11 - Curva de ativação e desativação do fio 3M Unitek (3M) de diâmetro 0,016".

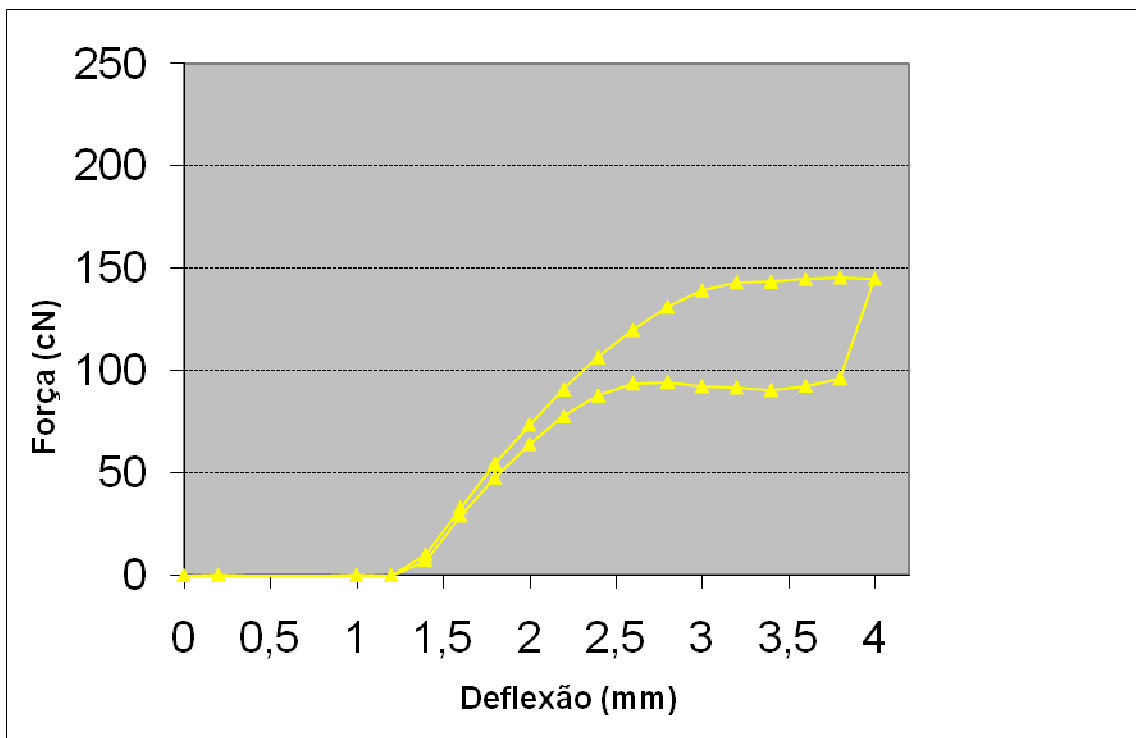


Gráfico 12 - Curva de ativação e desativação do fio GAC (GAC) de diâmetro 0,014".

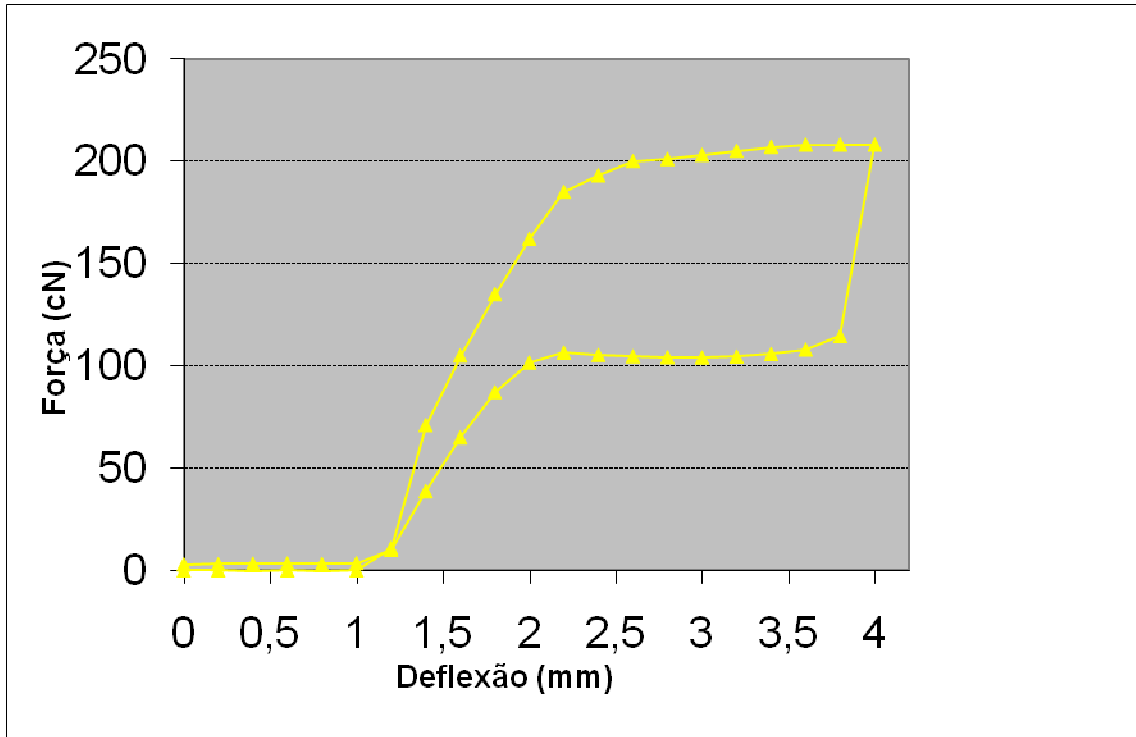


Gráfico 13 - Curva de ativação e desativação do fio GAC (GAC) de diâmetro 0,016".

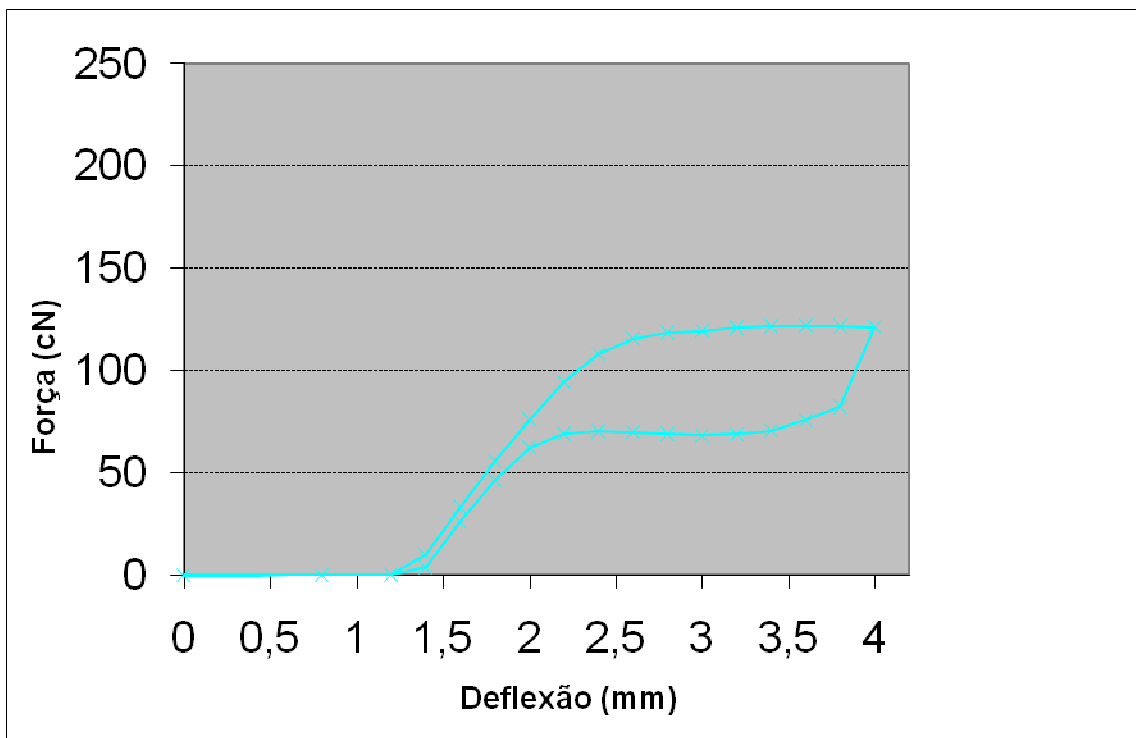


Gráfico 14 - Curva de ativação e desativação do fio G&H (GH) de diâmetro 0,014".

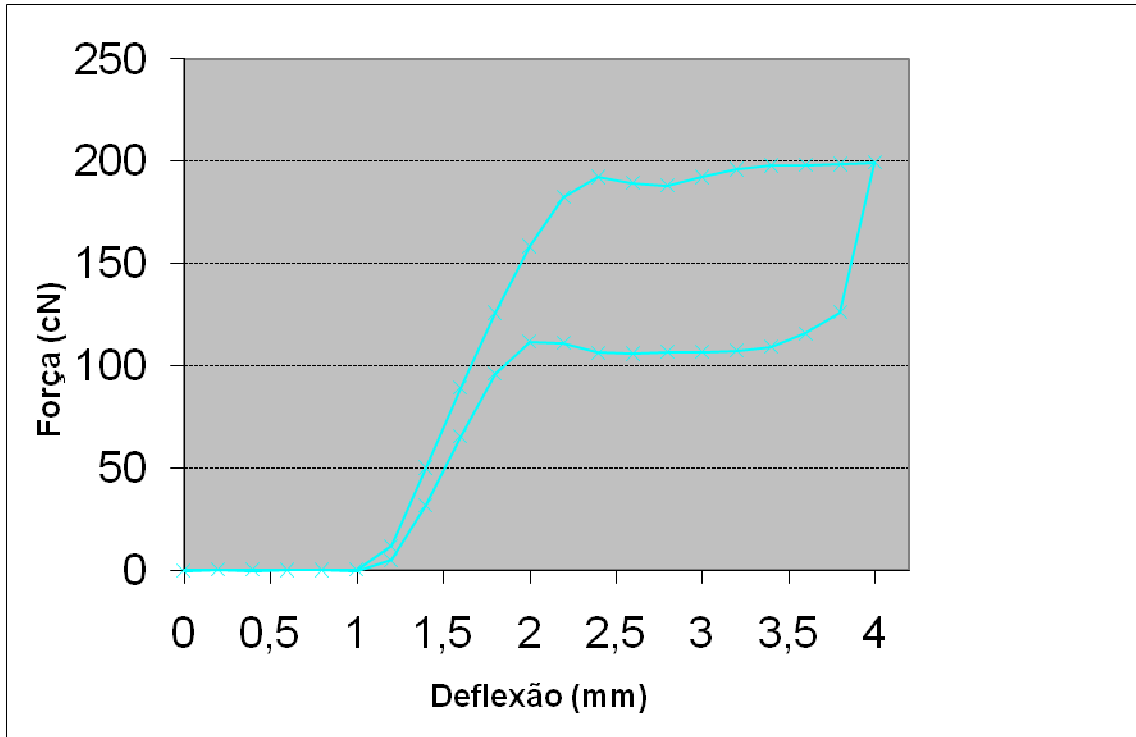


Gráfico 15 - Curva de ativação e desativação do fio G&H (GH) de diâmetro 0,016".

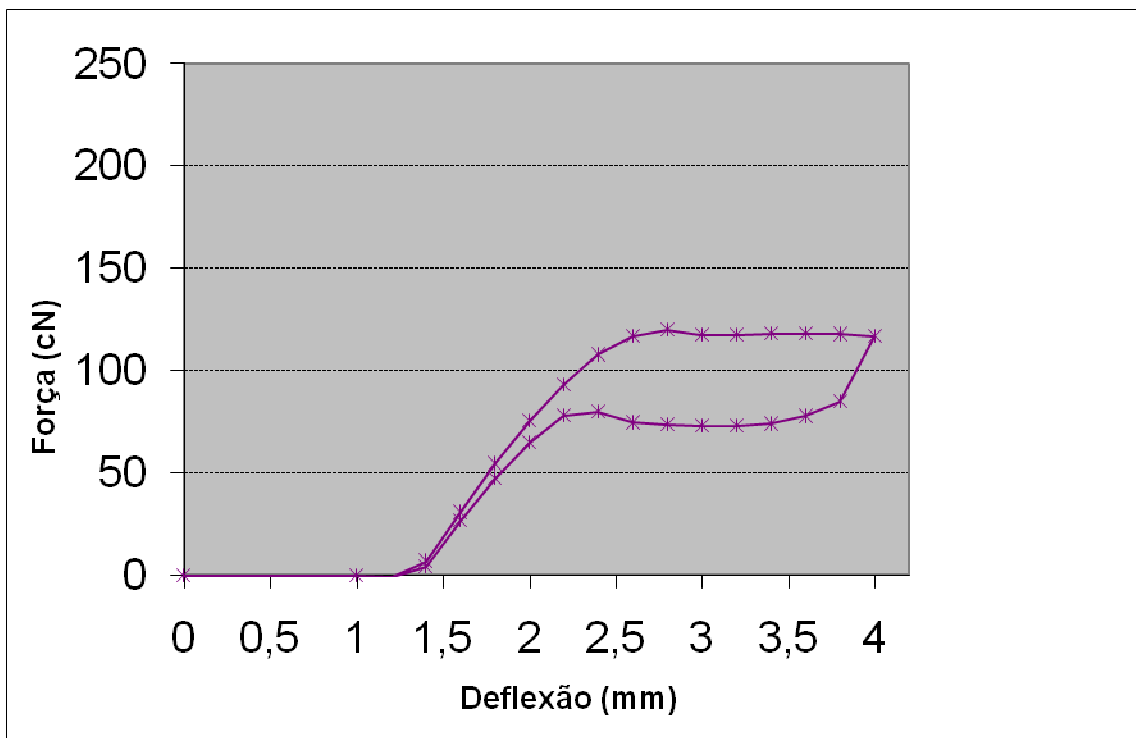


Gráfico 16 - Curva de ativação e desativação do fio Orthometric (METRIC) de diâmetro 0,014".



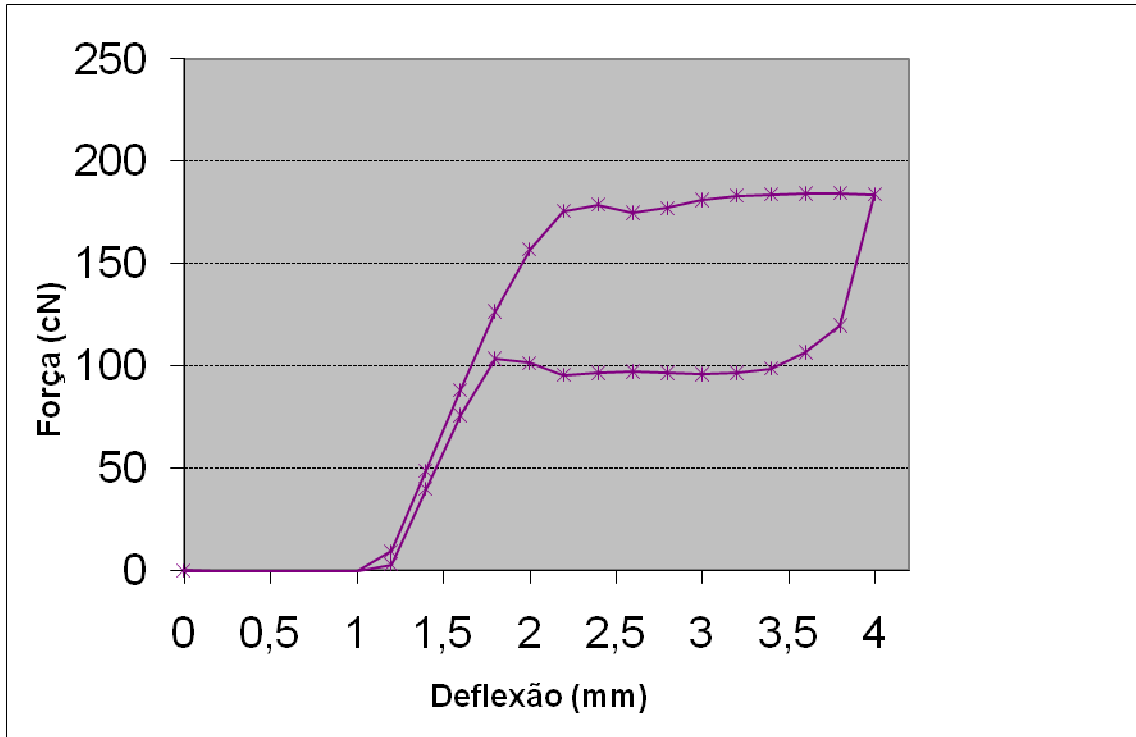


Gráfico 17 - Curva de ativação e desativação do fio Orthometric (METRIC) de diâmetro 0,016".

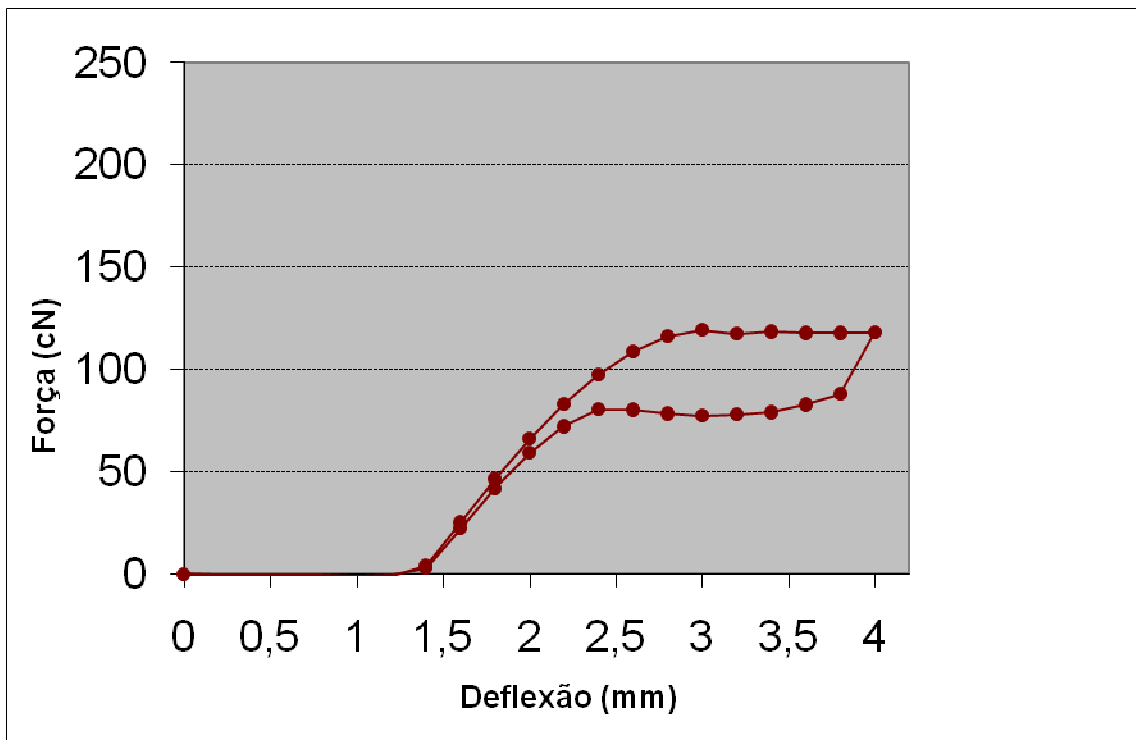


Gráfico 18 - Curva de ativação e desativação do fio Morelli (MOR) de diâmetro 0,014".

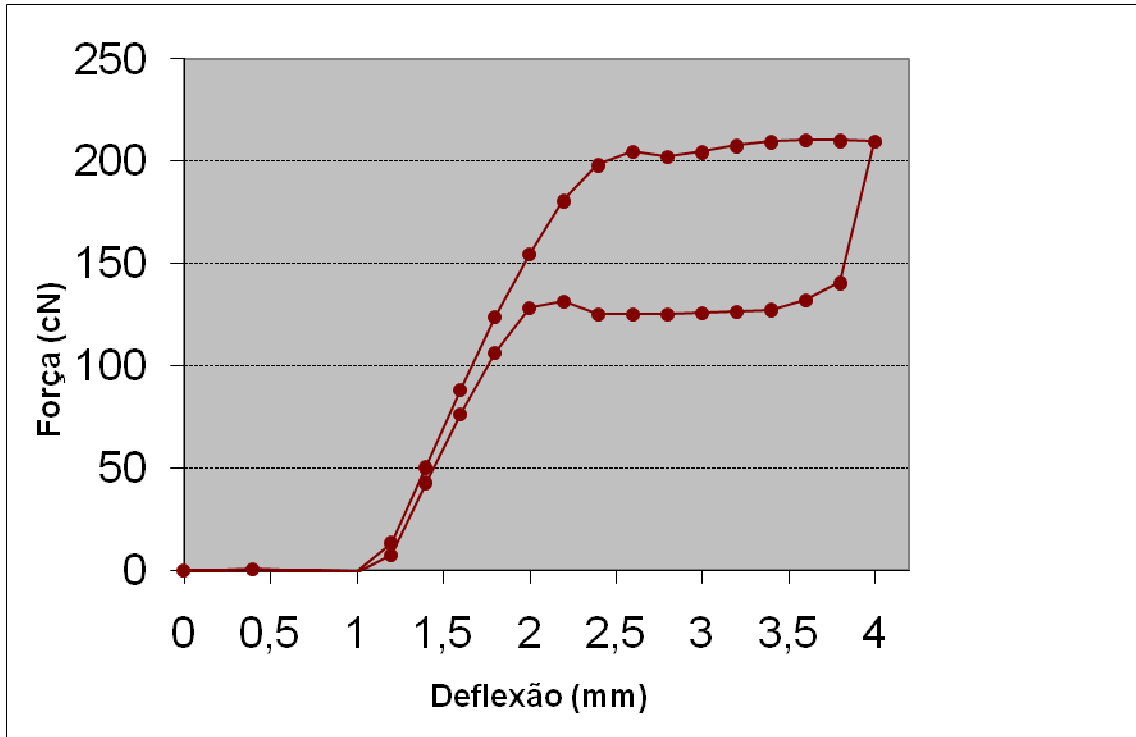


Gráfico 19 - Curva de ativação e desativação do fio Morelli (MOR) de diâmetro 0,016".

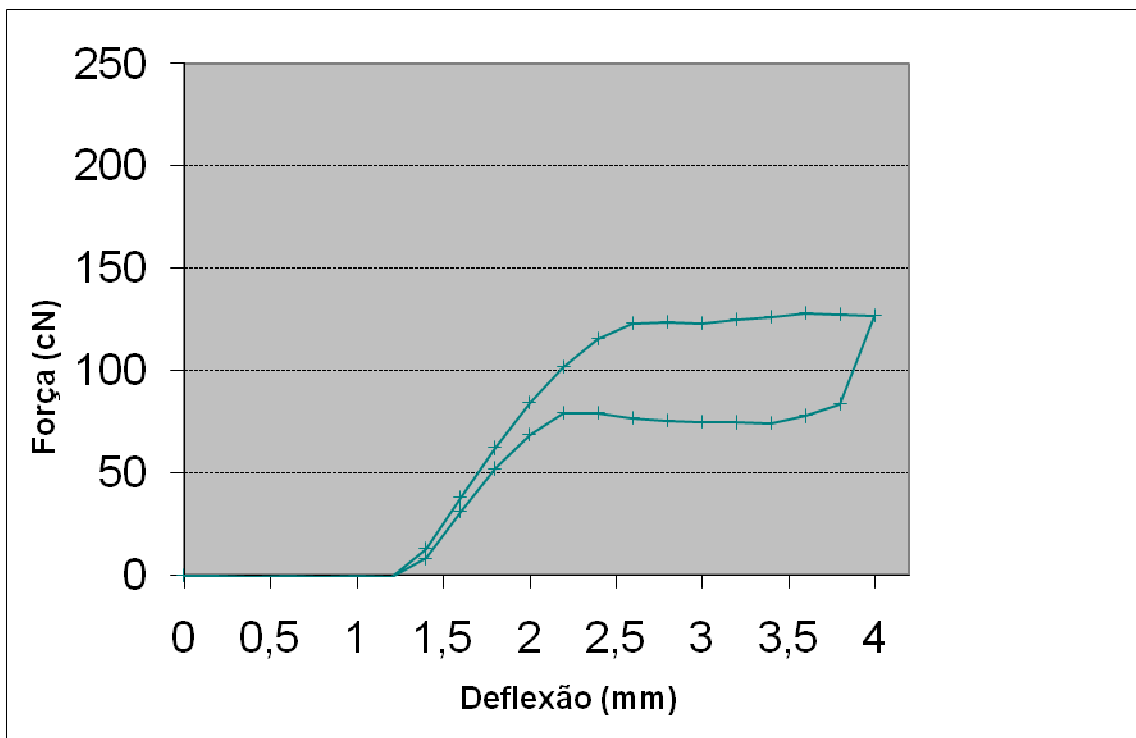


Gráfico 20 - Curva de ativação e desativação do fio Ormco (OR) de diâmetro 0,014".

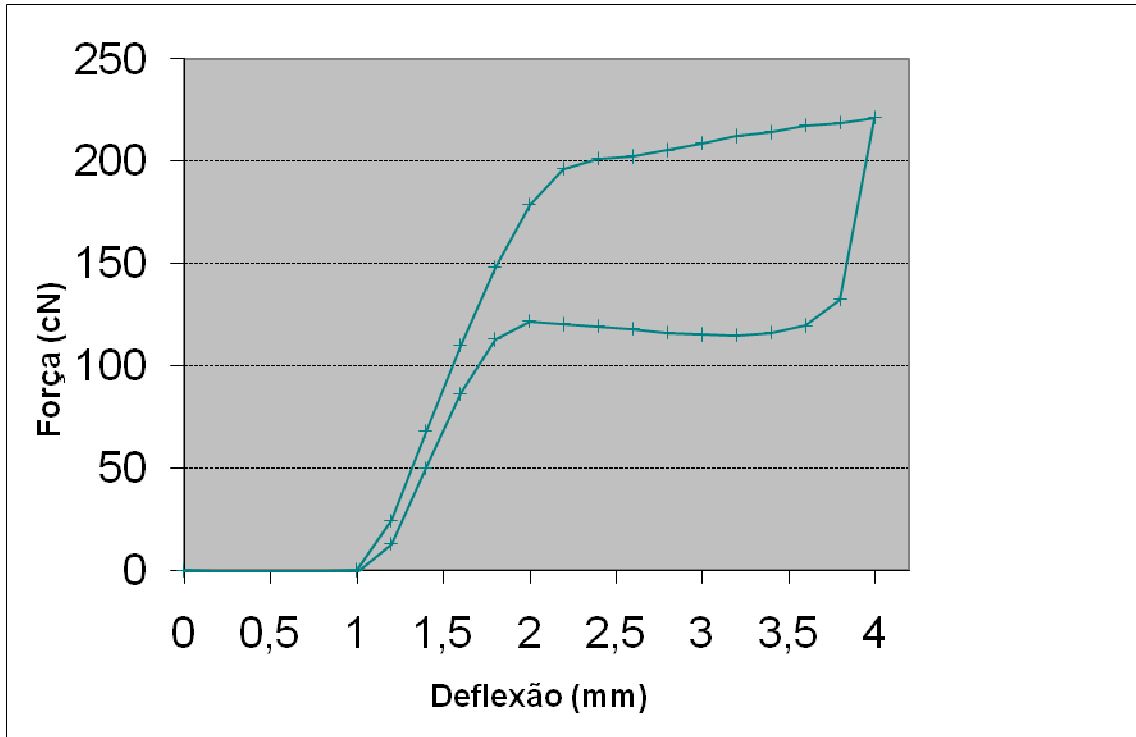


Gráfico 21 - Curva de ativação e desativação do fio Ormco (OR) de diâmetro 0,016".

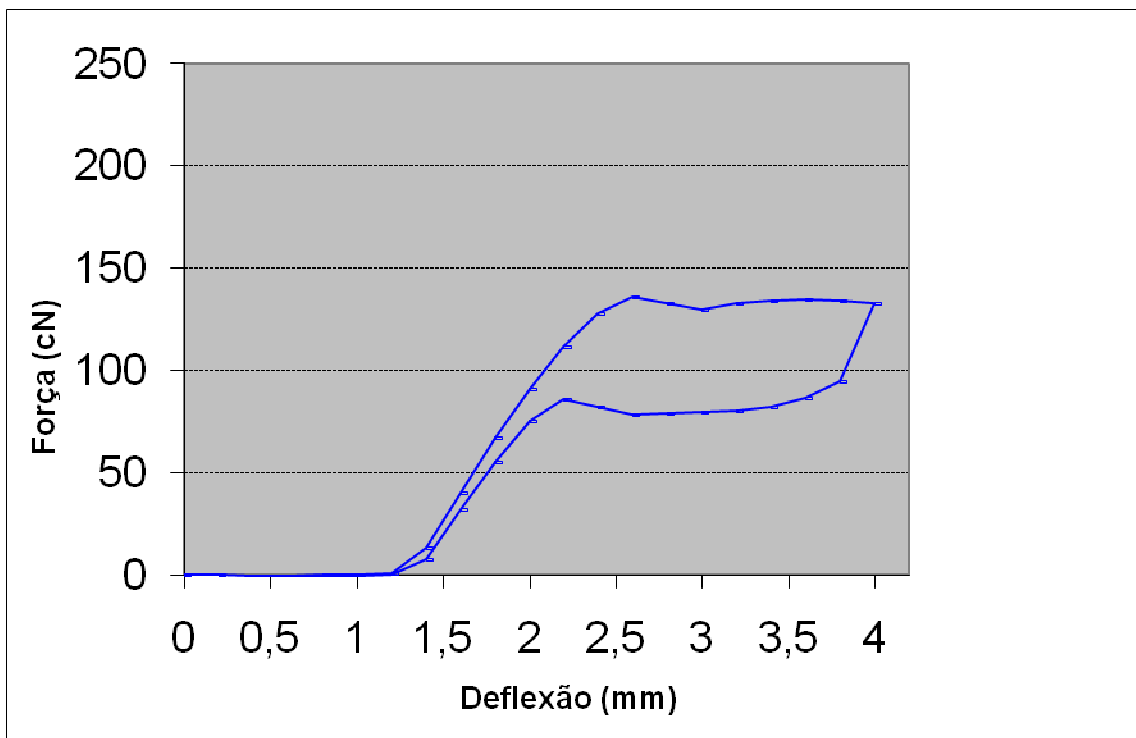


Gráfico 22 - Curva de ativação e desativação do fio Tecident (TEC) de diâmetro 0,014".

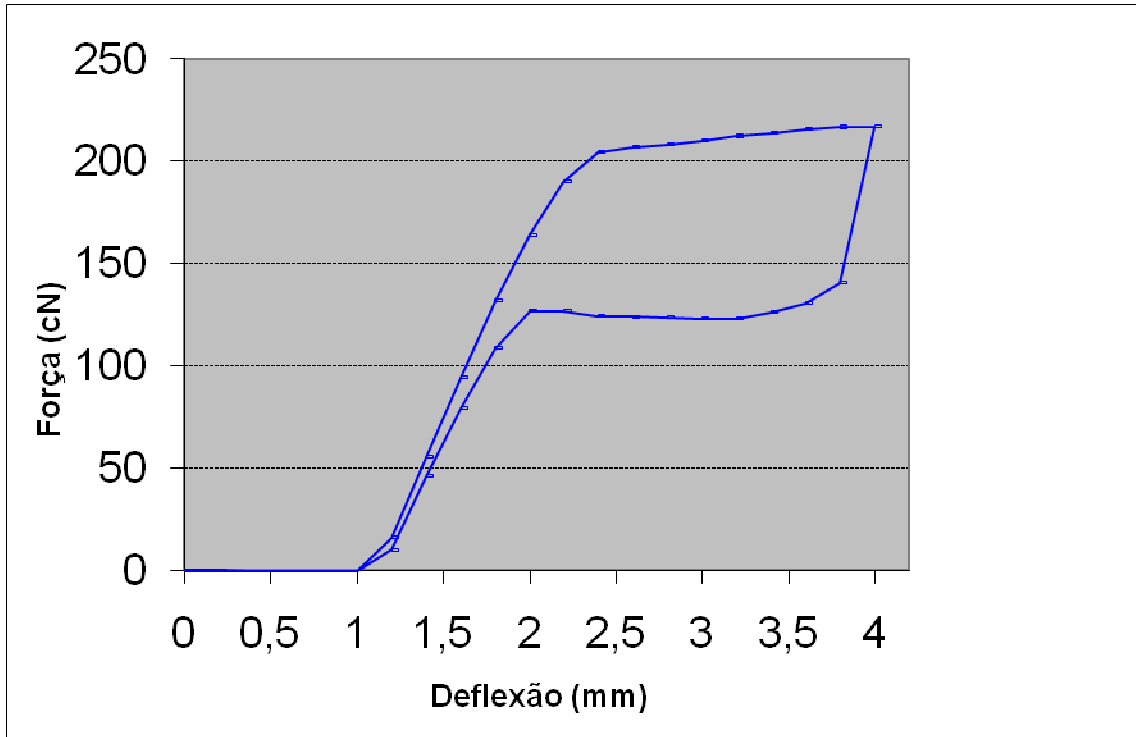


Gráfico 23 - Curva de ativação e desativação do fio Tecident (TEC) de diâmetro 0,016".

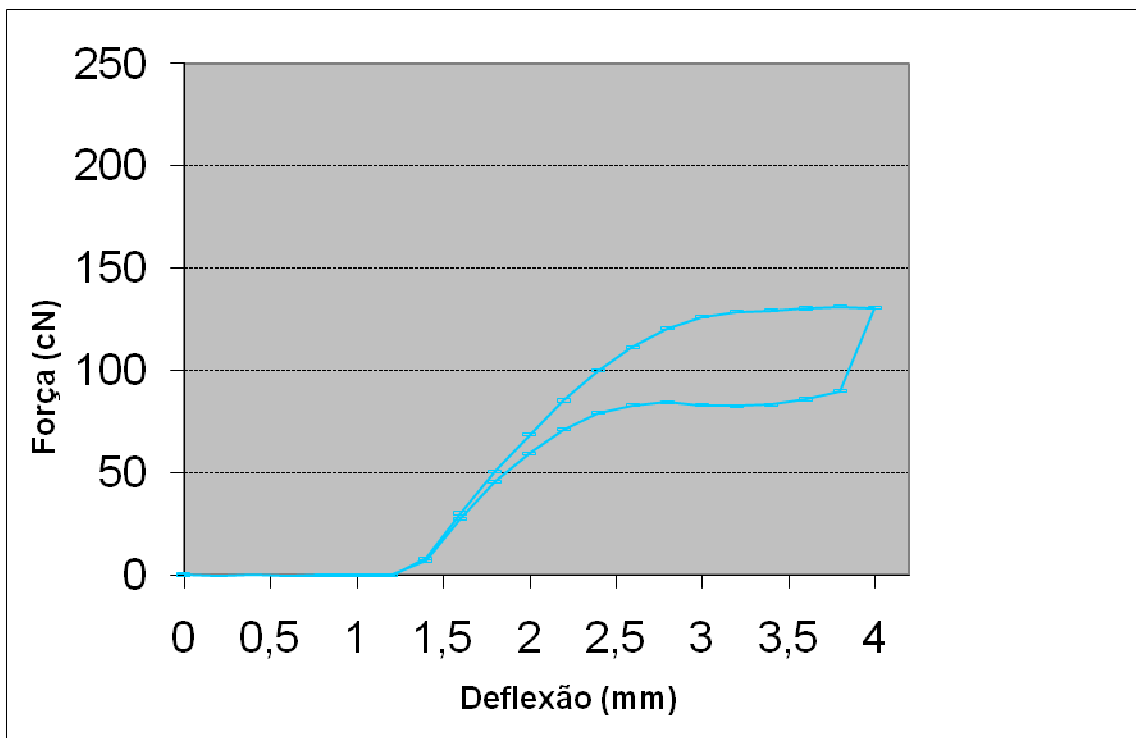


Gráfico 24 - Curva de ativação e desativação do fio TP (TP) de diâmetro 0,014".

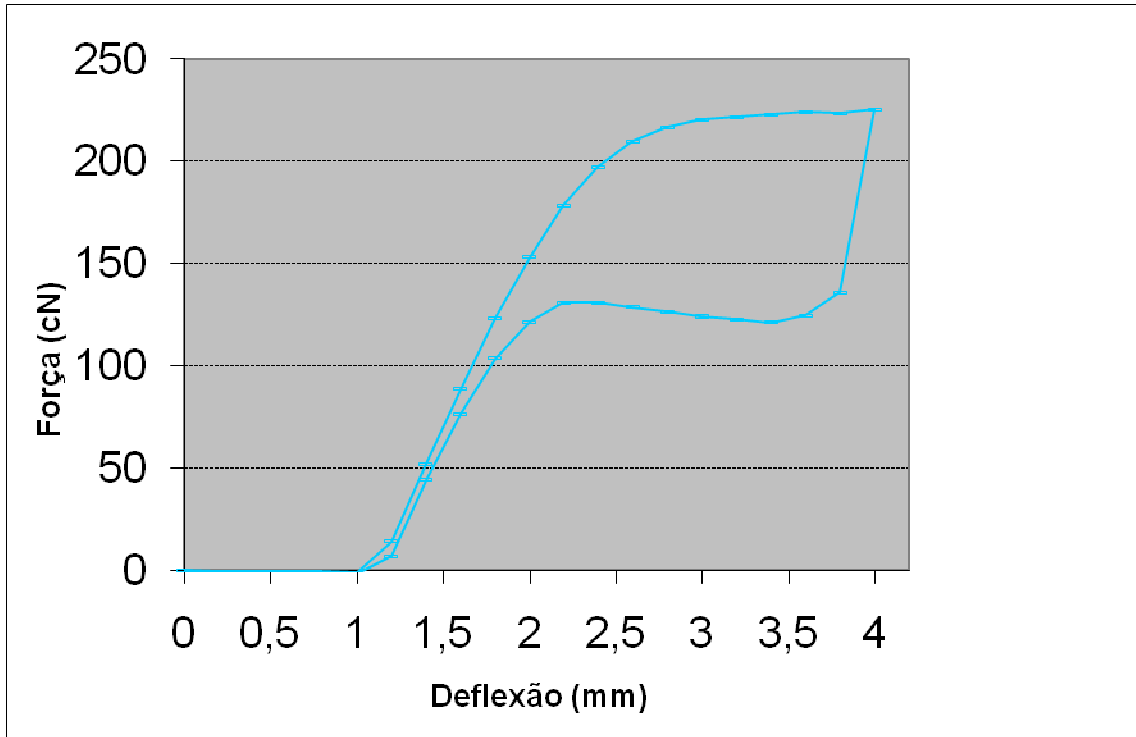


Gráfico 25 - Curva de ativação e desativação do fio TP (TP) de diâmetro 0,016".

## 6 DISCUSSÃO

Os fios ortodônticos muitas vezes são oferecidos no mercado sem que suas propriedades mecânicas sejam divulgadas. Mesmo quando realçadas pelo fabricante, não podem ser comparadas a produtos similares porque as condições das medições e as especificações diferem de um fabricante para outro (Nakano et al., 1999). Entretanto, para o ortodontista é fundamental o conhecimento de tais propriedades para que o mesmo possa selecionar o fio mais indicado para um dado procedimento. Nem todos os fios servem para o mesmo propósito. Características necessárias para nivelamento e alinhamento, por exemplo, seria indesejável para o fechamento de espaços, finalização ou para ancoragem.

Existem 3 tipos de fios de níquel-titânio (NiTi): martensítico estabilizado (M-NiTi), austenítico ativo (A-NiTi/superelástico) e martensítico ativo (termoativado). O fio de níquel-titânio (NiTi) martensítico estabilizado não é uma liga superelástica e tem limitada memória de forma. Apresenta baixa rigidez, alta elasticidade e alta recuperação elástica. Seu gráfico de tensão /deformação é diferente do das outras ligas, começando com uma parte linear (deformação elástica), seguida por uma curva não linear (deformação plástica). A curva de desativação também é linear representando sua rigidez. Os austeníticos ativos são aqueles que após grandes deformações além do limite elástico, são completamente recuperados após a remoção da carga, em uma temperatura constante (Cahn, Haasen, 1983).

Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios austeníticos ativos, os fios de níquel-titânio martensíticos ativos possuem a característica adicional de serem termicamente ativáveis, ou seja, possuem comportamento termodinâmico no ambiente bucal (Miura et al., 1986). Esse efeito é

possível porque as temperaturas de início de formação da austenita e de final de transformação austenítica estão dentro da faixa de temperaturas bucais. Isso significa que o fio alternará as fases enquanto na cavidade bucal (West, 1992).

Testaram-se os fios de níquel-titânio de diâmetro 0,014” e 0,016” por estes serem os fios mais utilizados no início do tratamento ortodôntico, e por ainda não existir na literatura um estudo que comparasse os fios aqui testados. Todos os fios foram encontrados no mercado nacional na época do começo do estudo. É importante ressaltar que todos os fios testados eram termoativados. Vários estudos demonstraram que os fios termoativados apresentaram menores níveis de força quando comparados aos austeníticos ativos (Miura et al., 1990; Nakano et al., 1999; Gurgel et al., 2001; Sakima et al., 2005).

Ao testar fios, o ortodontista deseja, em última análise, conhecer seu desempenho clínico (Rock, Wilson, 1988). A semelhança geométrica entre componentes utilizados por ortodontistas e engenheiros estruturais, torna possível a aplicação de fórmulas no carregamento, flexão e tensão, em modelos que simulem estruturas utilizadas durante o tratamento ortodôntico. Com o uso de um modelo experimental, torna-se possível avaliar o desempenho de um determinado material. Os resultados refletem as tendências gerais do que pode ocorrer, clinicamente, em situações semelhantes às simuladas.

O melhor método para testar fios ortodônticos ainda se encontra em discussão. Esta avaliação depende se o foco do teste está nas propriedades mecânicas do fio ou se o interesse maior é o efeito do fio dentro de um sistema ortodôntico (Yoneyam et al., 1993, Tonner, Waters, 1994). O ensaio de flexão em três pontos oferece reprodutibilidade, o que facilita comparação entre estudos, mas se questiona o quanto ele é apropriado pela falha dos estudos clínicos controlados

em confirmar a melhor performance dos fios superelásticos de níquel-titânio comparado ao nitinol e fios de aço trançado nas fases iniciais de alinhamento (Waters, 1992; Ibe, Segner, 1995). Quando comparados por Wilkinson et al. (1997) e Parvisi & Rock (2003) o ensaio de flexão em três pontos e um sistema similar contendo três braquetes, houve uma diferença bastante significativa nos níveis de força gerados entre ambos os testes. Clinicamente uma situação que simule a aplicação do teste de três pontos é improvável, tornando questionável a aplicação direta dos dados obtidos por estes tipos de teste.

Este estudo utilizou a máquina de testes de ensaios mecânicos Force System Identification (FSI), desenvolvido pelo Departamento de Ortodontia da Universidade de Aarhus, Dinamarca. O FSI simula a ativação e a desativação de fios de níquel-titânio (NiTi) de maneira semelhante ao que acontece clinicamente, por meio de dois braquetes autoligáveis ligados a sensores que avaliam as forças nos três planos do espaço. Este sistema foi também utilizado por Hansen (2004), Sakima et al. (2005), e Sakima (2006). No entanto, apesar de ser difícil a comparação destes trabalhos porque as secções dos fios são diferentes, é importante salientar que os três trabalhos mostraram que os fios de níquel-titânio termoativados liberam forças mais leves.

Os dados da tabela 1 (início da transformação martensítica) mostram que foram formados três grupos estatisticamente diferentes no grupo de fios de diâmetro 0,014". Quanto menor a deflexão necessária para induzir a transformação martensítica, mais o fio utiliza da propriedade da superelasticidade. Os fios que utilizam as propriedades superelásticas com menor quantidade de ativação foram os ABZ e GH, seguido pelos fios OR e TEC. Na seqüência vieram METRIC, MOR, TP, 3M e GAC. O fio que obteve o pior desempenho neste grupo foi o GAC. Apesar de



haver três grupos estatisticamente diferentes, a diferença entre o fio que obteve o melhor desempenho (ABZ) e o que obteve o pior desempenho (GAC) foi de apenas 0,32mm, o que é uma diferença pequena e clinicamente não teria muita relevância.

No grupo de fios com diâmetro 0,016", os fios que obtiveram melhor desempenho foram METRIC e OR, seguidos por GH e ABZ, TEC, GAC, MOR e TP, e apresentando o pior desempenho o fio 3M. Como no grupo de fios com espessura de 0,014", o grupo de fios 0,016" também apresentou três grupos estatisticamente diferentes. A diferença entre o fio com melhor desempenho (METRIC e OR) e o com pior desempenho foi de apenas 0,36mm, o que também parece ter pouca relevância clínica.

Comparando o grupo de fios de diâmetro 0,014" com o grupo de diâmetro 0,016" da mesma marca comercial, pode-se observar que as médias foram muito próximas umas das outras. No entanto, no grupo de diâmetro 0,016" para os fios GAC, METRIC e OR houve a tendência do início da transformação martensítica acontecer mais rapidamente do que no grupo 0,014", o que pode ser comprovado estatisticamente. Este comportamento já era esperado uma vez que os braquetes utilizados no estudo possuem canaleta 0,022" x 0,028" e, portanto, no grupo de fios de diâmetro 0,016" tem-se uma folga menor do que no de 0,014". Tal fato pode ser observado nos gráficos 1 e 2 onde a maioria dos fios 0,016" começou a transformação martensítica em 1mm e os fios 0,014" em 1,2mm.

Em relação ao nível de força no início da transformação martensítica, buscou-se avaliar os fios pelas menores magnitudes (Tabela 2). No grupo de fios 0,014", os que obtiveram os melhores desempenhos foram 3M (101,80cN), MOR e GH. O pior desempenho foi apresentado pelo fio TEC (136cN). Foram formados três grupos estatisticamente diferentes, porém a diferença de nível de força entre o fio

com melhor desempenho (3M) e o com pior (TEC) foi de 34,2cN, o que não é uma diferença muito grande.

No grupo de fios 0,016” o fio METRIC apresentou o melhor resultado 179,4g, seguido respectivamente pelos fios ABZ, 3M, GAC, OR, MOR, TEC e TP (209,80cN). Neste grupo também foram formados três grupos estatisticamente diferentes. A diferença entre o fio de melhor resultado (METRIC) e o de pior resultado (TP) foi de 30,4cN, o que clinicamente não significa uma diferença importante.

Comparando o grupo de fios 0,014” com o 0,016” percebe-se uma grande diferença nos níveis de força. Por exemplo, o fio 3M de espessura 0,014” apresenta 101,8 cN, enquanto que o mesmo fio, mas de espessura 0,016” apresenta 192,2cN, representando uma diferença de 90,4cN.

Existe uma diferença significativa entre começar um tratamento com um fio níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,014” ou 0,016”, principalmente se a deflexão do fio não atingir o início da transformação martensítica (comportamento elástico do fio). Apesar de serem ligas com características de superelasticidade, a espessura do fio influencia no nível de força. Portanto, se desejamos forças mais leves o ideal seria começar o tratamento ortodôntico com o fio níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,014”.

Quando a força máxima gerada pelo teste é avaliada (tabela 3) verificaram-se 3 níveis estatisticamente diferentes no grupo de fios 0,014”. O fio GAC apresentou o maior valor (145,98cN), seguido por TEC, TP, 3M, OR, ABZ, GH, METRIC, e MOR (119,03cN). Entre os fios 0,016” observam-se cinco grupos estatisticamente diferentes. O fio com maior nível de força foi o 3M (231,59cN), seguido por TP, OR, TEC, MOR, GAC, ABZ, GH e METRIC. É importante lembrar

que essas não são as forças máximas que os fios liberam, mas sim as forças máximas liberadas neste teste.

Os gráficos 1 e 2 representam as curvas de ativação dos fios testados. Na análise destas curvas é importante salientar o início da transformação martensítica, além da inclinação das mesmas. Antes de se atingir este ponto o fio trabalha sob um regime elástico, o que significa que quanto menos deflexão houver para o início desta transformação, melhor as características de superelasticidade podem ser aproveitadas. A partir daí inicia-se a movimentação dentária caracterizada pela desativação do fio que tende a retornar a sua forma original (memória de forma). Portanto, quanto mais rápido for o declínio da força, mais longo o platô com a menor inclinação possível e quanto menor a magnitude das forças liberadas, maior a possibilidade deste fio liberar forças mais leves e mais constantes, forças estas consideradas mais aceitáveis biologicamente. Forças pesadas e constantes não são tão bem aceitas em termos biológicos. A análise das curvas de ativação mostra um bom desempenho dos fios ABZ e METRIC, com o início da transformação martensítica ocorrendo relativamente antes dos demais e com níveis de força baixos e com a força máxima num nível intermediário entre os fios testados. O fio 3M é o que apresenta curva sem o início da transformação martensítica bem definido, o que representa a utilização da superelasticidade (gráfico 1).

No gráfico 2 observa-se que a ativação começa antes dos fios 0,014", ou seja, com 1 mm de deflexão inicia-se a liberação de forças. Por ter folga menor entre o fio e a canaleta utilizada, este era um comportamento esperado. O fio GAC é o que apresentou o melhor desempenho quando se analisa as curvas de ativação dos diferentes fios. Novamente o fio 3M é o que não mostra um platô de ativação característico de superelasticidade neste ensaio mecânico.

Comparando-se os gráficos 1 e 2 percebe-se que os fios de diferentes diâmetros não tem o mesmo desempenho. Por exemplo, o fio GAC é o que apresenta um dos piores desempenhos no diâmetro 0,014” mas é o de melhor desempenho entre os 0,016”. Também fica clara a diferença entre os níveis de força apresentados entre os dois diâmetros de fios que foram estatisticamente diferentes para todas as marcas comerciais (tabelas 2 e 3).

Na curva de desativação dos fios testados, parte mais importante do ponto de vista clínico, foram necessários apenas 0,2 mm de desativação para que se atingisse o início do platô em todos os fios, sem diferença estatística entre eles.

Estes resultados foram ótimos tanto para o grupo de fios níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,014”, quanto para o grupo de fios níquel-titânio (NiTi) 0,016”, pois com 0,2mm de desativação (movimentação dentária) os fios conseguem utilizar a propriedade de superelasticidade como podemos observar nos gráficos 3 e 4. A queda do nível de força se dá de forma exponencial, ilustrando a perda de energia mostrada na tabela 9.

Analisando as curvas ilustradas nos gráficos 3 e 4 e os dados observados nas tabelas 5 e 6 pode-se perceber que os níveis de força gerados pelos fios 0,016” foram maiores que os 0,014”. Comparando os dois grupos, observa-se que entre as mesmas marcas comerciais, porém de diâmetros diferentes, todos apresentaram diferença estatística no nível de força, o que faz muita diferença entre começar um tratamento com fio 0,014” ou 0,016”. Todos os fios de diâmetro 0,014” responderam com forças menores no teste realizado do os fios de diâmetro 0,016”. Conseqüentemente, para o começo do tratamento os fios de diâmetro 0,014” seriam os mais indicados se o objetivo é utilizar forças mais leves e mais constantes.

Na média do nível de força medido em cN no início do platô, entre os fios 0,014” foram formados dois grupos estatisticamente diferentes. Houve diferença significativa apenas entre GH e GAC, melhor e pior resultado respectivamente.

Para o grupo 0,016” formaram-se quatro grupos estatisticamente diferentes, com uma diferença bem maior do que no grupo 0,014”.

No final do platô, o grupo de fios 0,014” apresentou os seguintes resultados: o fio que liberou as menores forças foi o 3M, seguido por GH, ABZ, METRIC e OR, TP, MOR, TEC e GAC.

No grupo 0,016” o fio que liberou as menores forças foi também o da marca comercial 3M, seguido por METRIC, ABZ, GH, OR, GAC, TP, TEC e MOR.

Para que ocorra a liberação de forças leves e constantes é também importante avaliar o comprimento e a inclinação do platô (tabelas 7 e 8). Quanto maior e menos inclinado o platô, mais constante é a força liberada. Entre os fios de diâmetro 0,014”, foi o fio OR quem apresentou o maior comprimento do platô, seguido por TEC, GH, ABZ, METRIC, com os mesmos valores GAC, MOR e TP, e o que apresentou o menor comprimento foi o fio 3M.

No grupo de diâmetro 0,016”, o maior comprimento foi apresentado pelo fio ABZ seguido por METRIC e OR, GH e MOR, GAC, TP e o menor comprimento foi o do fio TEC.

No grupo de diâmetro 0,014” o fio OR foi o que apresentou a menor inclinação do platô seguido por METRIC, MOR, GAC, GH, TP, TEC, ABZ e a maior foi a do fio 3M, ou seja os melhores resultados foram o do fio OR e os piores foram do fio 3M .

Para o grupo de fios 0,016” o melhor resultado foi obtido pelo fio MOR, seguido por GAC, TEC, TP, 3M, METRIC, GH, OR e o pior resultado foi o do fio ABZ.

Em relação ao percentual de energia perdida (tabela 9) entre os fios níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,014” o fio que perdeu mais energia foi o GH, seguido por TEC, ABZ, OR, 3M, METRIC, GAC, TP e o que menos perdeu energia foi o fio MOR.

Para os fios níquel-titânio (NiTi) de diâmetro 0,016”, percentualmente o que teve mais perda foi o fio 3M, seguido respectivamente por METRIC, GH, OR, ABZ, TP, TEC, MOR e GAC.

Este percentual representa a diferença entre o nível de força da curva de ativação e o nível de força da curva de desativação do fio, ou seja, a histerese do fio.

Os gráficos 5 e 6 ilustram a perda de energia dos fios 0,014” e 0,016”, que foi maior nos fios de maior diâmetro. As marcas comerciais testadas se comportaram de forma distinta, sendo que uma boa avaliação em determinado diâmetro não implica necessariamente numa boa avaliação em outra. As curvas de ativação e desativação dos fios 0,014” das diferentes marcas comerciais, apresentaram-se bastante próximas quando avaliadas graficamente. Entre os fios 0,016” houve um comportamento mais distinto.

A análise de todas as características estudadas quando avaliadas no gráfico 5, mostram os piores resultados para os fios 3M e GAC. O fio 3M apresentou uma curva de ativação sem um platô definido e uma curva de desativação com platô menor e mais inclinado. Já o fio GAC apresentou os maiores níveis de força para

quase todas as variáveis estudadas. O restante dos fios apresentou comportamento bastante similar.

A mesma análise feita no gráfico 6 mostrou que os melhores desempenhos foram os dos fios GAC e METRIC.

Os fios da marca GAC foram os que apresentaram comportamentos bastante distintos quando avaliadas as duas espessuras estudadas. Na espessura 0,014", o desempenho foi o que apresentou os maiores níveis de força para as variáveis estudadas, enquanto que na 0,016" os níveis de força foram os menores. Conclui-se que os fios de níquel-titânio termoativados não exibem características lineares no comportamento mecânico como o apresentado por outras ligas metálicas utilizadas em ortodontia.

## 7 CONCLUSÃO

Entre os fios de níquel-titânio de diâmetro 0,014”, os que apresentaram o melhor desempenho no início da transformação martensítica foram os fios ABZ e GH. O fio que obteve o pior desempenho neste grupo foi o GAC; No grupo de fios com diâmetro 0,016”, os fios que obtiveram melhor desempenho foram METRIC e OR. O pior desempenho o fio 3M; Comparando o grupo de fios de diâmetro 0,014” com o grupo de diâmetro 0,016” da mesma marca comercial, pode-se observar que as médias foram muito próximas umas das outras.

No grupo de diâmetro 0,016” para os fios GAC, METRIC e OR houve a tendência do início da transformação martensítica acontecer mais rapidamente do que no grupo 0,014”;

Em relação ao nível de força no início da transformação martensítica, no grupo de fios 0,014”, os que obtiveram os melhores desempenhos foram 3M (101,80cN), MOR e GH. O pior desempenho foi apresentado pelo fio TEC (136cN); No grupo de fios 0,016” o fio METRIC apresentou o melhor resultado (179,4cN), e o pior resultado foi o do fio TP (209,80cN). Comparando o grupo de fios 0,014” com o 0,016” percebe-se uma grande diferença nos níveis de força.

O fio GAC apresentou o maior valor de força máxima gerada pelo teste, (145,98cN) e o MOR o menor (119,03cN). Entre os 0,016” fio com maior nível de força foi o 3M (231,59cN), e METRIC com o menor (185cN).

Os níveis de força gerados pelos fios 0,016” foram maiores que os 0,014”. Comparando os dois grupos, observa-se que entre as mesmas marcas comerciais, porém de diâmetros diferentes, todos apresentaram diferença estatística no nível de



força, o que faz muita diferença entre começar um tratamento com fio 0,014” ou 0,016”. Conseqüentemente, para o começo do tratamento os fios de diâmetro 0,014” seriam os mais indicados se o objetivo é utilizar forças mais leves e mais constantes.

No final do platô, entre o grupo de fios 0,014”, o fio que liberou as menores forças foi o 3M e o fio GAC liberou as maiores forças. No grupo 0,016” o fio que liberou as menores forças foi também o da marca comercial 3M, e o fio MOR as maiores.

Entre os fios de diâmetro 0,014”, foi o fio OR quem apresentou o maior comprimento do platô, e o que apresentou o menor comprimento foi o fio 3M. No grupo de diâmetro 0,016”, o maior comprimento foi apresentado pelo fio ABZ e o menor comprimento foi o do fio TEC.

No grupo de diâmetro 0,014” o fio OR foi o que apresentou a menor inclinação do platô e a maior foi a do fio 3M, ou seja os melhores resultados foram o do fio OR e os piores foram do fio 3M . Para o grupo de fios 0,016” o melhor resultado foi obtido pelo fio MOR, e o pior resultado foi o do fio ABZ.

As marcas comerciais testadas se comportaram de forma distinta, sendo que uma boa avaliação em determinado diâmetro não implica necessariamente numa boa avaliação em outra. As curvas de ativação e desativação dos fios 0,014” das diferentes marcas comerciais, apresentaram-se bastante próximas quando avaliadas graficamente. Entre os fios 0,016” houve um comportamento mais distinto.

Os fios de níquel-titânio termoativados não exibem características lineares no comportamento mecânico como o apresentado por outras ligas metálicas utilizadas em ortodontia.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Andreasen G, Barret RD. An evolution of cobalt substituted nitinol wire in orthodontics. *Am J Orthod.* 1973 May;73(2):462-70.
- Andreasen G, Hillerman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971;82(1):1373-5.
- Andreasen G, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978 feb;73(2):142-51.
- Andreasen G. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31°C and 45°C. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1980 Nov;78(5):528-537.
- Barrowes KJ. Archwire flexibility and deformation. *J Clin Orthod.* 1982 Dec;16(1):803-11.
- Burstone CJ, Bai Q, Morton JY. Chinese niti wire - a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1985 June;87(6):445-452.
- Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium:a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1980 Feb;77(2):121-132.
- Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod.* 1981;80(1):1-16.
- Cahn RW, Haasen P. *Physical metallurgy.* 3a ed. Wayman: North Holland Physics; 1983.
- Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced chinese niti alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod.* 1992;62(1):59-66.
- Evans TJW, Durning P. Orthodontic products update. Aligning archwires, the shapes of things to come? - a forth and fifth phase of force delivery. *Br J Orthod.* 1996 Aug;23(3):269-75.
- Filleul MP, Portier R, Jordan I. Effect of temperature on torsional properties of ni-ti and copper ni-ti orthodontic wires. *J Phys France.* 1997 Nov;7(5):661-5.
- Fillmore GM, Tomlinson JI. Heat treatment of cobalt chromium alloy wire. *Angle Orthod.* 1976 Apr;46(2):187-95.
- Fischer-Brandies H, Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.16" x 0.022" niti archwires. *J Orofacial Orthop.* 2003 Mar;64(2):88-99.
- Garrec P, Jordan I. Stiffness in bending of a superelastic ni-ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. *Angle Orthod.* 2004 Oct;74(5):691-696.

---

<sup>1</sup> De acordo com o Manual de Normatização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

- Garrec P, Tavernier B, Jordan I. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod.* 2005 Aug;27(4):402-7.
- Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res.* 1979 Feb;58(2):593-600.
- Gurgel JA, Ramos AI, Kerr SD. Fios ortodônticos. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2001 jul-ago;6(4):103-114.
- Hazel RJ. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1984 Nov;86(5):396-402.
- Honeycombe RWK. *Steels - microstructure and properties.* London: Edward Arnold; 1996.
- Hurst CL, Duncanson MG, Nanda RS, Angolkar PV. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:72-6.
- Ibe DM, Segner D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. *J Orofacial Orthop.* 1998 Jan;59(1):29-38.
- Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Mizoguch I. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. *Dent Mater.* 2002 jan;18(1):88-93.
- Kapila S, Reichhold GW, Anderson RS, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991 Nov;100(5):428-35.
- Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989 Aug;96(2):100-9.
- Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991 Apr;99(4):310-318.
- Kusy RP, Dilley GJ. Elastic properties ratios of a triple- stranded stainless steel archwire. *Am J Orthod.* 1987; 57:18-32.
- Kusy RP, Stevens I. Relative performance of twisted triple-stranded stainless steel arch wires. Special issue. *J Dent Res.* 1986 Mar;65:237.
- Kusy RP, Stush AM. Elastic property ratios of titanium alloyed orthodontic arch wires. *J Dent Res.* 1986 June;65:748.
- Kusy RP. Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. *Am J Orthod.* 1981;79:625-9.
- Meling TR, Odegaard J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998 May;113(5):546-57.
- Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001 Mar;119(3):263-73.

- 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 Dentofac Orthop.* 1986 July;90(1):1-10.
- Miura F, Mogi M, Ohura Y. Japanese NiTi alloy wire: use of direct electric resistance heat treatment method. *Eur J Orthod.* 1988 Aug;10(3):187-91.
- Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod.* 1990;24:544-8.
- Mohlin B, Müller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod.* 1991 Feb;13(1):386-91.
- Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, Katsura H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999 Apr;115(4):390-395.
- Nikolai R, Anderson W, Messersmith M. Structural responses of orthodontic wires in flexure from a proposed alternative to the existing specification test. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988 June;93(6):496-504.
- Oltjen JM, Duncanson MG, Ghosh J, Nanda RS, Currier GF. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angle Orthod.* 1997 Mar;67(3):209-218.
- Otubo J, Mei K, Moshimizu S. Caracterização de aços inoxidáveis com efeito memória de forma. *Anais do 11º Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais. Águas de São Pedro – SP; 1994.*
- Parvisi F, Rock WP. The load-deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2003 Aug;25(4):417-421.
- Phillips RW. *Skinner's science of dental materials.* 7a ed. Philadelphia: WB Saunders; 1973.
- Quintão CCA. *Propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliadas em ensaio de tração [dissertação].* Rio de Janeiro: FOUFRJ; 1987.
- Sakima CGP. *Avaliação das propriedades mecânicas de fios de níquel-titânio após incorporação de dobras e/ou tratamento elétrico [dissertação].* Araraquara: UNESP; 2006.
- Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *Eur J Orthod.* 2006 June;28(3):282-91.
- Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000 Dec;118(6):685-692.
- Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod.* 1995 Oct;17(5):395-402.
- Thurrow RC. *Edgewise orthodontics.* 3a ed. St. Louis: Mosby; 1979.
- Tipton DF, Loos J, Highland K, Zernik JK. Use of spooled nickel-titanium wires as initial archwires. *J Clin Orthod.* 1994 Dec;28(12):718-21.
- Tonner RIM, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in 3-point bending. part II: intra-batch variation. *Eur J Orthod.* 1994 Oct;16(5):421-5.

Van Humbeeck J, Chandrasekaran M, Delaey I. Shape memory alloys: materials in action. *Endeavour*. 1991;15(4):148-54.

Viazis AD. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. *J Clin Orthod*. 1991 June;25(6):370-4.

Waters NE. Orthodontics products update superelastic nickel-titanium wires. *Br J Orthod*. 1992 Nov;19(4):19-22.

West AE. A clinical comparison of two initial aligning archwires [thesis]. Wales: University of Wales, Department of Child Dental Health; 1992.

Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JAA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002 May;121(5):483-495.

Yoneyam T. Bending properties and transformation temperatures of heat-treated nickel-titanium alloy wire for orthodontic appliances. *J Biomed Mater*. 1993;27:339-402.

## ANEXO A - Análise Estatística

### INÍCIO DA TRANSFORMAÇÃO MARTENSÍTICA (mm)

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	0,90	15,41	<0,001
Fio	1	0,48	66,00	<0,001
Grupo * Fio	8	0,18	3,14	0,004
Erro-experimental	72	0,53		
Total corrigido	89	2,10		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio. O Software utilizado para as análises foi o SAS versão 8.

### INÍCIO DA TRANSFORMAÇÃO MARTENSÍTICA (cN)

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	5287,80	13,36	<0,001
Fio	1	139004,10	2810,37	<0,001
Grupo * Fio	8	2793,00	7,06	<0,001
Erro-experimental	72	3561,20		
Total corrigido	89	150646,10		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**FORÇA MÁXIMA (cN)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	8012,64	20,73	<0,001
Fio	1	152848,27	3162,85	<0,001
Grupo * Fio	8	3580,92	9,26	<0,001
Erro-experimental	72	3479,48		
Total corrigido	89	167921,31		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**ENERGIA TOTAL (cJ)**

Grupo	Fio			
	14		16	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	0,227 <sup>Cb</sup>	0,008	0,445 <sup>CDa</sup>	0,034
ABZ	0,266 <sup>ABb</sup>	0,004	0,460 <sup>ABCDa</sup>	0,013
GAC	0,281 <sup>ABb</sup>	0,005	0,465 <sup>BCa</sup>	0,008
GH	0,255 <sup>ABCb</sup>	0,009	0,455 <sup>BCDa</sup>	0,014
METRIC	0,250 <sup>BCb</sup>	0,009	0,428 <sup>Da</sup>	0,014
MOR	0,238 <sup>Cb</sup>	0,020	0,473 <sup>ABCa</sup>	0,033
OR	0,270 <sup>ABb</sup>	0,006	0,503 <sup>Aa</sup>	0,014
TEC	0,290 <sup>Ab</sup>	0,006	0,489 <sup>ABa</sup>	0,006
TP	0,257 <sup>ABCb</sup>	0,015	0,491 <sup>ABa</sup>	0,012

Média e desvio padrão da Energia Total. A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.

**ENERGIA TOTAL (cJ)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	0,03	15,79	<0,001
Fio	1	0,98	4202,63	<0,001
Grupo * Fio	8	0,01	5,24	<0,001
Erro-experimental	72	0,02		
Total corrigido	89	1,03		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**ENERGIA DISSIPADA (cJ)**

Grupo	Fio			
	14		16	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
3M	0,066 <sup>BCb</sup>	0,005	0,180 <sup>ABa</sup>	0,019
ABZ	0,086 <sup>ABb</sup>	0,005	0,173 <sup>ABCa</sup>	0,017
GAC	0,075 <sup>ABCb</sup>	0,004	0,144 <sup>Da</sup>	0,008
GH	0,087 <sup>ABb</sup>	0,009	0,174 <sup>ABa</sup>	0,011
METRIC	0,073 <sup>ABCb</sup>	0,004	0,166 <sup>BCDa</sup>	0,009
MOR	0,059 <sup>Cb</sup>	0,005	0,149 <sup>CDa</sup>	0,007
OR	0,087 <sup>ABb</sup>	0,006	0,191 <sup>Aa</sup>	0,020
TEC	0,094 <sup>Ab</sup>	0,007	0,166 <sup>BCDa</sup>	0,012
TP	0,067 <sup>Bb</sup>	0,012	0,170 <sup>ABCa</sup>	0,015

Média e desvio padrão da Energia Dissipada. A comparação dos diferentes fios de mesma espessura, analisada por meio da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ao nível de significância de 5%, está representada por letras maiúsculas. Letras minúsculas representam a comparação entre os fios de mesma marca e diferentes espessuras.



**ENERGIA DISSIPADA (cJ)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	0,01	10,32	<0,001
Fio	1	0,19	1580,89	<0,001
Grupo * Fio	8	0,00	4,43	<0,001
Erro-experimental	72	0,01		
Total corrigido	89	0,21		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**ENERGIA PERDIDA (%)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	695,18	16,24	<0,001
Fio	1	897,96	167,77	<0,001
Grupo * Fio	8	180,84	4,22	<0,001
Erro-experimental	72	385,37		
Total corrigido	89	2159,35		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**INÍCIO DO PLATÔ (mm)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	0,05	1,69	0,114
Fio	1	0,01	2,78	0,100
Grupo * Fio	8	0,06	2,03	0,055
Erro-experimental	72	0,29		
Total corrigido	89	0,42		

Através da Análise de Variância ao nível de significância de 5%, verifica-se não haver interação significativa entre Grupo e Fio, quantos aos efeitos principais de grupo e fio ambos também não foram significativos, ou seja, não houve diferença entre as médias.

**INÍCIO DO PLATÔ (cN)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	3390,42	11,80	<0,001
Fio	1	40746,94	1134,13	<0,001
Grupo * Fio	8	1038,96	3,61	0,001
Erro-experimental	72	2586,80		
Total corrigido	89	47763,12		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**FIM DO PLATÔ (mm)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	0,98	8,65	<0,001
Fio	1	3,06	215,28	<0,001
Grupo * Fio	8	0,21	1,88	0,076
Erro-experimental	72	1,02		
Total corrigido	89	5,28		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se não haver interação significativa entre Grupo e Fio, quanto aos efeitos principais, ambos foram significativos, ou seja, independente dos fios (comparar os grupos....); e independente do grupo o fio 14 apresentou média significativamente maior do que no 16.

**FIM DO PLATÔ (cN)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	4502,80	19,30	<0,001
Fio	1	32262,40	1106,35	<0,001
Grupo * Fio	8	939,60	4,03	0,001
Erro-experimental	72	2099,60		
Total corrigido	89	39804,40		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**COMPRIMENTO (mm)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	1,44	10,64	<0,001
Fio	1	2,70	160,11	<0,001
Grupo * Fio	8	0,32	2,37	0,025
Erro-experimental	72	1,22		
Total corrigido	89	5,68		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**INCLINAÇÃO (cN/mm)**

Tabela da Análise de Variância Múltipla

Causa de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Grupo	8	214,88	7,17	<0,001
Fio	1	33,61	8,97	0,004
Grupo * Fio	8	161,08	5,37	<0,001
Erro-experimental	72	269,90		
Total corrigido	89	679,46		

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%, verifica-se haver interação significativa entre Grupo e Fio.

**ANEXO B - Dispensa de Submissão ao Comitê de Ética****São Leopoldo Mandic****Centro de Pesquisas Odontológicas****Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê**

Campinas, quarta-feira, 29 de abril de 2009.

A(o)

RA

C.D. Gabriela Correia Ferreira

051047

Curso: Ortodontia

Comitê: Comitê de Ética e Pesquisa

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2008/0190

Data entrada do Projeto: 20/6/2008

Data da Reunião do Comitê: 30/6/2008

Orientação por: Maurício Tatsue Sakima

Projeto: *Avaliação das Propriedades Mecânicas dos Fios Niti 0,014" e 0,016"*

Cordialmente,



Prof. Dra. Sônia Vieira  
Presidente do Comitê de Ética e Pesquisa