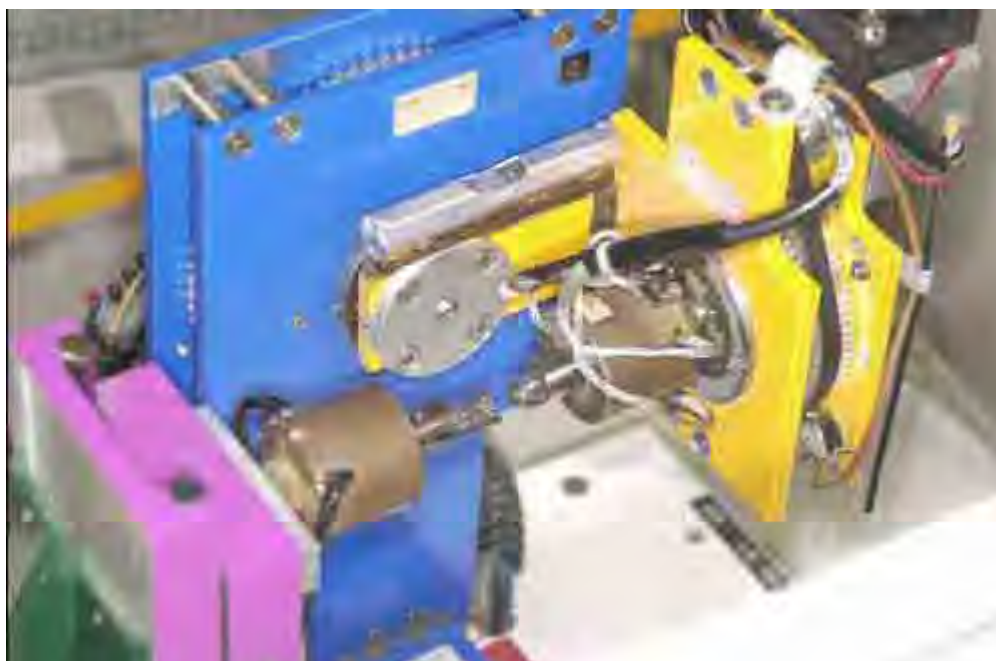


CRISTIANE GRACIANO PONCE SAKIMA

*Avaliação das propriedades mecânicas de fios de
Níquel-Titânio após incorporação de dobras e/ou
tratamento elétrico*



ARARAQUARA

2006

CRISTIANE GRACIANO PONCE SAKIMA

*Avaliação das propriedades mecânicas de fios de
Níquel-Titânio após incorporação de dobras e/ou
tratamento elétrico*

*Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-graduação em Ciências Odontológicas -
Área de Ortodontia, da Faculdade de
Odontologia de Araraquara, da Universidade
Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho",
para obtenção do título de Mestre em
Ortodontia.*

Orientador:
Prof. Dr. João Roberto Gonçalves

ARARAQUARA
2006

Sakima, Cristiane Graciano Ponce

Avaliação das propriedades mecânicas de fios de níquel-titânio após incorporação de dobras e/ou tratamento elétrico / Cristiane Graciano Ponce Sakima. -- Araraquara: [s.n.], 2006.

156 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. João Roberto Gonçalves

1. Fios ortodônticos I. Título.

DADOS CURRICULARES

CRISTIANE GRACIANO PONCE SAKIMA

NASCIMENTO	7/1/1968 - BAURU/SP
FILIAÇÃO	Maria José Graciano Ponce (<i>in memorian</i>) Salvador Ponce Junior
1985/1989	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Bauru - USP
1990/1991	Curso de Especialização em Periodontia Faculdade de Odontologia de Bauru - USP
1994/1995	Curso de Pós-Graduação em Periodontia, nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
2004/2005	Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas – Área de Ortodontia, nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ...

À minha família, Maurício, Lucas (in memorian), Thiago e Guilherme, minha força, meus amores, minha vida....

Aos meus pais, Salvador e Maria José (in memorian), que sempre me amaram e me apoiaram em todos os momentos, vibrando com minhas vitórias e olhando por mim.....

Aos meus sogros, Tatsuko e Rosa, que me acolheram e me ajudam todos os dias, não tenho palavras para agradecer.....

Aos meus irmãos de sangue e de coração Giselle, Lillian, Kiko, Raquel, Paulo, Alexandre, Patrícia, Oscar, Wandyr e Erica

À minha fiel escudeira Vera.....

Eu só tenho a agradecer por fazer parte da vida de vocês!!!!

*“ Somos a ponte para o sempre
arqueada sobre o mar,
buscando aventuras para nosso prazer,
vivendo mistérios, provocando desastres,
triunfos, desafios, apostas impossíveis,
submetendo-nos a provas uma vez ou outra
aprendendo o amor. ”*

(Richard Bach)

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Maurício, co-autor deste trabalho, meu companheiro e porto seguro, pela paciência, apoio e amor..... sempre.....

Ao Prof. João Gonçalves, meu querido orientador, amigo nas horas mais difíceis e inesperadas, espero um dia poder retribuir

Ao Prof. Tatsuko, exemplo de honra e liderança, motivo pelo qual todos nós nos tornamos ortodontistas!!!!

Ao Prof. Tatsuo Sakima pela paciência e disponibilidade ao me ensinar Metalurgia.

*Aos queridos amigos, Anamaria, Hélder e Cristina, se nada tivesse valido a pena, só o fato de conviver com vocês já faria desse período um momento único, obrigada pela amizade, pelas conversas, pelo ombro amigo.....
Vocês sempre serão especiais para mim.....*

Aos amigos Adriana, Ângelo, Armando e Edimilson pela disponibilidade em me ensinar, pela amizade e apoio.

À Professora Birte Melsen, que me permitiu realizar este trabalho na Royal Dental College (Aarhus, DK), e abriu as portas do Departamento para que eu trilhasse meus primeiros passos como ortodontista com excelência. Muito obrigada!!!!!!

A todos os funcionários do Departamento de Ortodontia da Royal Dental College, em especial Michel Dalstra, por me ajudar a entender o funcionamento dos equipamentos e estar disponível sempre que eu precisasse.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, na pessoa de sua Diretora Prof.^a Dr^a Rosemary Adriana Chierici Marcantonio e seu Vice-Diretor Prf. Dr. José Cláudio Martins Segalla.

*Aos Docentes da Disciplina de Ortodontia, Joel (in memoriam), Dirceu, Luiz, Ary e Lídia por um dia terem feito parte da minha vida
muito obrigada por tudo.....*

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil, em especial Soninha, Célia, Totó e Regina pela amizade e disposição em ajudar sempre.....

Aos funcionários da Pós-Graduação e Biblioteca, em especial Mara e Maria Helena pelo auxílio e paciência com os atrasos, correções e pedidos de referências...

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

A todos os meus pacientes e todas as pessoas que de alguma maneira participam ou participaram da minha vida.

Muito obrigada!

Sumário

1 INTRODUÇÃO.....	8
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	13
2.1 PROPRIEDADES DAS LIGAS METÁLICAS.....	13
2.2 FIOS ORTODÔNTICOS SOB UMA PERSPECTIVA HISTÓRICA.....	23
2.3 LIGAS E CONFIGURAÇÕES DOS FIOS ORTODÔNTICOS.....	26
2.4 TESTES REALIZADOS EM FIOS DE NITI.....	37
2.5 VARIAÇÃO DA TEMPERATURA INTRA BUCAL.....	63
3 PROPOSIÇÃO.....	68
4 MATERIAL E MÉTODO.....	70
5 RESULTADO.....	85
6 DISCUSSÃO.....	122
7 CONCLUSÃO.....	137
8 REFERÊNCIAS.....	139
RESUMO.....	152
ABSTRACT.....	155

1 INTRODUÇÃO

Desde a introdução das primeiras ligas de Níquel-titânio no ano de 1971, sob o nome comercial de Nitinol, uma constante evolução tem sido observada. A possibilidade de se aplicar níveis de força baixos e com uma certa constância, começava a ser vislumbrada.^{21,23}

Em 1967, Weinstein⁵¹ em um trabalho de revisão sobre forças fisiológicas produzidas por certas áreas da musculatura oral e sua influência no posicionamento dos dentes, observou que forças musculares fisiológicas de 1,68 gmm (0,02 N) agindo por tempo suficiente eram capazes de mover dentes. Neste mesmo trabalho ele escreveu: “Nós desejamos um fio que quando ativado acumule energia; energia essa que será dissipada enquanto o dente se move em níveis relativamente baixos. Para cada milímetro que o dente se move, o fio é desativado em uma quantidade específica, mas a diferença do valor da força que o aparelho está dissipando é mínima. E, desde que ele possa ser ativado em vários milímetros sem sofrer deformação permanente dizemos que desejamos do fio alta deformabilidade.”

Os estudos de Reitan³⁹ (1967) à luz da microscopia ótica descreveram diferentes tipos de movimento ortodôntico e representaram as bases do nosso entendimento em como os dentes e o osso se comportavam durante o movimento ortodôntico. O advento da microscopia eletrônica aprofundou um pouco mais a visão sobre os

efeitos do movimento ortodôntico no ligamento periodontal e cemento, passando-se a observar os seus efeitos, o que levou à familiarização com a chamada biologia celular tridimensional. Com modelos in vitro usando cultura de células, e reproduções matemáticas (elementos finitos) e laboratoriais do movimento ortodôntico foi possível testar algumas hipóteses trazendo avanços no entendimento da biologia molecular no campo da ortodontia⁴⁰.

Novas teorias foram criadas para elucidar a movimentação dentária. Melsen^{28,29} (1999,2001) utilizando a teoria do mecanostato de Frost^{10,11} (1992,1993), procurou adequar os princípios da biologia óssea ao que ocorre no osso alveolar durante a movimentação ortodôntica. A aplicação de forças leves, incapazes de obstruir o suprimento sanguíneo, possibilitariam a movimentação do dente de forma mais fisiológica, mantendo a sua relação com o osso alveolar constante (movimentação com osso).

A maior parte das ligas metálicas usadas atualmente em Ortodontia liberam forças altas e intermitentes. Desta forma, a movimentação dentária ocorre nos primeiros dias após a ativação do aparelho ortodôntico, enquanto o restante do tempo até a próxima ativação é utilizado para a recuperação das áreas ao redor dos dentes movimentados. A utilização de forças pesadas e intermitentes produz áreas de isquemia no ligamento periodontal, hialinização e reabsorção óssea a distância.^{10,11,39,40}

Se forças leves e constantes são necessárias para uma movimentação mais fisiológica, as propriedades mecânicas dos fios de níquel –titânio parecem cumprir essas condições. Os fios de Ni-Ti podem apresentar-se com mais de uma estrutura cristalográfica em função da temperatura a que são submetidos. Em temperaturas mais elevadas, apresentam a fase austenítica de alta rigidez e, em temperaturas mais baixas, a fase martensítica, de baixa rigidez. Há, portanto, uma temperatura de transição em que ocorre a transformação da austenita (alta rigidez) em martensita (baixa rigidez), de natureza reversível. A transformação de fase reversível pode ser induzida aplicando-se tensão no fio, diminuindo assim a temperatura de transição da austenita em martensita. A transformação martensítica induzida por tensão–temperatura confere ao fio certas características superelásticas ou pseudoelásticas, com forças quase constantes durante a desativação^{17,21,23}.

A evolução das ligas de Níquel-Titânio das formas iniciais (martensíticas estabilizadas) que não apresentavam propriedades superelásticas para os fios atuais termodinâmicos (martensíticos ativos) representou a possibilidade de obtenção de forças leves e constantes.

Miura et al.³¹ (1988) foram os primeiros a descrever o tratamento DERHT (Direct Electrical Resistance Heat Treatment) - tratamento térmico com aquecimento resistivo - em fios de níquel-titânio para que esses fios pudessem receber dobras sem que houvesse

alteração de suas propriedades mecânicas. Essa propriedade tem sido bastante explorada na técnica lingual, em que a pequena distância inter-braquetes é fator limitante para a utilização de outras ligas no início do tratamento. No entanto, devido à grande variação na forma dos arcos, no tamanho dos dentes e nos tipos de braquetes, a disponibilização de fios de níquel-titânio pré contornados específicos para a técnica lingual é improvável. A individualização nesses arcos tem sido obtida por meio de tratamentos térmicos por aquecimento resistivo, ou simplesmente pela incorporação de dobras diretamente nos fios.

Ainda não está claro, até o presente momento, o quanto esses procedimentos alteram as propriedades mecânicas desses materiais. O objetivo deste trabalho é avaliar as alterações que ocorrem nas propriedades de fios de níquel-titânio quando dobras são incorporadas com ou sem a utilização de tratamento térmico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Propriedades das Ligas Metálicas

Para o entendimento das particularidades de cada fio, torna-se fundamental o conhecimento de algumas propriedades das ligas metálicas (TAYLOR⁴⁵, 1963; KAPILA E SACHDEVA²¹, 1989; KUSY²³, 1997; GURGEL ET AL.¹⁵, 2001; PROFFIT E FIELDS JR.³⁸, 2000; HANSEN¹⁸, 2004).

2.1.1 Carga/ Deflexão e Tensão/Deformação

O comportamento do fio ortodôntico quanto à sua liberação de energia segue um desenho representado por um gráfico de carga/deflexão (Figura 1) que registra a quantidade de energia acumulada para cada milímetro de deformação. Seguindo a clássica “Lei de Hooke,” se um fio for flexionado para incluir no arco um dente que estiver desnivelado, haverá maior energia acumulada quanto maior a distância da deflexão. Logo, para cada milímetro de aumento da ativação, o fio acumulará proporcionalmente mais energia. Tensão (stress, σ) é definida como a relação entre a carga aplicada e a área da secção reta do fio ($\sigma = F/S_0$; sendo F = carga aplicada e S_0 = área da secção reta do fio). Deformação (strain, ε) é definida como a relação entre a variação do comprimento do fio e o seu comprimento inicial ($\varepsilon = (l - l_0)/l_0$; sendo l = comprimento final e l_0 = comprimento inicial). Quando se quer testar o fio

usa-se gráficos de carga/deflexão; quando se testa o material, usa-se gráficos de tensão/deformação (*stress/strain*) (Figura 2).

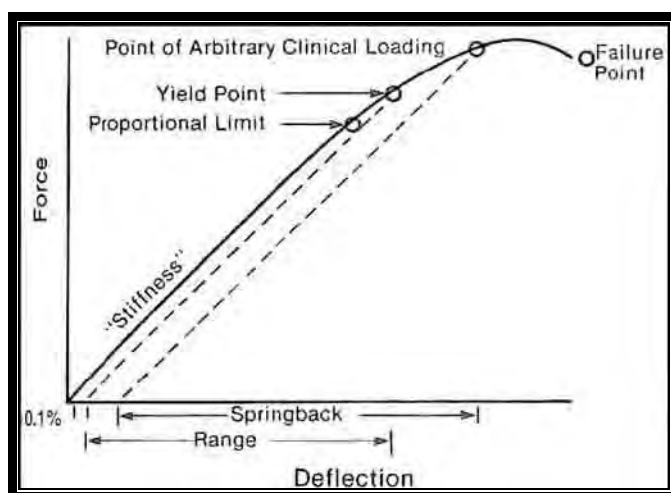


FIGURA 1- Curva Carga/Deflexão. A rigidez do material é dada pela inclinação da porção linear da curva. O alcance de trabalho do fio (range) é a distância ao longo do eixo X até o ponto onde se inicia a deformação permanente. Esse limite, por definição, corresponde à tensão aplicada para deformação de 0,001 ou 0,1%. Quando o fio é defletido além do limite elástico, indicado no gráfico como ponto de ativação clínico arbitrário, ele não retorna à sua forma original na desativação. Na desativação tem-se uma recuperação elástica e uma deformação permanente que corresponde à deformação plástica. Continuando a ativação, atinge-se a tensão máxima suportável pelo fio, o limite de resistência à tração. A partir desse ponto, observa-se a formação de um estrangulamento no fio que evolui até a sua ruptura, com uma tensão denominada de limite de ruptura (PROFFIT E FIELDS JR.³⁸, 2000).

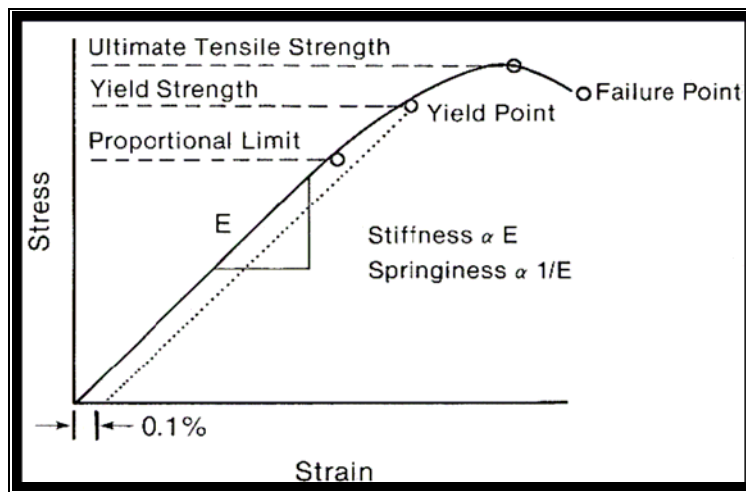


FIGURA 2- Tensão e deformação são características internas do fio que podem ser calculadas por medidas de carga /deflexão. Assim sendo, a forma geral das duas curvas é muito semelhante. Três pontos diferentes em um diagrama de tensão /deformação podem ser usados como representando a rigidez. A inclinação da curva, o módulo de elasticidade, ao qual a rigidez e resiliência são proporcionais (PROFFIT E FIELDS JR.³⁸, 2000).

2.1.2 Módulo de Elasticidade

Conhecendo-se o gráfico de um determinado fio, pode-se avaliar o quanto será liberado de força para cada milímetro de ativação, bem como seu limite de elasticidade, ou seja, o quanto o fio poderá ser defletido sem sofrer deformação permanente. O módulo de Young ou Módulo de Elasticidade (E), compreende um valor obtido da razão da tensão pela deformação em qualquer segmento da fase elástica ($E = \text{Tensão} / \text{Deformação}$ ($E = \sigma / \varepsilon$)). É uma medida da rigidez do material.

2.1.3 Rigidez

A rigidez mostra a magnitude da força liberada pelo fio a cada milímetro de desativação e é proporcional ao módulo de elasticidade (E). Baixa rigidez propicia a aplicação de forças leves, uma força mais constante durante o período de desativação do fio e uma maior facilidade e acuidade em aplicar essa força. A rigidez elevada do fio ortodôntico não é uma característica interessante para as fases iniciais do tratamento, quando os dentes podem apresentar-se muito desalinhados e é exigido que o fio possa ser defletido mais, sem sofrer deformações permanentes, e ao mesmo tempo, por razões biológicas, a liberação de forças deve ser pequena. Existem algumas maneiras comumente usadas para diminuir a rigidez, a saber:

- Redução do calibre dos fios
- Aumento da distância inter braquetes
- Aumento do comprimento do fio (inclusão de alças de nivelamento)
- Diminuição do tamanho mésio-distal dos braquetes

2.1.4 Recuperação Elástica

Diz respeito à máxima elasticidade e flexibilidade, ao intervalo de ativação e deflexão do fio e ao quanto esse fio pode ser trabalhado. A recuperação elástica é o quociente entre o limite convencional de elasticidade (yield strength (YS)), que corresponde ao início da deformação permanente arbitrariamente estipulada, e o módulo

de elasticidade do material (YS/E). Valores altos possibilitam ativações maiores e o aumento do tempo de trabalho do aparelho porque menos ajustes ao fio são necessários.

2.1.5 Resiliência

A resiliência pode ser definida como a quantidade de energia acumulada por uma liga até o seu limite elástico. Pode ser calculada pela área do regime elástico no gráfico tensão/deformação (Figura 3). Um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, portanto pode ser defletido mais, sem que sofra uma dobra permanente.

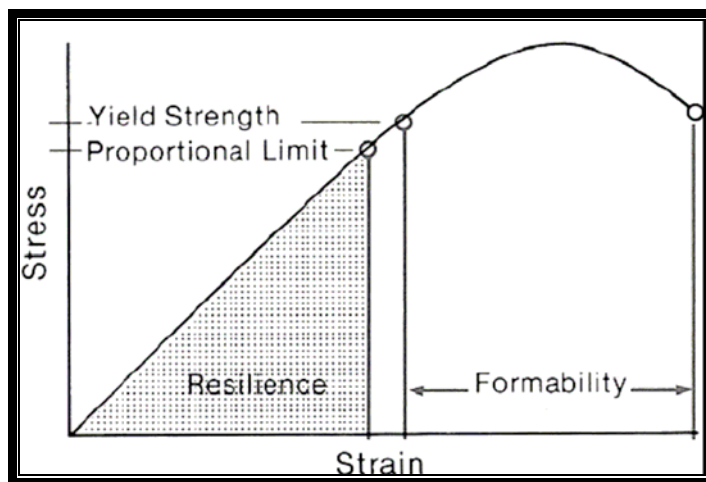


FIGURA 3- Resiliência: área pontilhada da curva . Formabilidade: área em branco

(PROFFIT E FIELDS JR.³⁸, 2000).

2.1.6 Formabilidade

É a capacidade da liga deformar-se no regime plástico, sem sofrer fratura, permitindo o uso de suas propriedades quando submetido a uma deflexão subsequente (uso clínico).

2.1.7 Superelasticidade ou “Pseudoelasticidade”

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

A transformação de austenítica para martensítica pode ser atingida por resfriamento ou pode ser induzida por tensão. A formação martensítica ocorre pelo resfriamento do material abaixo da temperatura

Ms (definida como a temperatura na qual a transformação martensítica começa) até Mf (temperatura na qual a transformação termina). A transformação é reversível, e As é a temperatura na qual a reversão da transformação começa através do aquecimento e Af é a temperatura na qual termina a reversão para a forma austenítica. Quando tensão é aplicada a uma liga acima da temperatura Af, o fio passa a exibir o comportamento termoelástico. A tensão necessária para produzir a transformação martensítica induzida por estresse (SIM) é uma função linear da temperatura. Na transformação martensítica induzida por tensão, quando esta é aplicada abaixo de As, a forma modificada produzida permanece porque a forma reversa (rearranjo dos cristais) e a transformação martensítica não ocorreram. Entretanto, se houver aquecimento, e a temperatura passar de As para Af, o material retornará à sua forma original e ocorrerá o que se denomina de efeito memória de forma. As propriedades mecânicas das ligas com memória de forma variam muito de acordo com a temperatura de transição (Figura 4).

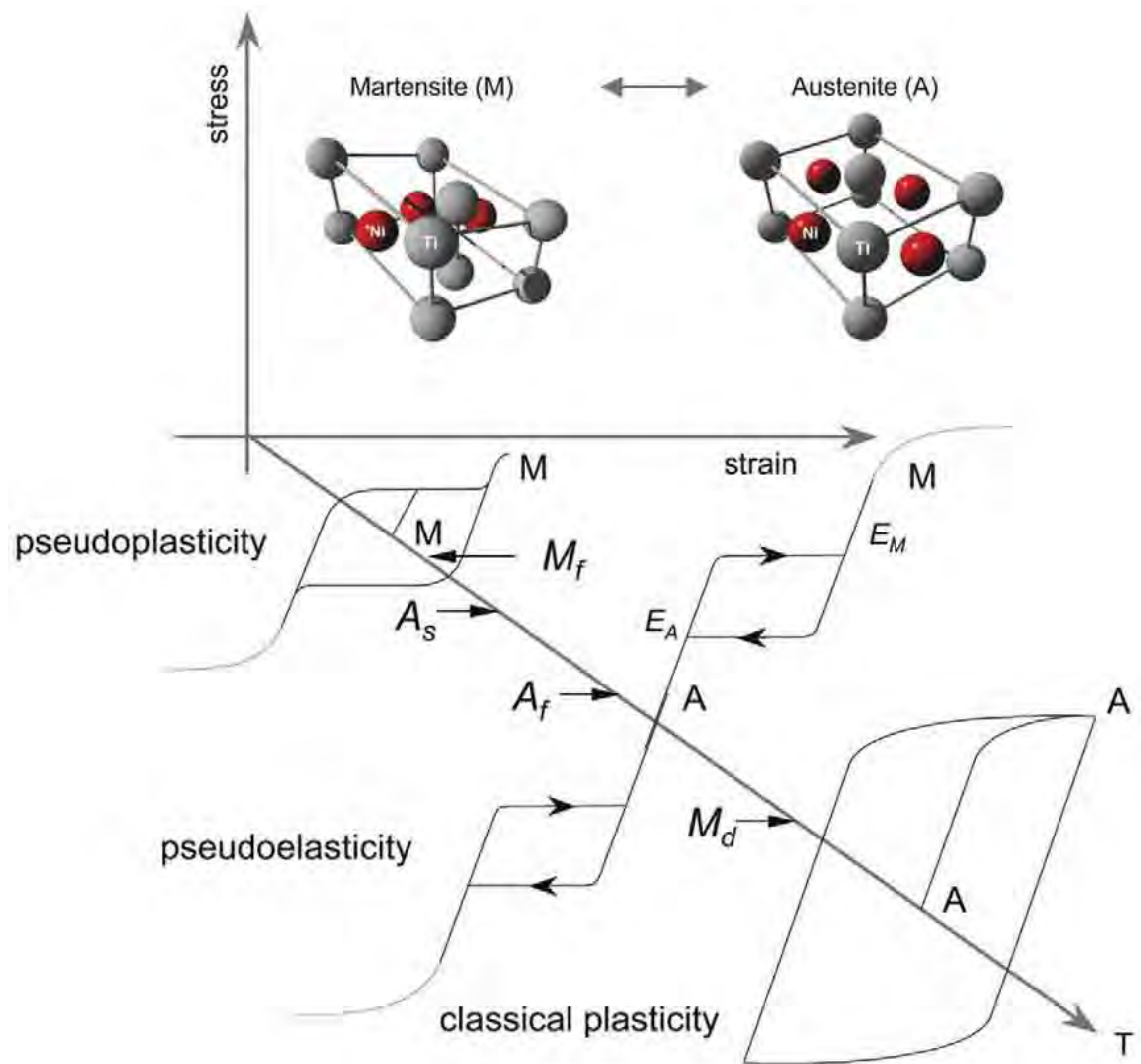


FIGURA 4- Representação esquemática da curva tensão-deformação-temperatura de um fio de Ni-Ti (STAMM et al.⁴⁴, 2004).

2.1.8 Memória de forma (“Efeito Mola”)

É a capacidade do fio de retornar à sua forma e estrutura original. Quando isso ocorre, o fio dispersa a energia (carga) acumulada.

Indica a capacidade do material de apresentar deformação inelástica durante ciclos de ativação/desativação, e de recuperar sua forma de acordo com a temperatura. Essa propriedade apresenta-se mais evidente em fios de Níquel-Titânio que sofrem transformação martensítica.

2.1.9 Soldabilidade

É a capacidade da liga em receber soldas, elétrica ou de prata. Proporciona uma vantagem adicional pois possibilita a incorporação de algumas modificações no desenho do aparelho (sistema de forças) . O fio de aço apresenta ótima soldabilidade tanto para solda elétrica quanto de prata. Já o Titânio-Molibidênio somente recebe solda elétrica, e as ligas de Níquel –Titânio não aceitam soldas.

2.1.10 Atrito

O atrito, ou resistência à fricção, refere-se à resistência da superfície de um material ao movimentar-se sobre um outro. Em Ortodontia, em algumas mecânicas (deslizamento, retração de caninos, arco de torque,etc) faz-se necessário o deslize do fio no braquete. Obviamente deseja-se um baixo nível de atrito nessa interface.

2.1.11 Biocompatibilidade e Estabilidade Ambiental

Qualquer material colocado na boca por períodos longos ou curtos tem de ter resistência à corrosão e ser tolerado pelos tecidos

evitando assim a presença de reações alérgicas no paciente. Não pode atuar como substrato para proliferação de microrganismos que possam alterar a microbiota oral ou causar qualquer dano aos tecidos periodontais e, eventualmente, comprometer as propriedades mecânicas do fio. Além disso, essas mesmas propriedades devem ser observadas por longo período após o fio ser manufaturado e colocado na cavidade oral para que o ortodontista possa prever o comportamento do fio.

2.2 Fios ortodônticos sob uma perspectiva histórica

Os fios ortodônticos podem, de acordo com suas propriedades físicas, serem classificados em três categorias ou gerações (TAYLOR⁴⁵, 1963; KAPILA e SACHDEVA²¹, 1989; KUSY²³, 1997; GURGEL et al.¹⁵, 2001; PROFFIT e FIELDS JR.³⁸, 2000; HANSEN¹⁸, 2004).

Primeira Geração

A primeira geração compreende os primeiros fios colocados em aparelhos fixos ortodônticos e também fios de TMA (Beta-titanium) e Titanium-Nióbio que foram introduzidos mais recentemente. Esses fios apresentam curvas semelhantes de ativação e desativação no gráfico de tensão /deformação.

Até o começo dos anos 30, as ligas de ouro foram as mais utilizadas nos tratamentos ortodônticos. Em 1929 o aço inoxidável austenítico foi introduzido no mercado, rapidamente ganhando mais popularidade que as ligas de ouro, por seu maior módulo de elasticidade, boa rigidez, boa resistência à corrosão e custo moderado.

O fio seguinte foi a liga de cromo-cobalto, desenvolvida pela Rock Mountaintm, e vendido com o nome Elgiloytm. Ele tem características semelhantes à do aço, mas apresenta maior formabilidade, o que, em termos clínicos, significa ser mais fácil de dobrar. Uma importante característica do Elgiloytm é que ele se torna mais rígido após tratamento térmico (calor).

A essa mesma categoria pertencem os fios TMAtm (liga de titânio-molibidênio) introduzidos por Burstone e Goldberg² em 1980, com quase todas as propriedades superiores às do aço e do nitinol. A última liga desta categoria a ser comercializada é a de titânio-nióbio (Ti-Nb). Tem sido indicada como fio de finalização por sua alta formabilidade quando se necessita de um fio para pequenas ativações que libere forças leves e para correções de terceira ordem.

Segunda Geração

A segunda geração de fios é caracterizada por exibir a curva de desativação diferente da curva de ativação. Nitinoltm foi lançada nos anos 60 por William Buelher em Silver Springs, Maryland (EUA). O nome é uma união dos componentes com o lugar onde foi inicialmente produzida: *ni* de níquel, *ti* de titânio e *nol* do Laboratório Naval de Ordenança. A composição da liga é de 50:50 níquel e titânio, e as suas maiores vantagens são a baixa rigidez, a alta elasticidade e a alta recuperação elástica, o que permite uma grande deflexão elástica. O Nitinoltm não é superelástico e tem limitada memória de forma.

Terceira Geração

A terceira geração pode ser considerada um aprimoramento da segunda e apresenta uma curva de desativação diferente (platô de superelasticidade), que é dependente da temperatura.

No final dos anos 80, os NiTi com estrutura austenita apareceram, como o nome de NiTi chinês e japonês. Eles tem dureza de apenas 7% quando comparados com o aço e podem ser defletidos 1.6 mais vezes que o Nitinol e 4.4 mais vezes que o aço sem apresentar deformação permanente.

Os A-NiTi (NiTi austenítico) podem através da tensão sofrer transformação martensita e apresentar superelasticidade ou “pseudoelasticidade”.O fio superelástico produz força quase constante durante um grande intervalo de deflexão em razão de sua transformação induzida por tensão de estrutura austenita , para martensita.

A família das ligas de níquel-titânio-cobre-crômio demonstra hoje o efeito termoelástico que exhibe superelasticidade e memória de forma sob temperaturas de transição de 27^o,35^o e 40^o, possibilitando aos ortodontistas o uso de fios de calibre maior já nas fases iniciais do tratamento.

2.3 Ligas e Configurações dos Fios Ortodônticos

(TAYLOR⁴⁵, 1963; KAPILA e SACHDEVA²¹, 1989; KUSY²³, 1997; GURGEL et al.¹⁵, 2001; PROFFIT e FIELDS JR.³⁸, 2000; HANSEN¹⁸, 2004)

2.3.1 Aço Inoxidável

As ligas de aço inoxidável (*stainless steel* – SS) foram introduzidas por ocasião da Primeira Guerra Mundial. Ao final da década de 30, devido aos avanços no processo de fabricação de ligas, o aço inoxidável gradativamente substituiu as ligas de ouro.

Os aços inoxidáveis podem ser divididos em três categorias: ferrítico, austenítico e martensítico. A liga utilizada na fabricação das ligas ortodônticas é o austenítico inoxidável. A típica formulação da liga de aço inoxidável para uso ortodôntico é de (% em massa): ferro (71% ou mais), cromo (17% a 25%), níquel (8% a 25%) e carbono (0,008% a 0,0015%). O cromo presente (no mínimo 11%) agrega a capacidade de proteger a liga contra oxidação o que a torna inoxidável. Da mesma maneira, um mínimo de 8% de níquel estabiliza a fase de estrutura austenita e incrementa a resistência à corrosão. Assim, entre os vários tipos de aço inoxidável, o 18/8, semelhante à classificação AISI 304 (American Iron and Steel Institute), é o comumente utilizado para fios ortodônticos, no qual 18 e 8 são as porcentagens de cromo e níquel, respectivamente.

De forma geral, as ligas de aço apresentam alta rigidez, baixa recuperação elástica, baixa resiliência e flexibilidade, boa

formabilidade e biocompatibilidade; possibilitando solda ou fusão, e apresentam baixo custo.

2.3.2 Aço Inoxidável Trançado

Os fios trançados comercializados pela Unitek Corp como twist-flex, são contemporâneos aos fios de níquel-titânio e, por certo tempo, foram a alternativa mais barata para estes últimos. Atualmente são pouco usados em razão da redução dos custos e da facilidade de obtenção dos fios de NiTi. São constituídos de números específicos de fios de secções reduzidas enrolados uns sobre os outros, configurados em secções redondas ou retangulares.

2.3.3 Cromo -Cobalto

As ligas de cromo-cobalto foram desenvolvidas por volta de 1950 pela Elgin Watch Company, compostas basicamente de cobalto (40%), cromo (20%), ferro (16%) e níquel (15%). Podem conter ainda molibidênio (7%), manganês (2%), berílio (0,04%) e carbono (0,15%). Estão disponíveis comercialmente como Elgiloy (Rock Mountain), Azura (Ormco) e Multiphase (American Orthodontics). São apresentadas com quatro condições de tratamento térmico: azul (macio), amarelo (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelho (resiliente). O Elgiloy azul pode ser curvado facilmente, possibilitando a execução de alças e dobras. Com exceção do Elgiloy vermelho, os fios de cromo-cobalto não tratados

termicamente têm menor limiar de deformação elástica que o aço de espessura compatível. Possuem características de rigidez semelhantes às do aço inoxidável, porém sua força e formabilidade podem ser modificadas pelo tratamento térmico. Um tratamento térmico a 482 graus centígrados por sete a doze minutos aumenta o limite de elasticidade e a resiliência dos fios. As ligas de cromo-cobalto são altamente biocompatíveis e podem receber solda, mas com alguma dificuldade. O coeficiente de fricção desses fios é baixo comparado a outras ligas.

2.3.4 Beta-Titânio (TMA)

A liga de beta-titânio foi desenvolvida primariamente para uso ortodôntico por Burstone e Goldberg² (1980) com o objetivo de produzir uma liga com características de desativação e valores aproximados a um terço do aço inoxidável. Foi inicialmente comercializada pela Ormco com o nome de TMAtm (*titanium-molibidenium alloy*) Leva esse nome por preservar a forma alotrópica beta, formada a altas temperaturas, que é obtida pela adição de elementos de liga ao titânio, como: molibidênio, zircônio e estanho. Contém 80% de titânio, 11,5% de molibidênio, 6% de zircônio e 4,5% de estanho. Seu módulo de elasticidade é cerca de 40% do módulo do aço inoxidável e 30% do da liga de cromo-cobalto, o que indica que, para as mesmas dimensões de fios e mesmas dimensões de alças, ativadas da uma mesma forma, a força aplicada aos dentes é de 40% em relação ao aço inoxidável e 30%

em relação ao Elgiloy. Esse baixo módulo de elasticidade permite forças leves mesmo com grandes deflexões. O fio TMAtm tem aproximadamente 40% da rigidez do aço e aproximadamente o dobro da do Nitinol. A formabilidade é boa, mas não são indicadas dobras vivas por serem altamente friáveis. Tem boa resistência à corrosão e, como desvantagem, apresenta alto coeficiente de fricção sendo muito limitado em mecânicas de deslizamento

2.3.5 Titânio-Nióbio

A liga de Titânio-Nióbio (TiNb) (Titânio Neuri, Sybron Dental Specialities Inc.; Orange, CA , USA) foi lançada em 1999. Considerada um fio sem níquel para finalização, de acordo com o fabricante, é uma liga macia e fácil de executar dobras, ainda que tenha o mesmo intervalo de trabalho do aço inoxidável (SS). Sua dureza é 20% menor do que a das ligas de TMA e 70% menor do que a do aço (SS). Por não conter Níquel em sua liga o fio TiNb tornou-se, junto com os braquetes cerâmicos e/ou de titânio, a opção mais viável para pacientes com sensibilidade ao níquel. Em consequência da baixa rigidez e de atrito desconhecido, não é recomendado para mecânicas de retração ou fechamento de espaço por deslizamento.

Dalstra et al.⁶ (2000) testaram as propriedades mecânicas de fios de titânio-nióbio (TiNb) comparadas às dos fios de aço inoxidável (SS). Foi observado o comportamento dos fios quanto a dobras e torção, quanto a dureza, limite elástico, comportamento do fio após deformação

plástica e recuperação elástica. Observou-se que a dureza da liga de TiNb é aproximadamente metade (46%) da do aço inoxidável (SS) e nos testes de torção aproximadamente 1/3 (36%). Essas características permitem aos clínicos usarem fios de TiNb em dobras artísticas sem as forças excessivas liberadas pelos fios de aço inoxidável. A recuperação elástica do TiNb, quando dobrado, é 14% menor do que a do SS enquanto na torção é quase a mesma ou ligeiramente mais alta, sendo possível utilizá-lo para correções em terceira ordem. O TiNb possibilita a solda de fios de diferentes calibres juntos, conseguindo-se diferentes sistemas de força.

2.3.6 Níquel-Titânio estável (*M-NiTi estável ou trabalhado a frio*)

As primeiras ligas de níquel–titânio foram introduzidas em 1971. O nome comercial da liga foi descrito como: Nitinol. Ela não é uma liga superelástica e tem limitada memória de forma. Como dito anteriormente, tem 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.

2.3.7 M-NiTi Trançado

Ainda dentro dessa modalidade, o M-NiTi pode apresentar-se trançado com configuração retangular. No mercado encontram-se disponíveis fios desse tipo como o Turbo da Ormco/Sybron. Tem reduzida formabilidade, são disponíveis apenas em secção retangular, sendo, portanto, indicados apenas para uso em braquetes pré –ajustados. São indicados para as fases iniciais do tratamento em casos que requeiram baixos níveis de força e podem ser utilizados na fase de intercuspidação.

2.3.8 NiTi Termoativado e Termodinâmico

As primeiras ligas superelásticas de níquel-titânio foram desenvolvidas no começo dos anos 80 e apresentadas por Burstone et al.³ (1985), seguidos por Miura et al.³² (1986). Apresentavam memória de forma muito maior do que a do Nitinol e após introduzidas no mercado receberam vários nomes comerciais como: Elastinol, Ni-Ti, Sentalloy, Sentinol, Titanol e Orthonol.

Burstone et al.³ (1985) descreveram as propriedades mecânicas do Ni-Ti 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 (Figura 5).

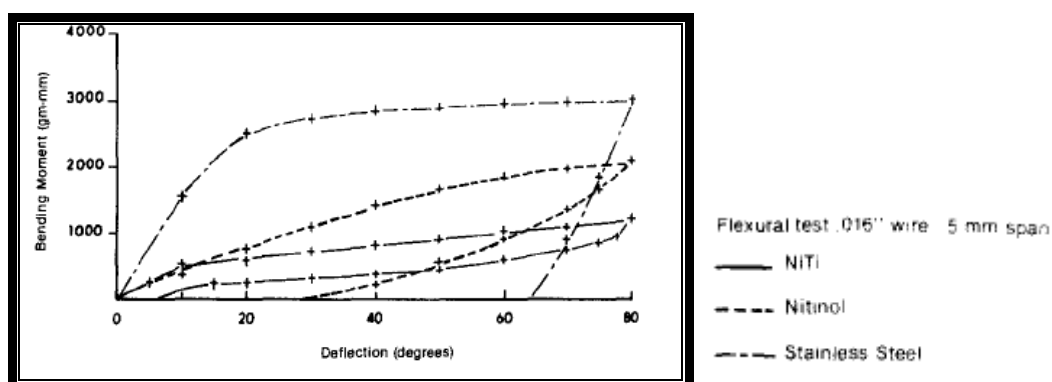


FIGURA 5- Gráfico mostrando diferenças de curva de ativação/desativação entre aço(SS), Nitinol e NiTi (BURSTONE et al.², 1985).

Logo em seguida Miura et al.³² (1986) apresentaram as “propriedades superelásticas da liga de NiTi japonesa”. A liga mostrou, em testes de flexão em três pontos (comparada ao aço inoxidável, liga de Cromo-Cobalto–Níquel e Nitinol) propriedades superelásticas, excelente recuperação elástica, efeito memória de forma e, ainda, liberou forças contínuas constantes e leves no platô de desativação.

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; o aço inoxidável com a estrutura de forma cúbica é conhecido como aço em fase austenítica, na qual os átomos se distribuem compondo uma estrutura cúbica de face centrada (CCC) (Figura 6). Como a própria denominação já sugere, a estrutura cúbica de face centrada (CFC) apresenta um átomo centrado em cada face. O aço martensítico, por sua vez, apresenta-se como uma estrutura tetragonal de corpo centrado (TCC) (Figura 7), na qual um átomo de carbono fica centrado entre os quatro átomos de ferro.

Para as ligas de níquel –titânio a grade espacial de forma cúbica de corpo centrado (CCC) indica a fase austenítica que compreende a forma mais rígida da liga. Em contrapartida, 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 CCC (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 (HC); 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. Como mostrado, pelos resultados de testes, por Burstone et al.³ (1985) e Miura et al.³² (1986), 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.³ (1985), será

necessário estabelecer um valor para cada fase respectivamente. Quanto maior a deformação, menor a proporção carga/deflexão.

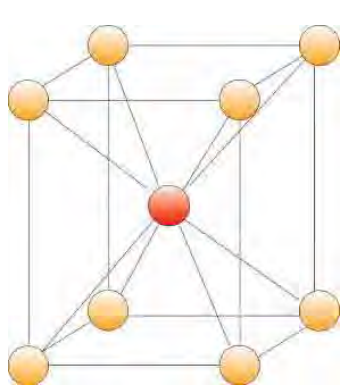


FIGURA 6 - Tetragonal de corpo centrado

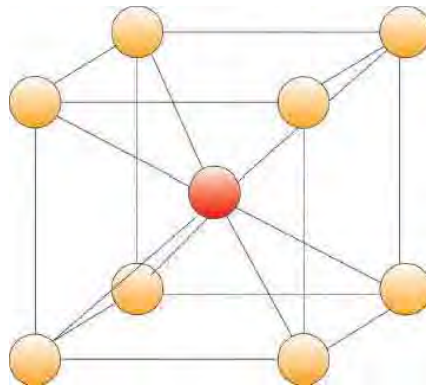


FIGURA 7 - Cristal cúbico de corpo centrado

(GURGEL et al.¹⁵, 2001).

Os fios A-Niti podem ser encontrados em diferentes temperaturas de transição indicando a ação em intervalos de força previamente estabelecidos. Atualmente várias empresas possuem fios A-NiTi, mas nem todas descrevem essa importante diferenciação em temperatura ou força, o que resulta em variações surpreendentes em testes laboratoriais.

As ligas de Copper Ni-Ti (termodinâmica ou martensítica ativa) possuem a vantagem de apresentarem várias temperaturas de transição, enquanto as primeiras ligas superelásticas tinham sua temperatura de transição abaixo da temperatura ambiente. O CuNiTiTM produzido pela Ormco/Sybron apresenta três temperaturas: 27°C, 35°C,

40°C. Os fios da série NeoSentalloy™ (GAC), também termodinâmicos, apresentam diferentes tipos (F 80, 160, 200, 240 e 300), classificados segundo a força que liberam no platô de superelasticidade.

Gil e Planell¹⁴ (1999) observaram o efeito da adição de Cu (cobre) às ligas de NiTi e concluíram que: (1) comparado com ligas de NiTi, a adição de Cu diminuiu a histerese do fio; (2) estabilizou as características superelásticas, por fazer a temperatura Ms (início da transformação martensítica) ficar menos sensível a variações do que as ligas de NiTi; (3) a inclinação das curvas de desativação dos CuNiTi são menores do que as ligas de NiTi, produzindo maior estabilidade tanto na temperatura de transformação, quanto nos níveis de força aplicados ao dente; (4) a presença de Cu reduziu o efeito “envelhecimento” do fio e mostrou pequenas quantidades de Cu em estudos com saliva artificial após longo período de imersão.

2.3.9 Ligas de Resina ou Fibra de Vidro

Confeccionados de fibras cerâmicas embebidas em uma matriz polimérica, esses fios ainda encontram-se em protótipo. Têm elasticidade próxima da elasticidade dos fios M-NiTi, baixo coeficiente de atrito, formabilidade e soldabilidade ainda desconhecidos.

2.4 Testes realizados em fios de NiTi

2.4.1 Ensaios de Flexão em um Ponto (Teste de Cantilever)

Burstone et al.³ (1985), estudaram, por meio de ensaio de flexão em um ponto (teste de cantilever), o NiTi chinês com o objetivo de determinar sua rigidez, recuperação elástica e momento máximo sob flexão e comparar suas propriedades com as do aço e do Nitinol. Os autores observaram que o NiTi chinês apresentava 4.4 vezes melhor recuperação elástica comparado ao aço, e 1.6 vezes comparado ao Nitinol. Com 80% de ativação no ensaio de flexão, o NiTi chinês apresentou 73% da rigidez do aço e 36% da do Nitinol. Relataram que o NiTi chinês apresentava uma curva incomum durante a desativação, liberando um platô de forças relativamente constantes. Concluíram que o NiTi chinês, por sua baixa rigidez, era ideal em situações nas quais existissem grandes desníveis dentários e fossem necessárias grandes deflexões do fio e, ao mesmo tempo, em que o nível de força fosse constante e relativamente baixo (comparado ao aço e ao Nitinol).

Miura et al.³³ (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.

Chen et al.⁴ (1992) compararam, através de ensaio de flexão em um ponto (teste de cantilever em torsão e deflexão), 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 torsão a 720°. Neste estudo o NiTi chinês demonstrou 100% de recuperação no teste de flexão e 19% de deformação permanente após torsão. 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).

2.4.2 Ensaios de Flexão em Três Pontos

Tonner e Waters⁴⁶ (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 coaxial. 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.

No mesmo ano, Tonner e Waters⁴⁷ publicaram as variações apresentadas entre os lotes de fabricação dos mesmos fios estudados no trabalho anterior. Foram feitos ensaios de flexão em três pontos a 35°C (suposta temperatura da boca). Os resultados mostraram que todos os lotes apresentaram variações nos diâmetros dos fios, sendo subdimensionados. O maior coeficiente de variação foi relativo à inclinação inicial (7.5%) e ao platô de desativação (10%). Um alto grau de correlação foi encontrado em todos os diferentes lotes entre as médias de

inclinação inicial das curvas e o diâmetro dos fios e foi deduzido que nessa temperatura os fios tinham uma estrutura austenítica e virtualmente composições estruturais iguais.

Ibe e Segner¹⁹ (1998) testaram através de ensaio de flexão em três pontos seis diferentes tipos de NiTi (0,016"x 0,022") com propriedades superelásticas e que supostamente liberariam variáveis níveis de força (informações do fabricante). O fio usado como controle e para testar o método foi o NeoSentalloy 80 . Os fios testados foram: Bio Force Sentalloy, Multi-Force Archwire Titanol, Triple-Force Archwire Titanol, Tri-force Arch e Multi Force Arch. Os fios foram testados em diferentes tamanhos simulando uma determinada região (incisivo 0-16mm; canino 16-29mm, pré-molar 29-41mm e molares 41mm ao fim do fio). O NeoSentalloy 80 liberou, como esperado, força média de 95.4cN em todos os segmentos de fio. O Sentalloy Bio Force apresentou força média de 14 cN no segmento do incisivo e foi aumentando a 100.7cN na região dos molares. O Titanol Multi-force começou com uma força de 223.8 cN para incisivos, aumentando para 251.1 cN na área dos molares. O Triple-Force Archwire Titanol começou com uma força de 108.0 cN para incisivos, aumentando para 216.1 cN para molares. Os autores concluíram que a fabricação de fios superelásticos com diferentes níveis de força, pode minimizar o aparecimento de reabsorções radiculares e aumentar o conforto do paciente.

Com o objetivo de oferecer aos clínicos um guia para seleção de fios de NiTi, Nakano et al.³⁵ (1999) compararam, em testes de flexão de três pontos, 19 marcas comerciais de fios 0,016" e 23 marcas comerciais de fios 0,016"x 0,022". Para comparar propriedades mecânicas, testaram também uma liga de cromo-cobalto e uma de TMA. Os autores observaram que: (1) 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. (2) 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 termodinâmicos. Quando comparadas com as ligas de Cromo-cobalto e TMA, as ligas de 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.

Iijima et al.²⁰ (2002) estudaram as propriedades mecânicas de três ligas de NiTi (NiTi e Copper Ni-Ti 40° (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). O teste de flexão foi feito nas seguintes temperaturas : 27,37,60°C e nos seguintes intervalos (37-2°C e 37°C) e (37-60°C e 37°C). A difração em micro raios X foi feita no lado de tensão quando a temperatura mudava de 37° para 60°C e de 37° para 2°C. 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.⁵² (2002) relataram que muitos testes mecânicos feitos previamente em fios de NiTi falharam em simular algumas características importantes de situações clínicas . O objetivo desse trabalho foi investigar as características de carga-deflexão de sete diferentes tipos de fios de 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: (1) a performance dos fios depende do desenho do modelo de teste, incluindo o tipo de braquete e a quantidade de deflexão, (2) o NiTi (Ormco) apresentou os valores mais altos na desativação durante todos os testes de deflexão e em todos os modelos, (3) o ranking dos outros fios foi alterado pelas condições dos testes tendo o fio Twistflex o que produzido resultados comparáveis aos do NiTi termodinâmicos; (4) os modelos de teste indicaram que o braquete Twin–Lock produz menos atrito do que os braquetes Edgewise normais.

Fischer-Brandies et al.⁹ (2003) testaram cinco marcas comerciais de NiTi com comportamento superelástico (NeoSentalloy 80, Cooper NiTi 35°, 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°, 37° e 60°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° a + 80°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°) 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°) , enquanto nos outros fios só ocorreu a 1.2-1.5mm de deflexão.

Parvisi e Rock³⁷ (2003) observaram o comportamento de três fios de NiTi termoativados (Regency Thermal, Orthoform e Eurotherm) e um NiTi termodinâmico (Memory). Foram testados fios de 0,4 mm redondos e de 0,4 x 0,56 mm retangulares em deflexão de 2 mm a 4 mm imersos em água em diferentes temperaturas (20°, 30° e 40°C) em ensaios de flexão de três pontos e em um modelo simulando uma arcada dentária. A análise de variância revelou que, independente do tipo de teste e do tipo de fio , o diâmetro mostrou correlação positiva com os níveis de força produzidos. O aumento no diâmetro dos fios praticamente dobrou os valores das forças nos ensaios de flexão. Os valores das forças variaram conforme o modelo de teste usado, tendo o modelo que simulava uma arcada dentária inteira apresentado forças mais altas que o ensaio de flexão em três pontos. Nos testes de flexão em três pontos, o aumento da deflexão de 2 para 4mm não teve efeito significativo nos valores das forças liberadas, mas no modelo simulando a arcada dentária, as forças produzidas a 4mm de deflexão foram em média 4 vezes maiores. Cada um dos fios termoativados produziu forças menores do que as do fio termodinâmico. Entretanto houve grande variação entre os três fios estudados. Nos ensaios de flexão, cada 10°C de aumento na temperatura de 20° até 40°C teve um efeito altamente significativo nas

forças produzidas por cada um dos fios termoelásticos. No modelo simulando a arcada inteira, os aumentos de forças só foram significantes no intervalo entre 20^o-30^oC.

Garrec e Jordan¹² (2004) estudaram 15 fios de NiTi (Thermo NiTi (Ortho-Force)) pré contornados de três diâmetros diferentes (0,016 x 0,016; 0,018 x 0,018; 0,020 x 0,020) em testes de flexão em três pontos (0 mm a 3mm) 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 a rigidez diminui com o aumento da deflexão, principalmente no platô de desativação, mas que a rigidez também depende do volume da transformação martensítica, pois, durante a transformação, o módulo de elasticidade da liga não é constante.

Garrec et al.¹³ (2005) compararam, através de ensaio de flexão em três pontos (0 mm -3mm a 37^oC), 10 fios de NiTi (NeoSentalloy F200 (GAC)) de diâmetros diferentes (0,018" x 0,018" e 0,020" x 0,020"), com o objetivo de avaliar a resistência à tensão nos diferentes diâmetros e sua influência na propriedade de superelasticidade desses fios. Os fios mostraram uma pequena diferença entre as forças para a mesma deflexão durante a curva de ativação quando comparada com a curva de desativação. Os resultados mostraram que o diâmetro dos fios não é

um fator de importância primária nos níveis de força liberados durante os ensaios de flexão; que a resistência à flexão nos fios de NiTi não é constante e não foi fortemente relacionada ao diâmetro deles quando apresentaram comportamento superelástico na curva de desativação. Isso foi explicado pela não constância do módulo de elasticidade durante o processo de transformação martensítica. Os autores concluíram que, em alguns casos, o tratamento ortodôntico pode começar com arcos de NiTi retangulares preenchendo todo o slot do braquete, fio esse que libera forças fisiológicas obtendo o movimento ortodôntico desejável e compatível com o conforto do paciente.

2.4.3 Ensaios de flexão em Três Braquetes

Segner e Ibe⁴³ (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 (work hardened). 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.

Oltjen et al.³⁶ (1997) compararam es o ensaio de flexão em três pontos, com o ensaio de flexão em três 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). Os autores observaram que, em geral, os resultados de rigidez para o mesmo fio, nos dois testes, mostraram que: os valores no ensaio de flexão em três braquetes eram de 1,5 a 4 vezes maiores do que no ensaio de flexão em três pontos para deflexões de 1 mm e 2 mm e que, aos 3 mm a diferença se mostrou 7,5 a 40 vezes maior. Uma exceção a esse padrão foram os fios de NiTi no ensaio de flexão em três braquetes a 2 mm de deflexão, cujos valores do ensaio de flexão em três pontos foram maiores. Geralmente, à medida que aumentava o número de fios trançados, a rigidez diminuía, independente do teste empregado ou de quanto o fio tinha sido defletido. 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.

Santoro e Beshers⁴² (2000) investigaram a influência do estresse induzido no intervalo da temperatura de transição em três diferentes marcas comerciais de fios de 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 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.¹⁶ (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 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 e Odegard²⁷ (2001) observaram o efeito do resfriamento e do aquecimento rápido em três marcas comerciais diferentes (NeoSentalloy F200 (GAC), Copper NITi 35°C (Ormco) e Nitinol (3-M, Unitek) (0,017"x 0,025")). Foi utilizado um modelo de ensaio de flexão em três braquetes com deflexões variando de 0,5 mm a 2 mm. Para estudar o efeito da alteração de temperatura por ingestão de líquidos quentes ou frios, os fios eram ativados por 2 minutos e depois

submetidos a mergulhos em água fria (10°C) por 10 segundos. Após 5 minutos de descanso, sua recuperação foi avaliada pela máquina de testes. O fio então era completamente desativado, para estudar se possíveis deformações permanentes tinham ocorrido. Depois, a mesma sequência era feita com água quente (80°C). Essa sequência foi repetida três vezes. Os resultados indicaram que o NiTiNol foi pouco afetado pelo aquecimento e resfriamento rápidos na fase de ativação. Em contrapartida, os superelásticos foram fortemente afetados. Na fase de ativação, o efeito do calor foi transitório, enquanto no resfriamento o fio continuou a liberação de forças abaixo do normal. Na fase de desativação, o efeito do resfriamento foi transitório, enquanto no aquecimento o fio continuou a liberação de forças acima do normal.

2.4.4 Ensaios de Torção

Filleul et al.⁸ (1997) estudaram 4 marcas comerciais de fios de Niti (NiTi (Ormco), Neo Sentalloy F100 (GAC), Copper NiTi 35⁰ e Copper NiTi 40⁰ (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: (1) no NiTi, a inclinação do platô de desativação para a

memória de forma e a superelasticidade foi semelhante e apenas os platôs eram diferentes; (2) 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; (3) 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 e Odegaard²⁶ (1998) estudaram o comportamento de vinte e cinco fios de NiTi superelásticos e convencionais, um fio de NiTi trançado e dois fios de TMA, de diferentes diâmetros e de sete diferentes fabricantes em testes longitudinais de torção a 37°C. Os fios eram torcidos a 25° e depois desativados simulando a aplicação de torque em um dente. Os autores observaram que: (1) os NiTi testados eram, em média, mais finos do que os valores anunciados, tendo grande variação no bísel dos fios; (2) a quantidade de “jogo” durante a torção foi significativa, e a variação intra-amostra foi pequena, mas considerável se considerados os fabricantes. Nos ângulos abaixo de 25°, os fios 0,016”x 0,022” de NiTi não liberaram praticamente nenhum torque; (3) os fios 0,017”x 0,025” e 0,018”x 0,025” demonstraram rigidez à torção semelhante. (4) se o torque desejável para um dente fica em torno de 5 a 15 Nmm, os fios 0,018”x 0,025” apresentaram menos “jogo” e são mais

indicados para aplicação de torções de mais de 20° para a maioria dos fios estudados. Abaixo de 20°, esse diâmetro excederia o nível de forças indicado e os fios 0,017"x 0,025" seriam mais indicados.

Meling e Odegaard²⁴ (1998) estudaram o comportamento de oito fios de NiTi superelásticos, durante o aquecimento (80°C) e resfriamento rápido (10°C) em testes de torção a 20°, simulando a aplicação de torque em um único dente. Os autores concluíram que: (1) as propriedades dos fios de NiTi foram alteradas pelo resfriamento e pelo aquecimento rápido, e o efeito do calor foi transitório, entretanto, após o resfriamento, o torque permaneceu abaixo do normal durante pelo menos 5 minutos em quase todos os fios; (2) os fios considerados mais termodinâmicos (Copper 27, 35 e 40° e NeoSentalloy) também mostraram a tendência de redução de torque quando o resfriamento rápido foi repetidamente aplicado, não mostrando nenhuma recuperação nos valores uma hora após o teste; (3) assumindo que níveis mínimos de torque são necessários para causar resposta tecidual compatível com o movimento dentário, é possível afirmar que esses fios liberam forças inadequadas ao movimento ortodôntico após ingestão de líquidos quentes e frios.

Meling e Odegaard²⁵ (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 torção. Apenas um fio (NeoSentilloy 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 NiTi para ativações em terceira ordem tornava-se questionável.

Gurgel et al.¹⁷ (2001) avaliaram os momentos à torção em curvas de ativação e desativação de nove fios de NiTi (0,017" x 0,025") (oito superelásticos e um convencional), de sete fabricantes diferentes. Os testes foram feitos em um torcímeter para rotações entre 0° e 40° de ativação e desativação. Os fios Elastinol 27, Original Reflex e Rematitan

Lite tiveram os maiores valores para momentos de ativação e desativação, sem evidência de platô típico de efeito superelástico. Platôs com momentos constantes foram observados nos fios : Copper NiTi 27° e 35°, Elastinol 35, NiTi Morelli, Neo-Sentalloy F200 e Nitinol ativado pelo Calor. Os valores dos momentos à torsão variou entre os fios superelásticos , mesmo quando os fios tinham o mesmo intervalo de temperatura de transição. Alguns fios superelásticos apresentaram momentos à torsão que eram comparáveis aos do NiTi convencional.

2.4.5 Outros Testes

Dalstra e Melsen⁵ (2004) avaliaram se a temperatura de transição dos fios de Cu-NiTi afetava a quantidade de movimento dentário durante o alinhamento inicial no tratamento ortodôntico. Para isso, utilizaram fios de Cu-Niti especialmente manufaturados, que consistiam em duas metades de fios Copper NiTi 27°C e Copper 40°C unidas exatamente no meio. Esses fios foram colocados no arco superior de 15 pacientes aleatoriamente selecionados com idêntico nível de irregularidades. O movimento dentário foi medido por meio de fotografias intra-orais do plano oclusal. Para calibração e criação de pontos de referência foi feita a impressão com Optosil (Silicone) do palato dos pacientes no qual um apoio de Plexiglass (acrílico) foi fixado e nesse acrílico foi desenhada uma grade com 5mm de intervalo. As fotos, então,

foram tiradas com o paciente usando o palato de silicone e a grade por cima. A duração do alinhamento variou de 3 a 5 semanas. Os autores observaram que: o movimento dentário foi maior no lado do Cu-NiTi 40°C; entretanto, em apenas um caso o total de translação dos pré-molares foi significativa. Em geral, os pacientes não relataram nenhuma diferença entre os lados do arco. Somente um paciente relatou sentir o lado do Cu-NiTi 27°C pois sentia certo incômodo ao beber líquidos quentes do outro lado. Os autores concluíram que as diferenças entre os dois fios eram tão pequenas, que houve dúvidas se elas poderiam ser notadas clinicamente.

2.4.5 Tratamento Elétrico/ Tratamento Térmico de Fios de NiTi

Miura et al.³² (1986) testaram o Ni-Ti japonês de 0.016 com imersão em banho de sal de nitrato a 200°C, 300°C, 400°C, 500°C e 600°C. Os fios foram imersos por 5, 10, 60 e 120 minutos. Vinte variações de tratamento térmico (calor) foram testadas. Após imersão, os fios foram mergulhados em água. As propriedades mecânicas dos fios foram depois testadas através de ensaio de flexão em três pontos. Foi observado que, até os 400°C, não houveram mudanças drásticas no comportamento dos fios, entretanto a partir de 500°C em imersão por 5 minutos a 2 horas foram observadas grandes diferenças nos níveis de força e no comportamento superelástico e aos 600°C, os fios perderam todas as propriedades superelásticas independente do período de imersão.

Miura et al.³¹ (1988) desenvolveram o método DEHRT (Direct Electric Resistance Heat Treatment) para fios de níquel-titânio superelásticos. Uma corrente elétrica passaria diretamente pelo fio, gerando calor suficiente para tornar possível que fosse dobrado sem alterar suas propriedades mecânicas. Cinco diferentes diâmetros do NiTi japonês redondo foram testados (0,014", 0,016", 0,018", 0,020" e 0,022") e comparados com os fios de aço (Truchrome), Co-Cr-Ni (Elgiloy-Rock Mountain/Orthodontics) e NiTi (Unitek). Foram usados seis centímetros de fio reto dobrado a um ângulo de 90°, e a relação usada entre o tempo (em segundos) e a amperagem utilizada está mostrada na Figura 8. Os autores concluíram que, se fosse utilizado um tempo maior, menos corrente elétrica seria necessária (Ex: para um fio 0,016", 1 segundo de tratamento precisaria de 5,5 A. Por outro lado, para 5 segundos de tratamento apenas 3,5 A eram necessários.). O estudo também mostrou que, quanto menor o diâmetro do fio, menos corrente elétrica era necessária. Os fios de aço, Elgiloy e NiTi (Unitek) foram dobrados com alicate, sem nenhum tratamento, tendo sido comparadas as propriedades mecânicas desses fios com as do NiTi japonês dobrado só com alicate e pelo método DEHRT. A comparação foi feita pelo teste de cantilever, desfazendo o ângulo de 90° e depois liberando o fio para que fosse calculada a recuperação elástica de cada fio testado. Os resultados mostraram que o NiTi japonês que usou o método DEHRT teve

recuperação elástica de 100%, enquanto o aço e o Elgiloy tiveram deformação permanente de 40⁰ e o NiTi (Unitek) teve deformação permanente de 15⁰. O NiTi japonês dobrado somente com o alicate teve uma deformação permanente de 35⁰. Um outro teste foi feito passando 3,5 A no segmento anterior de um arco pré contornado de NiTi japonês 0,016" por 45 minutos e depois no segmento dos pré-molares por 15 minutos. No final, o segmento anterior recebeu 60 minutos de corrente e o segmento dos molares não recebeu nenhuma corrente. Foi feito ensaio de flexão em três pontos cuja conclusão mostra que, no segmento do pré-molar, o platô de desativação foi atingido aos 180 g e no segmento anterior com 80 g. Os autores concluíram ser possível alterar as características superelásticas do fio através do tratamento elétrico, em seus diversos segmentos.

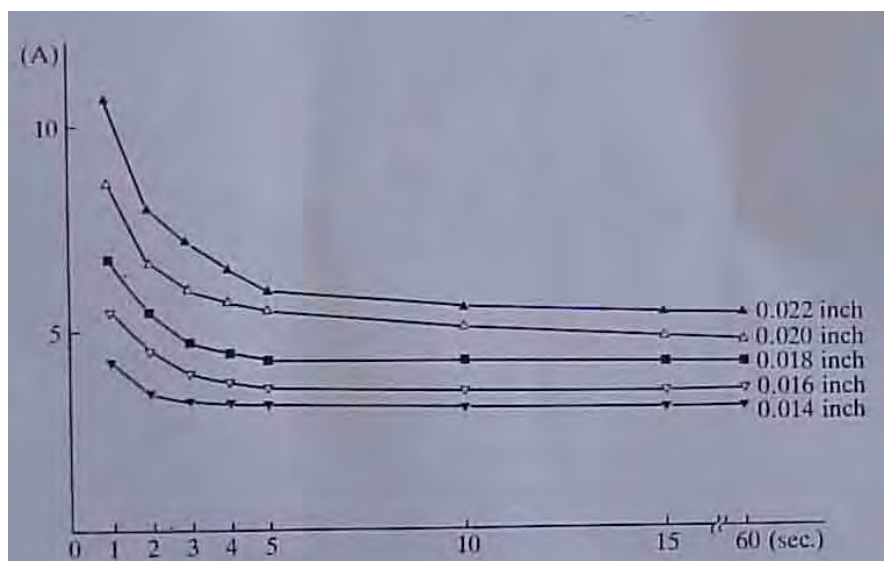


FIGURA 8- Relação entre o tempo (em segundos) e o valor da corrente elétrica (MIURA et al.³¹,1988).

Khier et al.²² (1991) avaliaram seis diferentes calibres de seis diferentes marcas comerciais de fios de NiTi - três marcas com comportamento superelástico (Nitinol SE, Sentinol, NiTi (Ormco) e três não superelásticas (Nitinol, Titanal e Orthonol). Foram testadas as propriedades mecânicas dos fios sem tratamento térmico e após tratamento térmico (forno a vácuo) (Big Brute, Holland) a 500°C e 600°C, por 10 minutos e por 2 horas em teste de flexão tipo cantilever (6 mm de comprimento). No geral, as propriedades mecânicas dos sem tratamento térmico foram similares para as três marcas de fios superelásticos e para as três marcas de fios não superelásticos, tendo o tratamento térmico afetado ligeiramente as propriedades do grupo não superelástico. Para as três marcas superelásticas, o tratamento térmico a 500°C por 10 minutos teve um efeito mínimo no teste de flexão, sendo que no tratamento por 2 horas houve diminuição da média dos valores dos momentos no platô de desativação, e, aos 600°C, os fios perderam totalmente o comportamento superelástico. As diferenças nas respostas dos dois tipos de fios ao tratamento térmico e ao teste de flexão foram atribuídas às diferentes proporções da microestrutura martensítica e austenítica na liga de Ni-Ti.

Yoneyama et al.⁵³ (1993) estudaram o comportamento de um liga de Ni-Ti (NT-SEA, Furukawa Electric Co., Japan) de 1 mm de

diâmetro após tratamento térmico. A liga foi cortada em pedaços de 50 mm e recebeu banho de nitrato. O tratamento térmico foi feito em dois passos. O primeiro passo foi o tratamento a 713 K por 1,8 segundos , e, após esse banho, o fio foi contraído linearmente em tubos de aço, o que tornaria o fio reto e flexível para preparação de sua forma posterior. O segundo passo foi o mesmo tratamento à temperatura entre 673-813 k, em aumentos de 20 k, por 1,8 segundos . O propósito do segundo passo foi mudar forma dos fios e controlar as suas propriedades mecânicas. Neste estudo, os arcos foram contornados de forma linear para o teste de flexão em três pontos e para o teste de calorimetria diferencial por varredura. Todos os fios foram mergulhados em água imediatamente e polidos após o tratamento térmico. Os resultados mostraram que as temperaturas de transformação dos fios foram mais baixas com o aumento da temperatura do tratamento térmico e que a temperatura do fim da transformação reversa ficou abaixo da temperatura média do corpo quando os fios foram testados após tratamento térmico acima de 753 K. Observaram que as curvas de ativação e desativação sofreram menos mudanças quando a temperatura dos testes ficou entre 733-813 k.

Wiechmann ^{49,50} (1999,2000) afirmou que um dos conceitos essenciais para o sucesso do tratamento lingual é a individualização dos fios, em especial o uso de fios superelásticos, que poderiam ser programados com torque, curva reversa de Spee e dobras de primeira e

segunda ordem. Para tanto ele citou os sistemas Orthomate e Orthoterm. O sistema Orthomate seria um robô acoplado a um computador que geraria todos os dados do fio a ser dobrado (material, calibre, dobras e torções a serem dadas). Após as dobras, os fios receberiam tratamento térmico (elétrico), considerado pelo autor como uma reprogramação feita pelo sistema Orthoterm para prevenir a alteração posterior de forma e das propriedades superelásticas do fio. Nesses artigos o autor não discorre sobre detalhes do Orthoterm e de artigos de publicação em inglês que tenham testado os dois sistemas. Apenas cita que o fio deve ser fixado tridimensionalmente no Orthoterm para evitar deformações.

Stamm et al.⁴⁴ (2004) observaram a precisão de dobras em terceira ordem de fios de Níquel-Titânio e o efeito do tratamento térmico sob pressões baixa e alta após o tratamento de memorização do fio utilizando o sistema Orthoterm. Foram testados 30 fios de Neo Sentalloy F80 (GAC), mesmo lote de fabricação, de calibre 0.016" x 0.022" aos quais foram incorporados 200 ângulos de torções aleatoriamente determinados, variando de 0° a 60°, por meio de uma máquina controlada por computador (Syrinx Medical Technologies GmbH, Berlin, Germany) à temperatura de 19° C (abaixo de $A_s = 21.8^\circ \text{C}$). No grupo 1 (n=100) foi feito tratamento térmico a 1.6 MPa (16 bar) de pressão e no grupo 2 (n=100) a 50 MPa (500 bar). Os autores concluíram que dobras de

terceira ordem de 0° a 30° podem ser feitas em NiTi superelásticos com certa margem de segurança independente da pressão aplicada. Alertaram para o fato de que problemas técnicos na produção de ligas de NiTi relativos às suas composição e dimensão resultam em diferentes variações quanto às propriedades mecânicas e de flexão da liga. Por esse problema se aplicar tanto aos diferentes fabricantes quanto aos diferentes lotes de um mesmo fabricante, os autores recomendaram torções apenas entre 0° e 30° , sempre com tratamento térmico adequado que evite de formação plástica do fio, pois dobras permanentes aliadas à não recuperação do fio tornam o seu uso clínico impraticável.

Hansen¹⁸ (2004) estudou o efeito do tratamento elétrico (DERHT) e do tratamento térmico (forno 500°C 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°) no sistema de FSI (Identificador de Sistemas de Força, Aarhus, DK). As seguintes marcas comerciais foram testadas: CuNiTi27TM, CuNiTi40TM, NiTiTM, NeoSentalloy 100TM. O autor concluiu que: (1) todos os fios perderam seu comportamento superelástico depois de serem dobrados e receberem tratamento térmico (500°C por 5 minutos); (2) apenas o fio CuNiTi40TM apresentou comportamento superelástico após torção acima de 20° ; (3) 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).

2.5 Variação da Temperatura Bucal

Volchansky e Cleaton-Jones⁴⁸ (1994) estudaram a temperatura da mucosa oral saudável e do osso adjacente. Usando uma sonda periodontal termossensível e um termômetro digital, quatro grupos de temperatura foram medidos: (1) adjacente ao terceiro molar incluso antes e depois da cirurgia; (2) no mesmo local em pacientes que não iriam receber cirurgia nessa área e (3) na mucosa bucal na área do incisivo inferior. Em cada grupo a temperatura sublingual foi medida para calcular o diferencial de temperatura entre o local medido e o indivíduo. No último grupo (4), a temperatura sublingual foi medida com a boca fechada. A temperatura do osso alveolar foi, em média, 5°C mais baixa do que a da mucosa adjacente, e a média da temperatura da mucosa pós-operatória foi 2,5°C mais baixa do que antes da cirurgia. A temperatura sublingual de boca fechada permaneceu relativamente constante. De boca aberta, nas regiões posterior e anterior, houve diminuição (estatisticamente significativa) do valor da diferença entre a temperatura sublingual e da mucosa. Diferenças significantes também foram encontradas entre os diferenciais de temperatura calculados usando a temperatura sublingual no início e após 10 minutos. Os autores concluíram que a temperatura

lingual deveria ser registrada imediatamente antes da medida da temperatura da mucosa.

Airoidi et al.¹ (1997) observaram, por meio de seis sensores de temperatura colocados em aparelhos de contenção tipo Hawley no arco superior e no arco inferior, as modificações na temperatura da boca após a ingestão de líquidos quentes e frios. Os sensores foram colocados em um adulto jovem do gênero masculino, com saúde periodontal, 32 dentes saudáveis e oclusão tipo classe I normal. As medições foram feitas após a ingestão de chá a 60°C e água fria a 5°C, de três maneiras diferentes: um simples gole, vários goles e um simples gole, mas como se fosse um bochecho. Os autores observaram que: (1) a temperatura bucal após a ingestão de líquidos quentes ou frios varia de maneira diferente em diferentes locais da boca, não sendo possível observar um padrão único; (2) o arco inferior apresenta mais variações do que o arco superior, com exceção da área dos incisivos e quando se faz o bochecho; (3) as variações de temperatura encontradas no palato foram ligeiramente menores do que nos dois arcos; (4) após a ingestão de líquidos quentes ou frios, a temperatura muda subitamente, mas recupera a temperatura média (37°C) rapidamente.

Moore et al.³⁴ (1999) investigaram a variação de temperatura em locais adjacentes ao incisivo central e ao primeiro pré molar superior

direito; a correlação com a temperatura ambiente e a influência da variação inter-racial. Vinte e dois adultos jovens foram aleatoriamente selecionados (13 asiáticos e 7 caucasianos). Dois sensores térmicos foram colocados em um aparelho ortodôntico (tipo Hawley) com um sensor externo medindo a temperatura ambiente. Um gravador armazenava as temperaturas em intervalos de 5 segundos durante 24 horas. A temperatura variou de 5,6° a 58,9°C no incisivo e de 7,9° a 54°C no pré-molar, com média de 34,9°C e 35,6°C, respectivamente. A temperatura ambiente apresentou baixa correlação com a temperatura intrabucal. Os asiáticos e os caucasianos tiveram diferenças significantes na distribuição da temperatura. A temperatura média durante as 24 horas variou de 33° a 37°C, e nos dois locais a temperatura mais freqüente foi de 35°-36°C.

Sakima et al.⁴¹ (2005) avaliaram a influência das possíveis diferenças de temperatura intrabucal nas forças liberadas por sete marcas comerciais de fios NiTi (0,019" x 0,025"). Considerando que a temperatura da boca pode variar de 33° a 37°C na maior parte do tempo, cinco diferentes temperaturas (30°, 33°, 35°, 37° e 40°C) foram testadas no Identificador de Sistemas de Força (FSI, Aarhus, Denmark). O sistema simulou deslocamento, em primeira ordem, de até 4 mm a cada temperatura. Cinco testes de cada fio foram feitos. Os resultados mostraram que: (1) o comportamento de todos os fios foi diferente; (2) o

Copper NiTi40TM apresentou o menor e mais constante nível de força no platô de desativação, seguido pelo NeoSentaloy 200 g. Entretanto, esses fios não funcionariam bem em respiradores bucais, pois não liberam força abaixo dos 35°C; (3) se o uso das características superelásticas e os níveis de forças baixas são a razão para utilização de fios retangulares, os NiTi austeníticos devem ser evitados.

3 PROPOSIÇÃO

Objetivos Gerais

Avaliar as propriedades mecânicas de fios de Níquel-Titânio após incorporação de dobras com e/ou sem tratamento elétrico.

Objetivos Específicos

- (1) Verificar se a aplicação do tratamento elétrico altera as propriedades mecânicas dos fios.
- (2) Verificar se a incorporação de dobras, com e/ou sem tratamento elétrico, gera alterações nas propriedades mecânicas dos fios.
- (3) Avaliar, após a incorporação de dobras e a inserção desse fio no sentido de desfazer ou de intensificar essa dobra, se existe alguma alteração nas propriedades mecânicas dos fios.
- (4) Avaliar a performance dos fios no grupo controle.

4 MATERIAL E MÉTODO

Fios Ortodônticos Testados

Os seguintes fios de secção transversal 0,017"x 0,025" foram testados neste estudo:

- CuNiTi27TM (Ormco, Sybron Dental Specialities, Orange, Califórnia, USA): Copper NiTi 27;
- CuNiTi40TM (Ormco, Sybron Dental Specialities, Orange, Califórnia, USA): Copper NiTi 40;
- NiTiTM (Ormco, Sybron Dental Specialities, Orange, Califórnia, USA): NiTi austenítico da Ormco;
- Neo Sentalloy 100TM (GAC International, Bohemia, New York, USA): Neo Sentalloy 100.

Quadro 1 - Fios (0,017"x 0,025") que foram usados no presente estudo e os códigos que serão utilizados

Código	Especificação	FAB.	Tipo
C27	27°C Thermo Active Copper Ni-Ti	Ormco	Termodinâmico
C40	40°C Thermo Active Copper Ni-Ti	Ormco	Termodinâmico
Neosent	Neo Sentalloy 100 g	GAC	Termodinâmico
ORMCO	Ni-Ti	Ormco	A-NiTi

Preparo dos fios

Antes dos testes no F.S.I. (identificador de sistema de forças) os fios foram preparados da seguinte forma:

Foram cortados pedaços de fio de 15mm da parte reta dos fios pré-contornado de cada uma das quatro marcas comerciais de calibre 0,017"x 0,025" (Figura 9). Todos os fios utilizados de cada especificação eram do mesmo lote de fabricação (mesma corrida). Foram feitos seis tipos diferentes de testes (descritos a seguir) em cada fio e cinco amostras de cada fio foram utilizadas para cada teste totalizando 30 pedaços de fios testados nos diferentes testes. A incorporação de dobras de segunda ordem, com ou sem tratamento elétrico foi realizada com o auxílio de um "template" e o posicionamento das dobras foi feito como ilustrado na Figura 10.

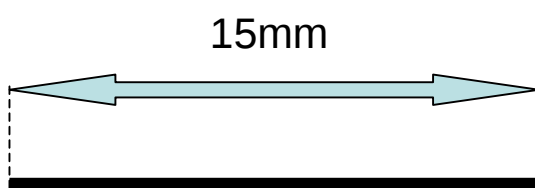


FIGURA 9 - Fios retos de 15mm.

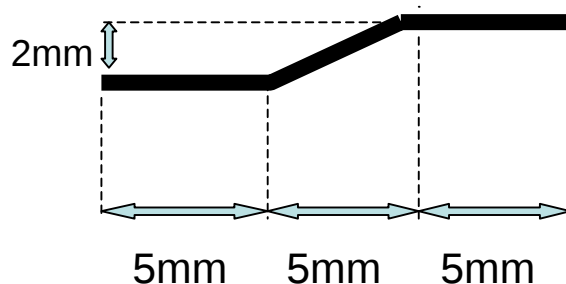


FIGURA 10 - Posicionamento das dobras.

Os fios foram divididos e preparados de acordo com os grupos a seguir:

GRUPO CONTROLE : fios retos de 15 mm foram testados (FSI) e, os braquetes foram ajustados, de forma passiva, na situação alinhado. Estes fios não receberam nenhum tipo de dobra ou tratamento. O teste foi realizado em segunda ordem de forma a deslocar os braquetes de 0mm (passivo) para 2mm em intervalos de 0,1mm. Também foram registradas as forças em intervalo de 0,1mm da ativação máxima até a completa desativação.

TRATAMENTO ELÉTRICO : fios retos de 15 mm receberam tratamento elétrico e depois foram testados (FSI), sem incorporação de nenhuma dobra. Os braquetes foram ajustados, de forma passiva, na situação alinhado. O teste foi realizado em segunda ordem de forma a deslocar os braquetes de 0mm (passivo) até atingir um degrau de 2 mm em intervalos de 0,1mm. Após atingir ativação máxima (2mm), a curva de desativação

foi obtida, em intervalos de 0,1mm até voltar a posição inicial passiva. Cada intervalo registrou as forças correspondentes.

TESTE A : com o tratamento elétrico foram feitas dobras em degrau de 2 mm (segunda ordem)(Figura 10). A máquina FSI foi ajustada de forma a manter os fios a serem testados numa situação passiva ou seja, com um degrau de 2 mm entre os braquetes que se apresentavam inicialmente alinhados. O teste foi realizado em segunda ordem de forma a aumentar o degrau entre os braquetes de 2 mm (passivo) para 4 mm em intervalos de 0,1 mm, simulando o aumento das dobras durante a ativação. Após a ativação máxima, foi medida a desativação em intervalos de 0,1 mm até a situação passiva inicial. As forças correspondentes foram registradas para cada intervalo.

TESTE B : teste semelhante ao teste A no que se refere à colocação das dobras com tratamento elétrico até o ajuste da máquina na situação passiva. O teste foi realizado em segunda ordem de forma a diminuir o degrau entre os braquetes de 2 mm (passivo) para 0 mm em intervalos de 0,1mm, simulando a diminuição da dobra durante a ativação. Após a ativação máxima (2mm), foi medida em intervalos de 0,1mm a desativação do fio até a situação passiva inicial. Cada intervalo registrou as forças correspondentes, obtendo as curvas de ativação e desativação de cada fio testado.

TESTE C : foram feitas dobras manuais em degrau de 2 mm (Figura 10) com o auxílio de um alicate 139, e os braquetes da máquina de testes foram ajustados de forma passiva nessa situação. O teste foi realizado em segunda ordem de forma a aumentar o degrau entre os braquetes de 2mm (passivo) para 4mm em intervalos de 0,1mm, de forma a intensificar a magnitude das dobras. Após a ativação máxima, a curva de desativação e as forças foram registradas como no teste anterior.

TESTE D : foram feitas dobras manuais de 2 mm, em degrau, e os braquetes foram ajustados de forma passiva nesta situação, de forma idêntica ao teste C. O teste foi realizado em segunda ordem de forma a diminuir o degrau entre os braquetes, de 2 mm (passivo) para 0mm, em intervalos de 0,1mm. Após a ativação máxima, a curva de desativação foi registrada a partir dos dados gerados pelos intervalos de 0,1mm até a situação passiva.

O Sistema F.S.I

A máquina de testes usada neste estudo foi o sistema F.S.I. (Identificador de Sistemas de Força) (Figura 11), que foi desenvolvido pelo Departamento de Ortodontia do Royal Dental College, em Aarhus (Dinamarca) por Mengui et al.³⁰ (1999). Essa máquina é capaz de medir o

sistema de forças nos três planos de espaço, desenvolvido por um fio ortodôntico em deformação sobre dois sensores, cada um fixando o extremo livre do fio analisado. O sistema permite os movimentos de rotação e translação entre os sensores em um intervalo predeterminado, ou permite medir uma posição estática predeterminada. Os limites para forças e momentos são de 1.000 cN e 30.000 cNmm, respectivamente. A reprodutibilidade foi descrita previamente por Menghi et al.³⁰ (1999) com menos de 5% de erro.

O movimento dos sensores é gerado por seis motores controlados por computador e ocorre passo a passo com um aumento de 0.1mm para translação e 0.15 graus para rotação. Os sensores são inicialmente posicionados numa posição predeterminada, que é considerada pelo computador como posição zero durante todo o experimento.

As dimensões das diferentes partes da máquina limitam o alcance dos movimentos. Cada motor produz um movimento sobre ou em volta de um eixo específico (X, Y ou Z). Somente um motor pode operar de cada vez.

O software e o hardware do sistema F.S.I. consistem de :

- Controle dos Motores
- Amplificador
- Conversor de Corrente Alternada
- PC com o programa (software)

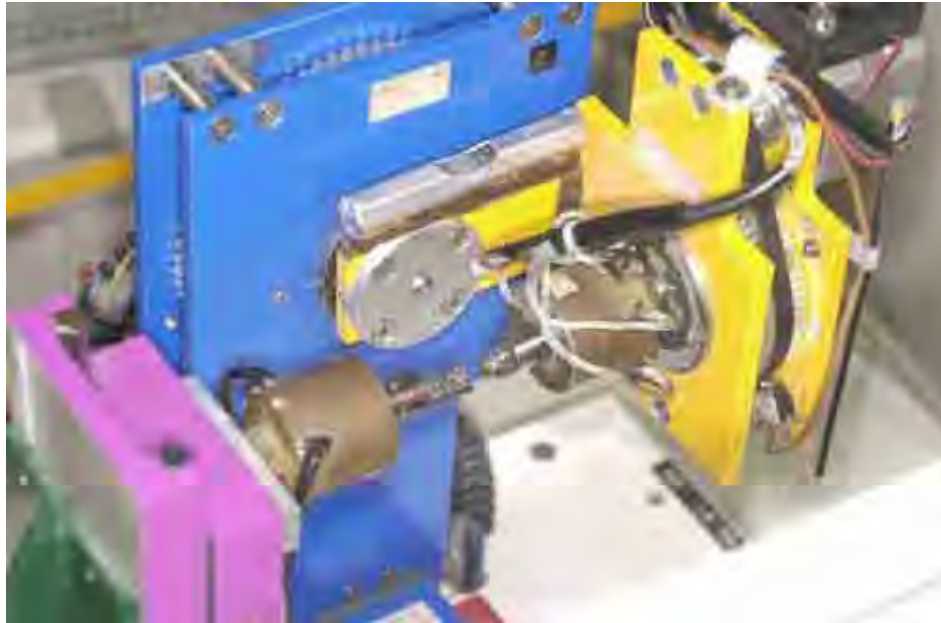


FIGURA 11 - A máquina de testes FSI mostrando os dois braços; o da esquerda conectado a três motores para translação e o da direita conectado a três motores para rotação.

O movimento projetado dos sensores ao local desejado é programado por computador e executado passo a passo pelos motores. Dezesesseis sensores medem as deformações que são amplificadas e convertidas em sinais digitais, transformadas em forças e momentos, e o computador então grava esses dados. O software oferece várias opções com relação à coleta, ao armazenamento e à representação dos dados. Os três planos de espaço são representados pelos três eixos (X, Y e Z). Eles são ilustrados como um sistema de coordenadas nos dois sensores, e, sendo assim, as forças e os momentos podem apresentar sinal negativo ou positivo.

Para este experimento, dois braquetes autoligáveis do tipo Damon⁷ (Ormco –Sybron) foram fixados no centro dos dois braços e foram alinhados a uma distância de 5mm (Figuras 12 e 13). Em seguida, os fios foram inseridos de maneira passiva nos braquetes e testados (Figuras 14 e 15).

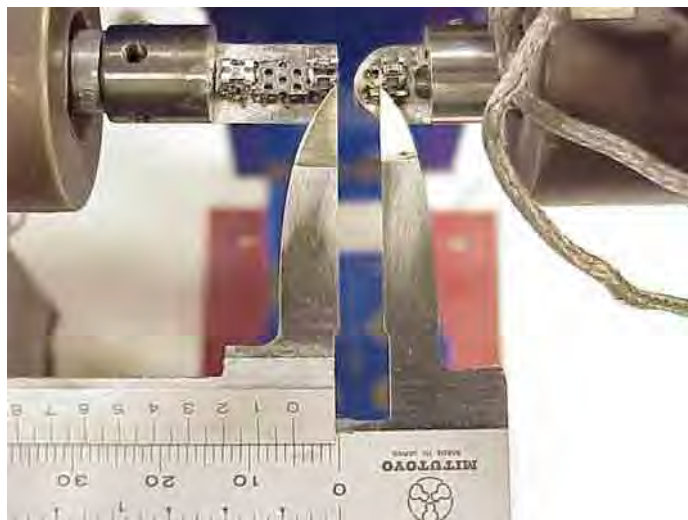


FIGURA 12 - Distância interbraquetes de 5mm.



FIGURA 13 - Visão lateral.

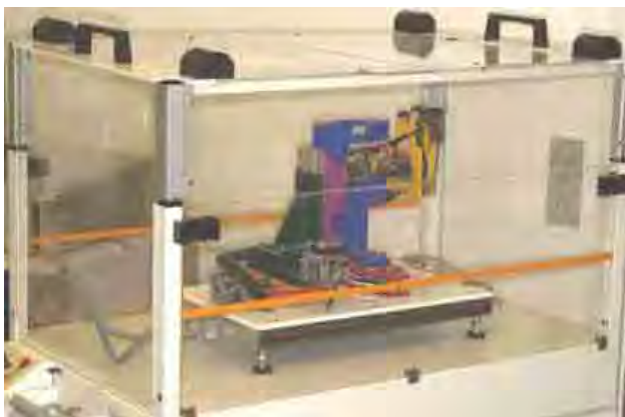


FIGURA 14 - Fio reto inserido de maneira passiva.



FIGURA 15 - Exemplo de um teste.

Na tentativa de simular a temperatura da cavidade oral, a máquina de testes foi colocada dentro de uma incubadora (Babyterm 4200, Dragerwerk AG, Lubeck, Alemanha) com a temperatura média de 36°C durante todos os testes (Figuras 16 e 17).



FIGURAS 16 e 17 - Sistema FSI dentro da Incubadora Baby Therm.

Tratamento Elétrico

O tratamento elétrico dos fios foi feito pelo sistema DERHT (Direct Electrical Resistance Heat Treatment). O equipamento usado para dobrar os fios neste estudo foi ARCH-MATE™ (TOMY , Japan) (Figura 18) e consiste de:

- um par de alicates no qual passam correntes elétricas;
- um dispositivo para fixação do arco;
- uma fonte de energia elétrica com um transformador, equipado com um selecionador de calibre do fio e um selecionador da distância entre os dois pontos (braquetes).

O fio é fixado pelos dois alicates e, ao mesmo tempo em que se produz a dobra, o pedal é acionado por 2 segundos fazendo com que a corrente elétrica passe. Para todos os testes o calibre selecionado foi de 0,017"x 0,025" e a distância entre os braquetes foi de 5mm (Figura 19).



FIGURA 18 - Equipamento Arch-Matetm com os alicates e pedal colocados à direita.



FIGURA 19 - Detalhe do painel da Arch-Matetm.

Variáveis de Estudo e Análise Estatística

A curva de ativação/ desativação dos fios de Ni-Ti 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:

- Força em cN (**Lim. Elast. (cN)**) e deslocamento em mm no ponto do Limite Elástico (**Lim. Elast. (mm)**);
- Nível de força máxima (**F.máx. (cN)**), força correspondente à tensão elástica máxima;
- Energia total (**E.tot.**) até o deslocamento máximo, (Resiliência);
- Energia dissipada (**E. diss.**);
- Energia perdida (**E. perd.**) (em porcentagem da energia total) após desativação;
- Inclinação da curva no platô de desativação (**Inclin.**);
- Força (cN) e deslocamento (mm) no início do platô (**In. Platô**);
- Força (cN) e deslocamento (mm) no final do platô (**Fim Platô**);
- Comprimento do platô de desativação em mm (**Comp.**).

A Figura 20 mostra uma curva típica de força e deslocamento na qual algumas das variáveis anteriormente mencionadas são indicadas.

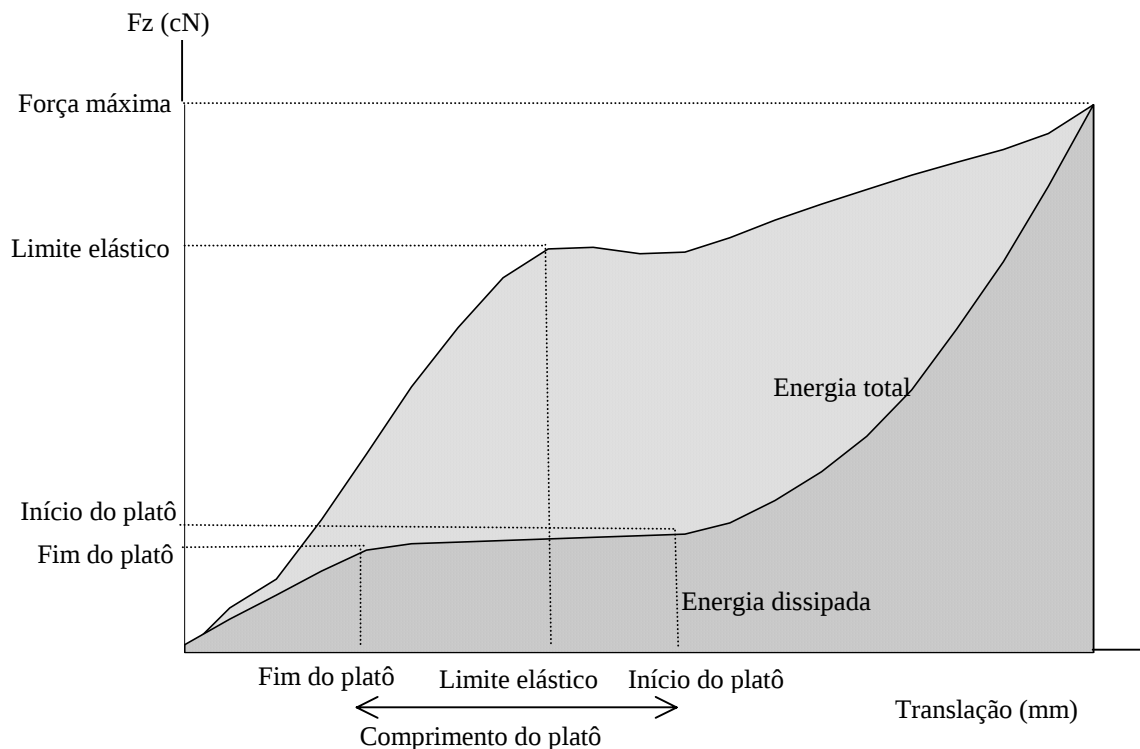


FIGURA 20 - Gráfico ilustrando as variáveis estudadas.

O ponto que representa o limite elástico (yield point) de uma liga metálica é normalmente representado pelo ponto onde alguma deformação permanente começa a ser evidente. No presente estudo esse conceito não é verdadeiro, pois, após a desativação do fio, não ocorre nenhuma deformação permanente. Esse ponto representa nos fios de Níquel-Titânio o ponto a partir do qual as características superelásticas do fio começam a ser evidentes. Se um fio é ativado sem atingir este limite, apenas essa parte inicial da curva é utilizada, ou seja, não se tem a presença de platôs de ativação e desativação (forças constantes)

característicos dos fios superelásticos. A força máxima mencionada foi a maior força medida quando essa ativação de 2 mm foi realizada.

As médias e o desvio padrão foram calculados para todas as variáveis de cada teste. As variações intra e intergrupos foram comparadas tanto para variações intragrupo quanto para o comportamento relativo à média (ANOVA). E o comportamento dos diferentes testes nos diferentes fios foi comparado usando o teste estatístico Student-Newman-Keuls.

5 RESULTADO

Os Gráficos apresentados a seguir representam o comportamento médio dos testes realizados nas cinco amostras de cada marca comercial, para cada um dos seis diferentes grupos. Nas tabelas, encontram-se informações sobre as medidas descritivas de cada fio, bem como os resultados das análises de variância realizadas para testar a igualdade das médias das propriedades mecânicas entre os fios, em cada grupo (tratamento), e entre os grupos (tratamentos), para cada fio. Sob a evidência de diferença entre médias, utilizou-se o teste SNK (Student-Newman-Keuls), de comparação múltipla de médias, para identificar subconjuntos de médias estatisticamente iguais.

Grupo Controle

A avaliação das propriedades mecânicas após incorporação de dobras foi realizada comparando-se cada fio estudado com sua forma original, ou seja, sem incorporação de dobras ou tratamento elétrico. O Gráfico 1 mostra as curvas médias de ativação e desativação de cada um dos fios testados neste chamado grupo controle. Pode-se verificar que, apesar de todos os fios apresentarem a mesma secção transversal e apresentarem uma composição química muito parecida (Níquel-Titânio), curvas completamente diferentes foram geradas. A Tabela 1 mostra as médias e os desvios padrão das variáveis estudadas. Pela observação do limite elástico (yield point), o fio que utiliza as propriedades superelásticas com menor quantidade de ativação é o Copper NiTi 40⁰, seguido pelos fios NeoSentalloy 100 e Copper NiTi 27⁰, e o que apresentou o pior desempenho foi o fio austenítico da

Ormco. Para o Copper NiTi 40⁰, o ponto que representa o início da utilização da superelasticidade ocorre com uma ativação de apenas 0,58 mm, e o nível de força com essa ativação é de 205,18 cN. Os valores para o fio NeoSentalloy 100 foram 0,88 mm e 293,28 cN; para o fio Copper NiTi 27, 0,80 mm e 312,02 cN; e para o fio NiTi austenítico da Ormco, 1,20 mm e 567,62 cN, respectivamente. Todos esses valores dos níveis de força apresentados foram estatisticamente diferentes.

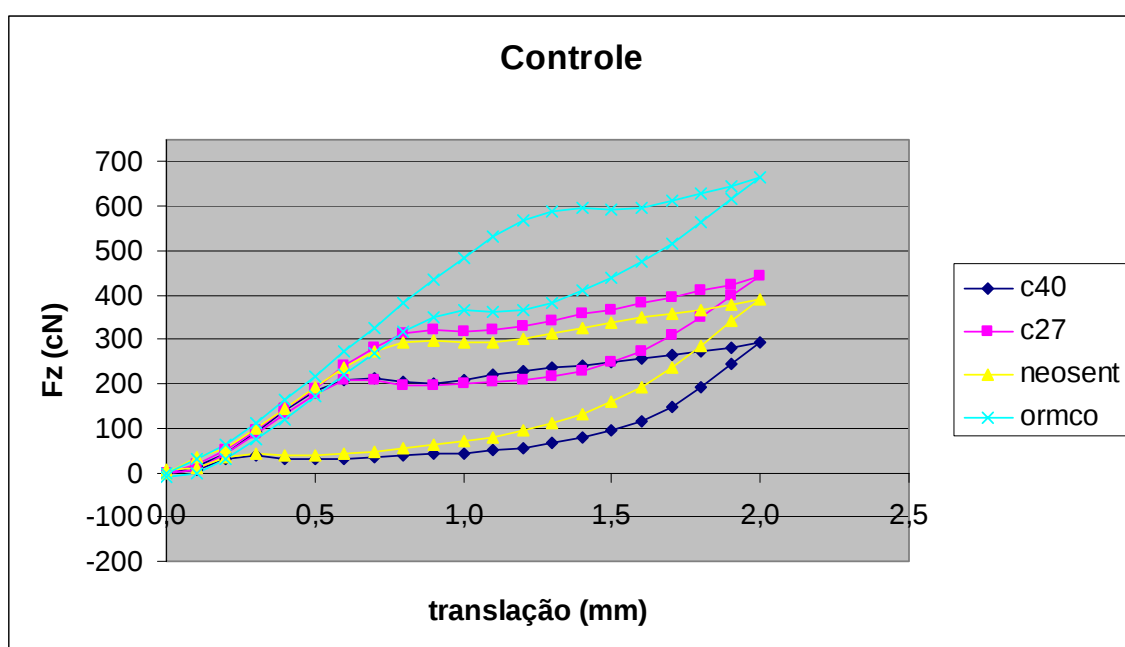


GRÁFICO 1 - Grupo controle: curvas de ativação e desativação dos diferentes fios testados.

Tabela 1- Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas, segundo produto, valor calculado de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - Grupo controle

medida	Produto	n	média	SD	mínimo	máximo	F _{5,24}	P
Lim.Elast.(mm)	C27	5	0,80 ^b	0,00	0,8	0,8	22,362	<0,001
	NEOSENT	5	0,88 ^b	0,24	0,7	1,3		
	ORMCO	5	1,20 ^c	0,00	1,2	1,2		
	C40	5	0,58 ^a	0,04	0,5	0,6		
Lim.Elast (cN)	C27	5	312,02 ^c	7,31	301,8	321,2	1095,139	<0,001
	NEOSENT	5	293,28 ^b	14,33	277,3	315,7		
	ORMCO	5	567,62 ^d	6,18	561,0	575,4		
	C40	5	205,18 ^a	12,11	185,9	216,1		
F. máx (cN)	C27	5	441,36 ^c	13,42	426,9	462,5	505,068	<0,001
	NEOSENT	5	389,41 ^b	26,39	355,7	422,3		
	ORMCO	5	666,31 ^d	6,39	659,9	674,0		
	C40	5	292,47 ^a	8,76	279,5	302,1		
E. tot. (cJ)	C27	5	0,55 ^c	0,01	0,5	0,6	523,337	<0,001
	NEOSENT	5	0,51 ^b	0,03	0,5	0,5		
	ORMCO	5	0,82 ^d	0,01	0,8	0,8		
	C40	5	0,39 ^a	0,01	0,4	0,4		
E. diss. (cJ)	C27	5	0,14 ^a	0,00	0,1	0,1	325,025	<0,001
	NEOSENT	5	0,29 ^d	0,01	0,3	0,3		
	ORMCO	5	0,18 ^b	0,01	0,2	0,2		
	C40	5	0,24 ^c	0,01	0,2	0,2		
E. perd. (%)	C27	5	25,68 ^b	0,43	25,2	26,1	511,834	<0,001
	NEOSENT	5	56,03 ^c	1,65	53,5	58,1		
	ORMCO	5	21,94 ^a	0,75	21,0	22,9		
	C40	5	61,28 ^d	3,55	55,8	64,6		
In. platô (mm)	C27	5	1,38	0,04	1,3	1,4	1,81	0,186
	NEOSENT	5	1,40	0,32	1,1	1,8		
	ORMCO	5	1,30	0,00	1,3	1,3		
	C40	5	1,54	0,05	1,5	1,6		
In. platô (cN)	C27	5	223,60 ^b	3,35	219,8	227,3	153,792	<0,001
	NEOSENT	5	124,06 ^a	43,40	82,2	183,3		
	ORMCO	5	383,16 ^c	4,36	378,4	389,3		
	C40	5	103,70 ^a	14,28	87,0	119,5		
Fim platô	C27	5	0,60 ^{a,b}	0,00	0,6	0,6	5,20	0,011
	NEOSENT	5	0,58 ^{a,b}	0,52	0,2	1,2		
	ORMCO	5	0,90 ^b	0,00	0,9	0,9		
	C40	5	0,24 ^a	0,09	0,2	0,4		
Fim platô (cN)	C27	5	206,50 ^c	6,14	196,2	212,2	404,943	<0,001
	NEOSENT	5	59,14 ^b	29,53	34,4	94,4		
	ORMCO	5	350,56 ^d	6,09	343,9	356,2		
	C40	5	33,94 ^a	10,75	21,9	50,9		
Comp. (mm)	C27	5	0,78 ^b	0,04	0,7	0,8	42,531	<0,001
	NEOSENT	5	0,82 ^b	0,22	0,5	1,0		
	ORMCO	5	0,40 ^a	0,00	0,4	0,4		
	C40	5	1,30 ^c	0,12	1,1	1,4		
Inclin (cN/mm)	C27	5	21,78 ^a	5,13	16,1	29,5	9,06	0,001
	NEOSENT	5	87,02 ^b	40,21	53,1	134,2		
	ORMCO	5	81,50 ^b	16,41	60,3	104,0		
	C40	5	53,41 ^b	8,33	41,6	64,9		

a, b, c, d, e – Letras iguais identificam subconjuntos de médias estatisticamente equivalentes (teste SNK)

Quando a força máxima gerada pelo teste é avaliada, verificam-se quatro níveis estatisticamente diferentes, tendo o fio de NiTi austenítico (Ormco) apresentado o maior nível, seguido pelos fios Copper NiTi 27⁰, NeoSentalloy 100 e Copper NiTi 40⁰. A força máxima gerada pelo fio NiTi austenítico da Ormco foi mais que o dobro da força gerada pelo fio Copper NiTi 40⁰.

Os valores da energia total seguem os valores da força máxima. No entanto, devido à perda de energia, que representa a diferença entre as curvas de ativação e de desativação (histerese), o fio NeoSentalloy 100 pôde ter níveis de força no início e fim do platô comparáveis aos do fio Copper NiTi 40⁰.

Na avaliação dos níveis de força no início do platô de desativação, três níveis distintos puderam ser observados. As forças de menor magnitude foram observadas nos fios Copper NiTi 40⁰ e NeoSentalloy 100, com médias próximas a 100 cN. O fio Copper NiTi 27⁰ apresentou média próxima a 200 cN, e o fio austenítico da Ormco ficou próximo de 350 cN.

Para que ocorra a liberação de forças leves e constantes é também importante avaliar o comprimento do platô e a inclinação do mesmo. Quanto maior e menos inclinado o platô, mais constante é a força liberada. O fio Copper NiTi 40⁰ foi o que apresentou o maior platô e a segunda menor inclinação. No fio NeoSentalloy 100, a inclinação foi um pouco mais acentuada que no fio anterior. Já no Copper NiTi 27⁰, apesar da pequena inclinação, o platô apresentou um comprimento semelhante ao do NeoSentalloy 100. O fio de NiTi austenítico da Ormco foi o que apresentou o menor comprimento.

Tratamento Elétrico

O Gráfico 2 representa as curvas de ativação e desativação dos fios testados. Como pode ser observado, não houve grandes alterações na forma das curvas que representam os diferentes fios. Uma das diferenças mais marcantes quando comparados os comportamentos dos fios testados após tratamento elétrico é que, no platô de desativação, podem ser observados claramente quatro diferentes níveis de força, enquanto no grupo controle somente três grupos eram percebidos. A Tabela 2 traz os valores das variáveis estudadas.

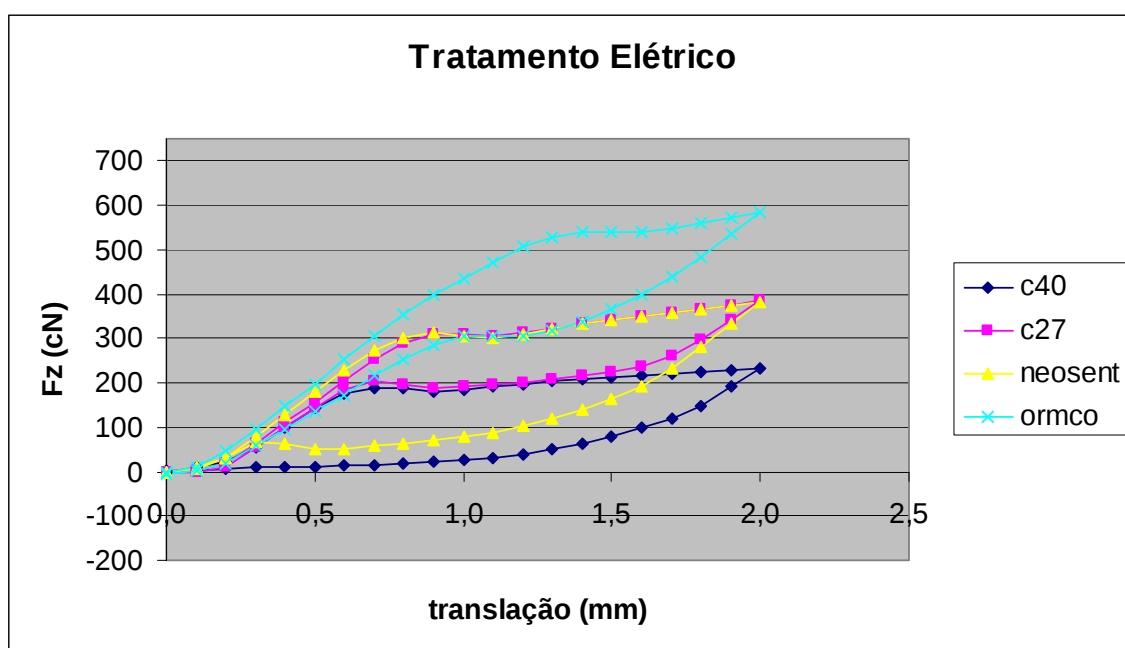


GRÁFICO 2 - Tratamento elétrico: curvas de ativação e desativação dos diferentes fios testados.

Tabela 2- Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas, segundo produto, valor calculado de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - Tratamento elétrico

Medida	Produto	n	média	SD	mínimo	máximo	F _{3,16}	p
Lim.Elast.(mm)	C27	5	0,82 ^b	0,04	0,8	0,9	289,467	<0,001
	NEOSENT	5	0,80 ^b	0,00	0,8	0,8		
	ORMCO	5	1,24 ^c	0,05	1,2	1,3		
	C40	5	0,60 ^a	0,00	0,6	0,6		
Lim.Elast (cN)	C27	5	296,40 ^b	11,96	282,6	308,9	1270,833	<0,001
	NEOSENT	5	303,16 ^b	6,23	296,0	313,1		
	ORMCO	5	569,80 ^c	14,11	557,3	591,5		
	C40	5	177,40 ^a	7,20	167,0	186,0		
F. máx (cN)	C27	5	385,37 ^b	14,29	373,4	407,4	978,328	<0,001
	NEOSENT	5	382,44 ^b	10,97	369,6	398,9		
	ORMCO	5	636,37 ^c	9,77	620,1	643,9		
	C40	5	233,21 ^a	12,30	219,0	246,5		
E. tot. (cJ)	C27	5	0,50 ^b	0,02	0,5	0,5	744,912	<0,001
	NEOSENT	5	0,51 ^b	0,01	0,5	0,5		
	ORMCO	5	0,79 ^c	0,01	0,8	0,8		
	C40	5	0,33 ^a	0,02	0,3	0,4		
E. diss. (cJ)	C27	5	0,13 ^a	0,01	0,1	0,1	347,678	<0,001
	NEOSENT	5	0,27 ^d	0,00	0,3	0,3		
	ORMCO	5	0,18 ^b	0,01	0,2	0,2		
	C40	5	0,22 ^c	0,01	0,2	0,2		
E. perd. (%)	C27	5	26,55 ^a	0,93	25,0	27,4	288,873	<0,001
	NEOSENT	5	53,48 ^b	1,48	51,1	54,9		
	ORMCO	5	23,17 ^a	1,08	21,9	24,7		
	C40	5	67,46 ^c	5,32	63,3	74,7		
In. platô (mm)	C27	5	1,58 ^b	0,04	1,5	1,6	6,2	0,00
	NEOSENT	5	1,28 ^a	0,24	1,1	1,7		
	ORMCO	5	1,30 ^a	0,00	1,3	1,3		
	C40	5	1,42 ^{a,b}	0,04	1,4	1,5		
In platô (cN)	C27	5	232,86 ^c	5,13	229,7	241,8	375,482	<0,001
	NEOSENT	5	110,22 ^b	25,50	94,2	155,3		
	ORMCO	5	370,82 ^d	8,41	356,4	376,8		
	C40	5	67,00 ^a	15,67	50,0	82,0		
Fim platô (mm)	C27	5	0,64 ^{a,b}	0,05	0,6	0,7	5,20	0,01
	NEOSENT	5	0,68 ^{a,b}	0,44	0,3	1,2		
	ORMCO	5	1,00 ^b	0,07	0,9	1,1		
	C40	5	0,30 ^a	0,34	0,1	0,9		
Fim platô (cN)	C27	5	198,86 ^c	9,49	185,7	207,7	329,127	<0,001
	NEOSENT	5	58,18 ^b	36,63	0,3	100,8		
	ORMCO	5	363,68 ^d	9,66	353,1	377,8		
	C40	5	6,12 ^a	5,90	0,6	15,0		
Comp. (mm)	C27	5	0,94	0,05	0,9	1,0	0,99	0,42
	NEOSENT	5	12,08	25,39	0,5	57,5		
	ORMCO	5	0,30	0,07	0,2	0,4		
	C40	5	1,12	0,36	0,5	1,4		
Inclin (cN/mm)	C27	5	35,95	6,25	29,4	44,7	1,20	0,34
	NEOSENT	5	257,59	442,36	25,1	1047,0		
	ORMCO	5	28,42	35,92	-18,3	77,5		
	C40	5	58,70	20,16	40,8	92,0		

a, b, c, d, e – Letras iguais identificam subconjuntos de médias estatisticamente equivalentes (teste SNK)

Para se saber a real influência do tratamento elétrico, os Gráficos e as Tabelas 3, 4, 5 e 6 mostram a comparação dos testes entre os fios sem e com tratamento térmico.

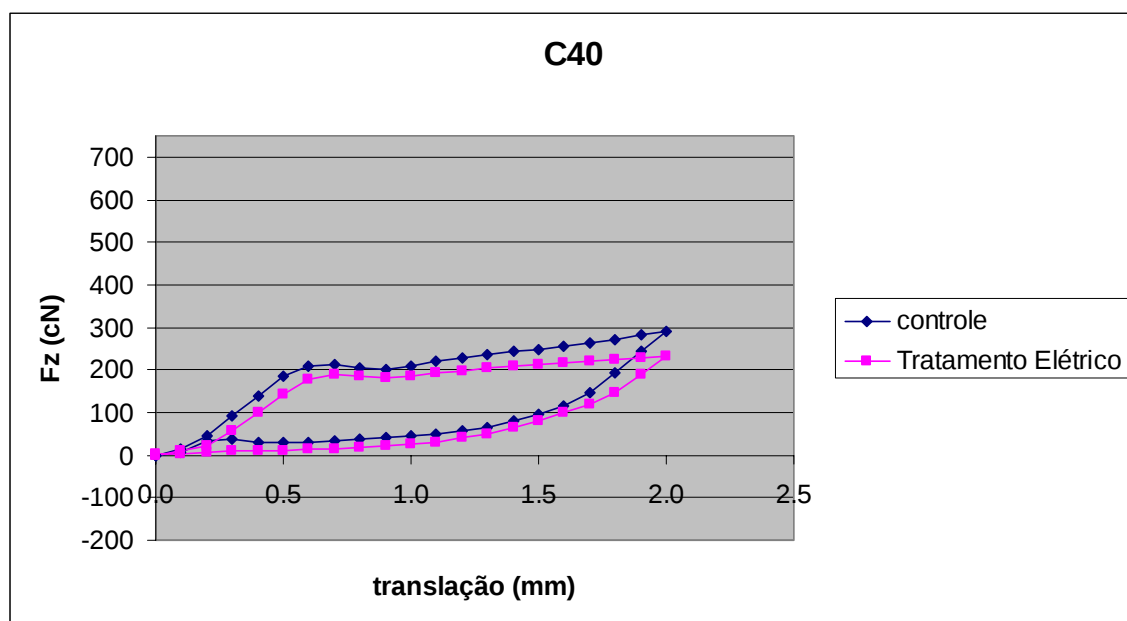


GRÁFICO 3 - Fio Copper NiTi 40⁰: comparação entre o grupo controle e o grupo com tratamento elétrico.

O Gráfico 3 e a Tabela 3 mostram que no fio Copper NiTi 40⁰ houve diminuição do nível de força estatisticamente significativa em todos os parâmetros estudados.

Tabela 3 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas
– Copper NiTi 40⁰

Medida	tratamento	média	SD	mínimo	máximo	T	gl	p
Lim. Elast.(mm)	TE	0,60	0,00	0,6	0,6	1,000*	4	0,374
	Controle	0,58	0,04	0,5	0,6			
Lim. Elast.(cN)	TE	177,40	7,20	167,0	186,0	-4,410	8	0,002
	Controle	205,18	12,11	185,9	216,1			
In. platô (mm)	TE	1,42	0,04	1,4	1,5	-3,795	8	0,005
	Controle	1,54	0,05	1,5	1,6			
In. Platô (cN)	TE	67,00	15,67	50,0	82,0	-3,872	8	0,005
	Controle	103,70	14,28	87,0	119,5			
Fim platô (mm)	TE	0,30	0,34	0,1	0,9	0,383	8	0,712
	Controle	0,24	0,09	0,2	0,4			
Fim platô (cN)	TE	6,12	5,90	0,6	15,0	-5,073	8	0,001
	Controle	33,94	10,75	21,9	50,9			
Comp. (mm)	TE	1,12	0,36	0,5	1,4	-1,068	8	0,317
	Controle	1,30	0,12	1,1	1,4			
Inclin. (cN/mm)	TE	58,70	20,16	40,8	92,0	0,542	8	0,603
	Controle	53,41	8,33	41,6	64,9			

* teste t para populações com variâncias desiguais

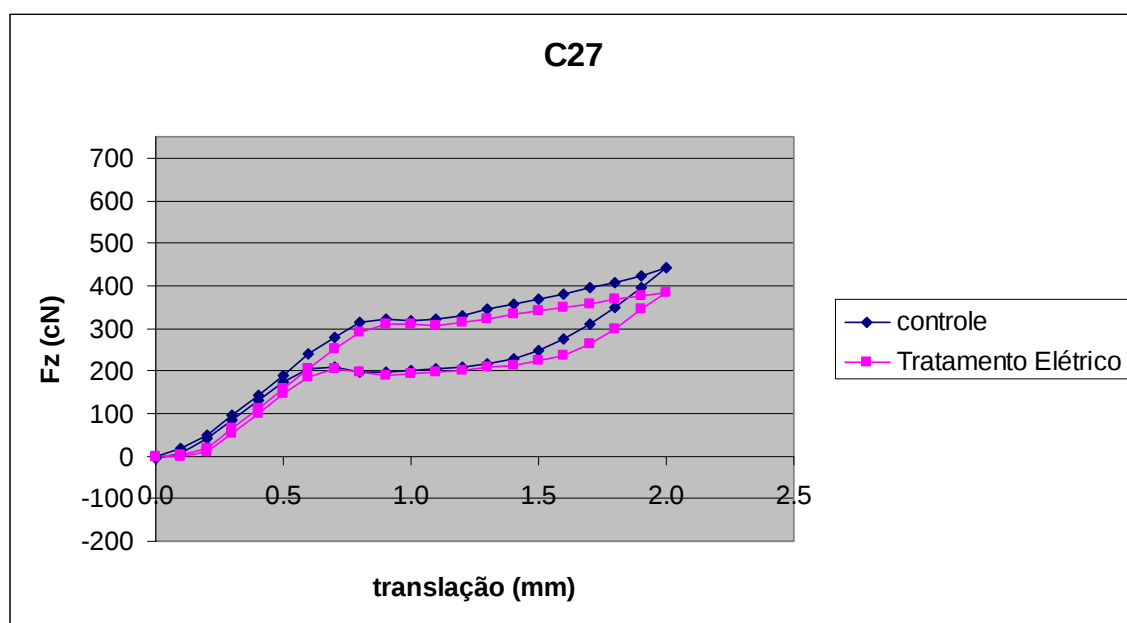


GRÁFICO 4 - Copper NiTi 27⁰: comparação entre o grupo controle e o grupo com tratamento elétrico.

O fio Copper NiTi 27⁰ apresentou diminuição da força no limite elástico e na força máxima estatisticamente significativa (Gráfico 4 e Tabela 4). O nível de força médio no platô de desativação permaneceu praticamente o mesmo, mas houve um aumento estatisticamente significativo no comprimento do platô de desativação.

Tabela 4 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas – Copper NiTi 27⁰

Medida	tratamento	média	SD	mínimo	máximo	t	gl	p
Lim. Elast.(mm)	TE	0,82	0,04	0,8	0,9	1,000*	4	0,374
	Controle	0,80	0,00	0,8	0,8			
Lim. Elast.(cN)	TE	296,40	12,00	282,6	308,9	-2,492	8	0,037
	Controle	312,00	7,30	301,8	321,2			
In. platô (mm)	TE	1,58	0,04	1,5	1,6	7,071	8	<0,001
	Controle	1,38	0,04	1,3	1,4			
In. Platô (cN)	TE	232,86	5,13	229,7	241,8	3,377	8	0,010
	Controle	223,60	3,35	219,8	227,3			
Fim platô (mm)	TE	0,64	0,05	0,6	0,7	1,633*	4	0,178
	Controle	0,60	0,00	0,6	0,6			
Fim platô (cN)	TE	198,86	9,49	185,7	207,7	-1,512	8	0,169
	Controle	206,50	6,14	196,2	212,2			
Comp. (mm)	TE	0,94	0,05	0,9	1,0	5,060	8	0,001
	Controle	0,78	0,04	0,7	0,8			
Inclin. (cN/mm)	TE	35,95	6,25	29,4	44,7	3,919	8	0,004
	Controle	21,78	5,13	16,1	29,5			

* teste t para populações com variâncias desiguais

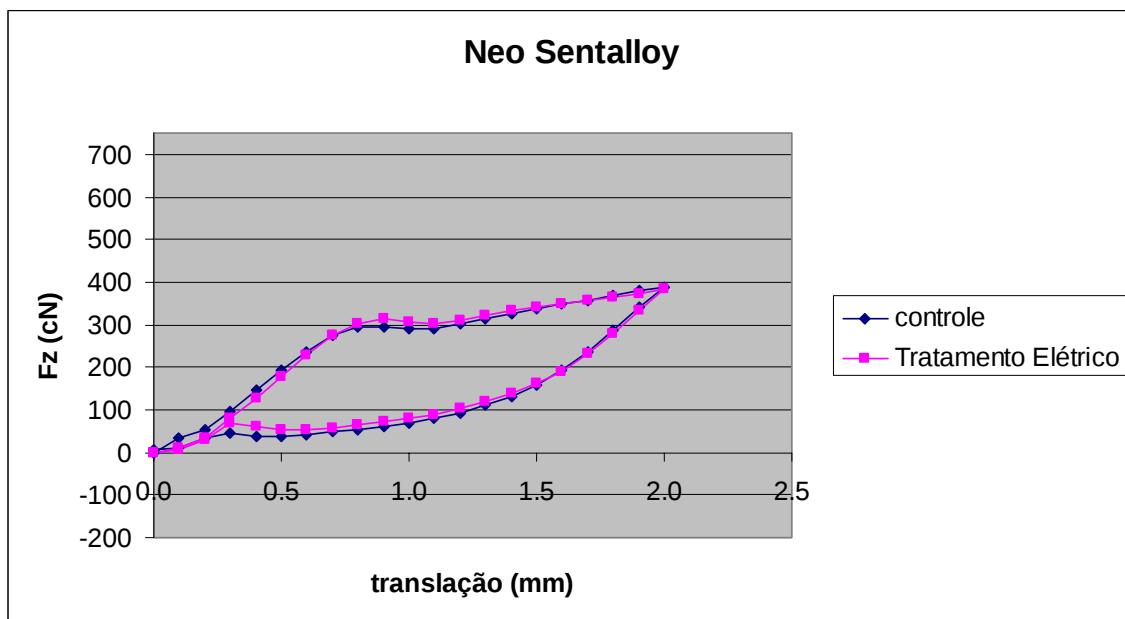


GRÁFICO 5 - NeoSentalloy 100: comparação entre o grupo controle e o grupo com tratamento elétrico.

O Gráfico 5 ilustra a comparação do grupo controle e do grupo tratamento térmico para o fio NeoSentalloy 100. Observe que praticamente não ocorreram alterações significativas nas propriedades desse fio quando aplicado o tratamento térmico. A Tabela 5 comprova que não houve alteração estatisticamente significativa em nenhum dos parâmetros estudados.

Tabela 5 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo de medidas das variáveis estudadas, – Neo Sentalloy 100

medida	tratamento	média	SD	mínimo	máximo	t	gl	p
Lim. Elast.(mm)	TE	0,80	0,00	0,8	0,8	-0,749*	4	0,495
	Controle	0,88	0,24	0,7	1,3			
Lim. Elast.(cN)	TE	303,16	6,23	296,0	313,1	1,414	8	0,195
	Controle	293,28	14,33	277,3	315,7			
In. platô (mm)	TE	1,28	0,24	1,1	1,7	-0,667	8	0,524
	Controle	1,40	0,32	1,1	1,8			
In. Platô (cN)	TE	110,22	25,50	94,2	155,3	-0,615	8	0,556
	Controle	124,06	43,40	82,2	183,3			
Fim platô (mm)	TE	0,68	0,44	0,3	1,2	0,328	8	0,751
	Controle	0,58	0,52	0,2	1,2			
Fim platô (cN)	TE	58,18	36,63	0,3	100,8	-0,046	8	0,965
	Controle	59,14	29,53	34,4	94,4			
Comp. (mm)	TE	12,08	25,39	0,5	57,5	0,992*	4	0,378
	Controle	0,82	0,22	0,5	1,0			
Inclin. (cN/mm)	TE	257,59	442,36	25,1	1047,0	0,859*	4,1	0,438
	Controle	87,02	40,21	53,1	134,2			

* teste t para populações com variâncias desiguais

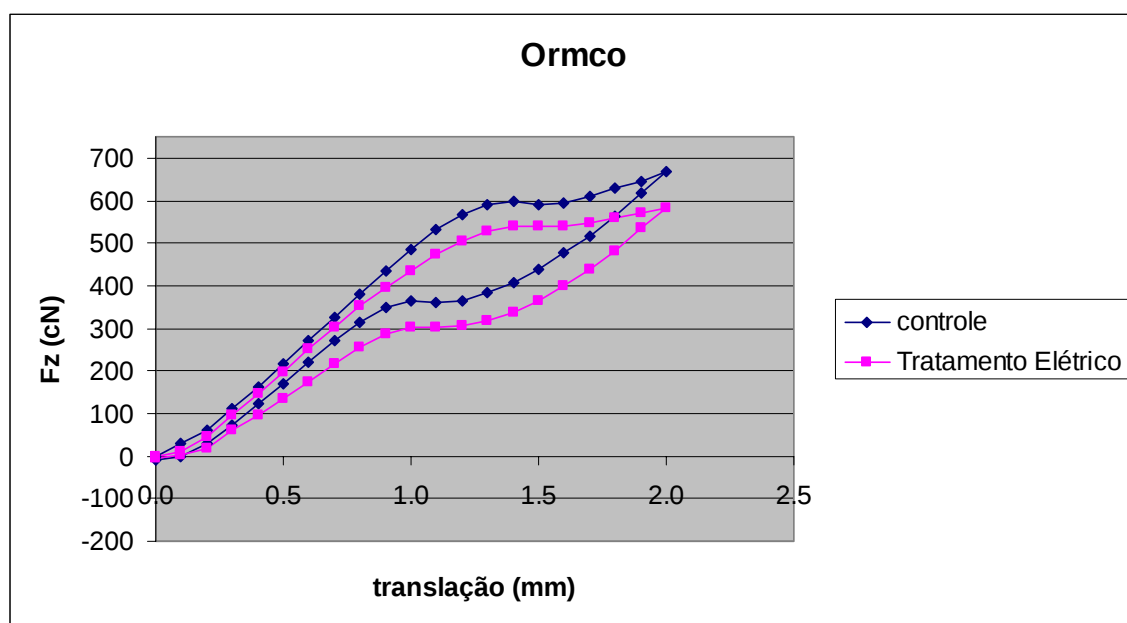


GRÁFICO 6 - Fio NiTi austenítico Ormco: comparação entre o grupo controle e o grupo com tratamento elétrico.

Ocorreu uma diminuição nos níveis de força do fio NiTi (austenítico da Ormco) em todos os parâmetros estudados, sem perder a característica da curva (Gráfico 6). A Tabela 6 mostra que algumas variáveis foram estatisticamente diferentes entre os grupos tratamento elétrico e controle.

Tabela 6 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas – Fio NiTi (austenítico da Ormco)

Medida	tratamento	média	SD	mínimo	máximo	t	gl	p
Lim. Elast.(mm)	TE	1,24	0,05	1,2	1,3	1,633*	4	0,178
	Controle	1,20	0,00	1,2	1,2			
Lim. Elast.(cN)	TE	569,80	14,11	557,3	591,5	0,317	8	0,760
	Controle	567,62	6,18	561,0	575,4			
In. platô (mm)	TE	1,30		1,3	1,3			
	Controle	1,30		1,3	1,3			
In. Platô (cN)	TE	370,82	8,41	356,4	376,8	-2,914	8	0,019
	Controle	383,16	4,36	378,4	389,3			
Fim platô (mm)	TE	1,00	0,07	0,9	1,1	3,162	8	0,013
	Controle	0,90	0,00	0,9	0,9			
Fim platô (cN)	TE	363,68	9,66	353,1	377,8	2,569	8	0,033
	Controle	350,56	6,09	343,9	356,2			
Comp. (mm)	ET	0,30	0,07	0,2	0,4	-3,162	8	0,013
	Controle	0,40	0,00	0,4	0,4			
Inclin. (cN/mm)	ET	28,42	35,92	-18,3	77,5	-3,006	8	0,017
	Controle	81,50	16,41	60,3	104,0			

* teste t para populações com variâncias desiguais

Teste A

Pela análise das curvas apresentadas no Gráfico 7, pode-se perceber que, de uma maneira geral, quando se incorporam dobras associadas ao tratamento elétrico, ocorre uma perda das propriedades superelásticas dos fios de níquel-titânio. Neste teste, após a colocação das dobras, os fios foram testados no sentido de aumentar as

dobras realizadas e depois retornou-se à posição passiva. O limite elástico e o platô de desativação não são evidentes nas curvas médias apresentadas. As curvas de ativação e de desativação são diferentes, mas não apresentam os platôs característicos da superelasticidade. A Tabela 7 não traz as variáveis relacionadas ao limite elástico e ao platô de desativação. Parece ocorrer alguma deformação plástica quando da aplicação dos testes pois todos os fios testados apresentaram em algum ponto da curva de desativação forças nulas ou abaixo de zero. Os gráficos não apresentaram a recuperação elástica característica dos fios de Níquel-Titânio.

Quando se observa a força máxima após aplicação do teste A em comparação ao grupo controle, existe uma tendência de diminuição do nível da força, com exceção do fio Copper NiTi 40⁰. Enquanto no grupo controle os quatro fios são todos estatisticamente diferentes uns dos outros (quatro grupos), após a aplicação do teste A somente dois grupos podem ser distintos para as variáveis força máxima, energia total, energia dissipada e energia perdida.

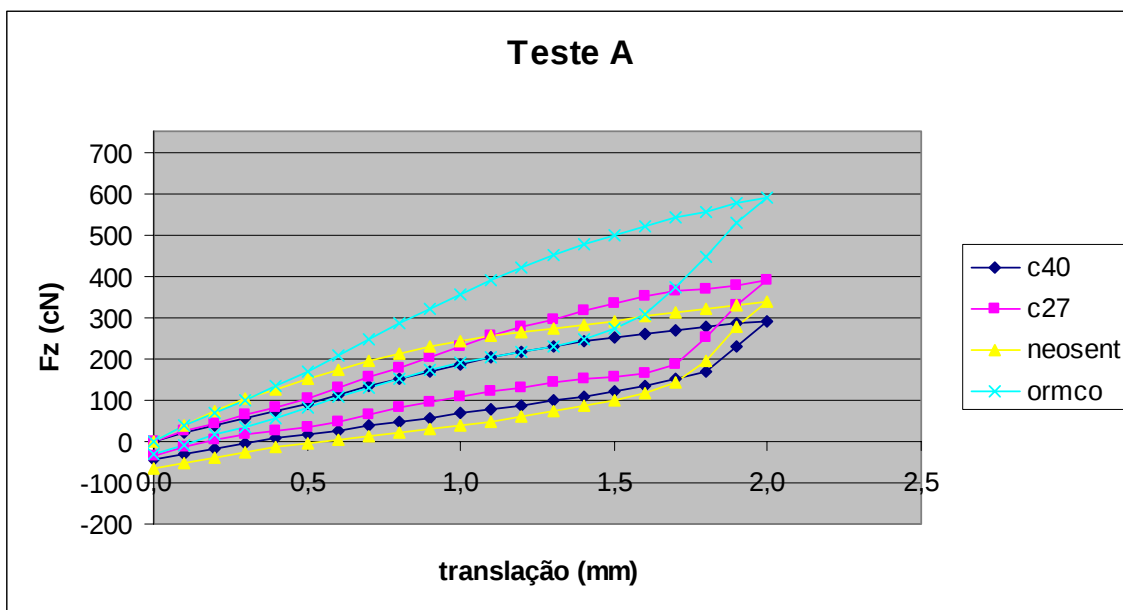


GRÁFICO 7 - Teste A: comparação entre as curvas de ativação e desativação dos diferentes fios testados.

Tabela 7 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas, segundo produto, valor calculado e graus de liberdade de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - TESTE A

Medida	Produto	n	média	SD	mínimo	máximo	F	gl	p
F. máx (N)	C27	5	360,87 ^a	60,28	276,2	420,4	20,992	3;16	<0,00
	NEOSENT	5	339,47 ^a	85,30	228,3	421,4			
	ORMCO	5	589,18 ^b	72,98	490,5	696,6			
	C40	5	292,88 ^a	20,00	273,2	316,7			
E tot. (cJ)	C27	5	0,40 ^a	0,06	0,3	0,5	27,405	3;16	<0,01
	NEOSENT	5	0,43 ^a	0,06	0,4	0,5			
	ORMCO	5	0,67 ^b	0,07	0,6	0,8			
	C40	5	0,34 ^a	0,05	0,3	0,4			
E. diss. (cJ)	C27	5	0,19 ^a	0,05	0,1	0,3	4,079	3;19	0,025
	NEOSENT	5	0,31 ^b	0,10	0,2	0,4			
	ORMCO	5	0,26 ^{a,b}	0,05	0,2	0,3			
	C40	5	0,19 ^a	0,05	0,1	0,3			
E. perd. (%)	C27	5	47,94 ^{a,b}	11,17	37,6	67	4,146	3;16	0,024
	NEOSENT	5	73,90 ^b	28,20	43,4	107,6			
	ORMCO	5	39,37 ^a	7,97	29,7	47,3			
	C40	5	55,26 ^{a,b}	7,70	46,4	64,8			

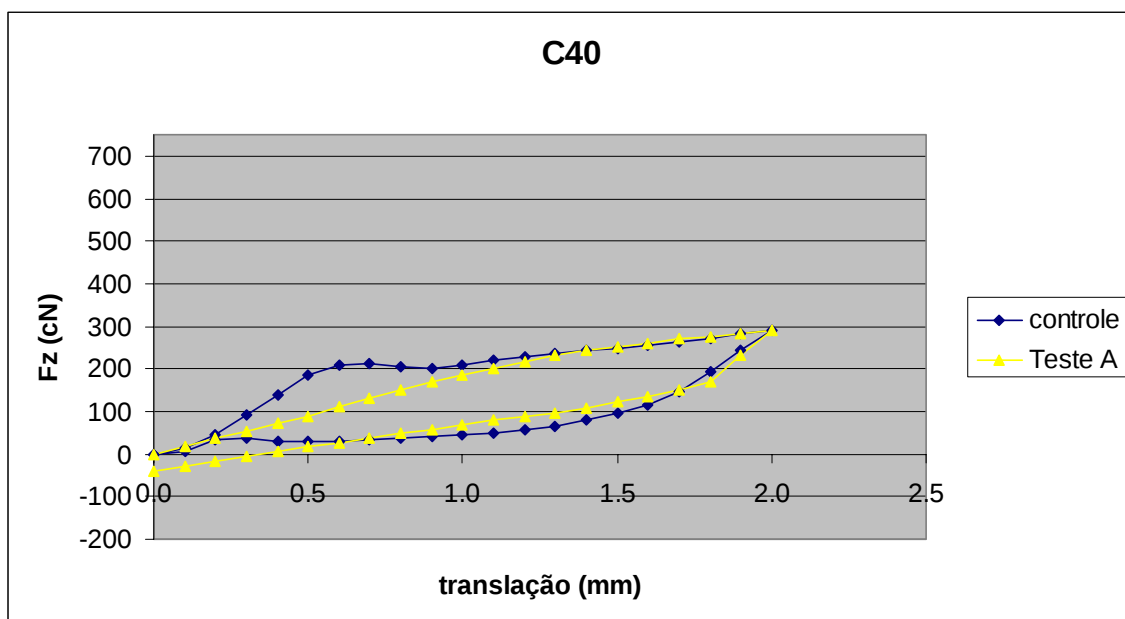


GRÁFICO 8 - Copper NiTi 40⁰: comparação entre o grupo controle e o teste A.

O fio Copper NiTi 40⁰ (Gráfico 8) perdeu a característica de fio superelástico, mas a força máxima permaneceu praticamente a mesma. A curva de desativação mostra a ausência de platô, entretanto, as forças presentes tem valores próximos ao do grupo controle. Observa-se que com menos de 0,5 mm de ativação o fio não exerce efeito algum.

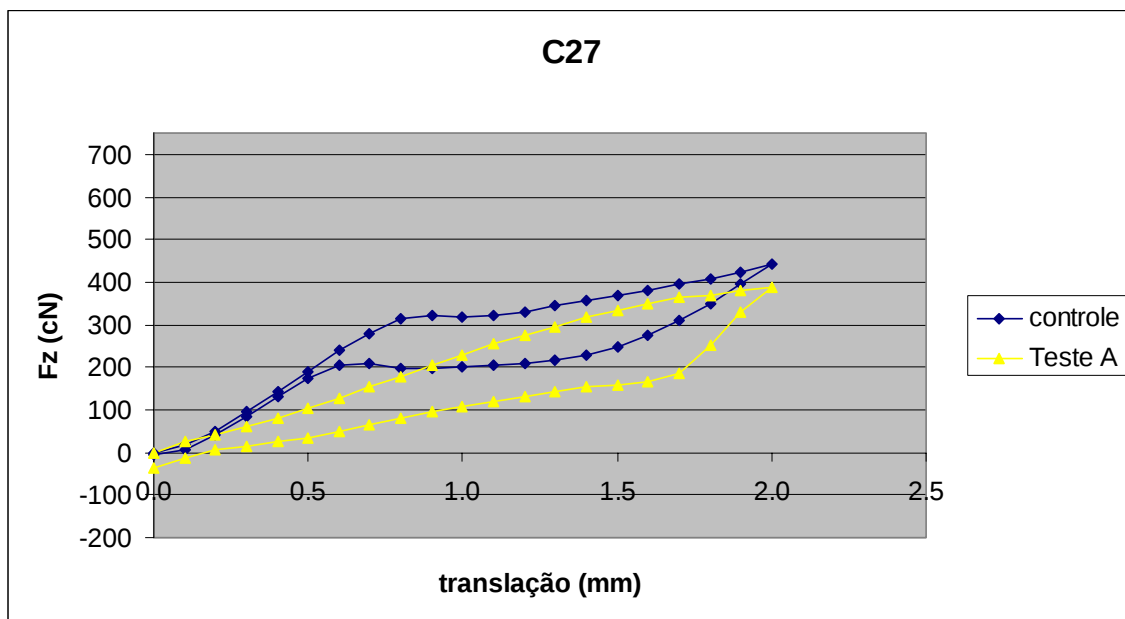


GRÁFICO 9 - Copper NiTi 27⁰: comparação entre o grupo controle e o teste A.

Diferentemente do fio Copper NiTi 40⁰, o Copper NiTi 27⁰, quando testado, apresentou a força máxima menor que no grupo controle. Observando a curva de desativação, percebe-se que o teste produziu como efeito a perda do platô de desativação, mas as forças ficaram com magnitudes bem menores que as do grupo controle (Gráfico 9).

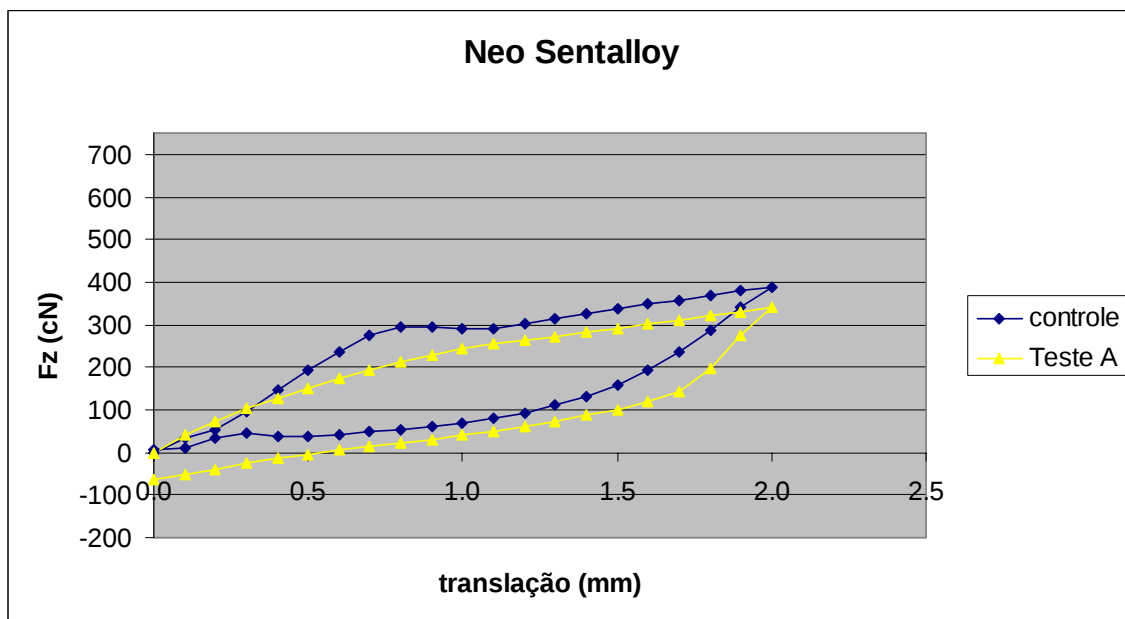


GRÁFICO 10 - Neo Sentalloy 100: comparação entre o grupo controle e o teste A.

O mesmo pode ser observado para o fio NeoSentalloy 100 (Gráfico 10). Tanto a força máxima e a magnitude das forças na curva de desativação ficaram abaixo das do grupo controle. Na desativação, se um degrau de 0,5 mm estiver presente, nenhuma força estará sendo exercida.

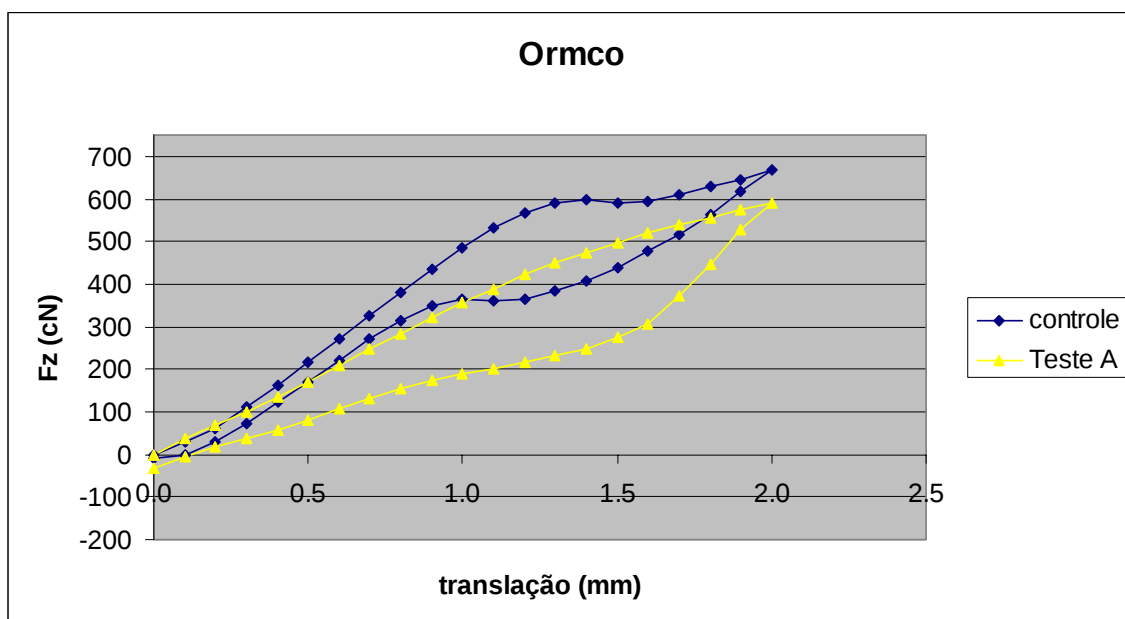


GRÁFICO 11 - Fio NiTi austenítico Ormco: comparação entre o grupo controle e o teste A.

Como a maioria dos fios testados, o fio de NiTi austenítico da Ormco apresentou uma diminuição nos níveis de força tanto na curva de ativação quanto na de desativação (Gráfico 11). Apesar disso, as forças ainda foram consideradas estatisticamente diferentes das dos outros três fios estudados.

Teste B

A diferença em relação ao teste A é que, em vez de a ativação do fio dobrado ser no sentido de aumentar a dobra, no teste B os fios foram testados como se as dobras estivessem sendo desfeitas e, após ativação, eles mesmos retornaram à posição passiva inicial.

No Gráfico 12, observa-se a perda das características das curvas de ativação e desativação dos fios superelásticos. Os níveis de força caíram drasticamente quando comparados aos do grupo controle (Gráfico 12) e também se apresentaram

mais baixos que os mostrados no teste A. As variáveis força máxima, energia total, energia dissipada e energia perdida formaram apenas dois grupos (Tabela 8), diferentemente do que aconteceu no grupo controle (quatro grupos).

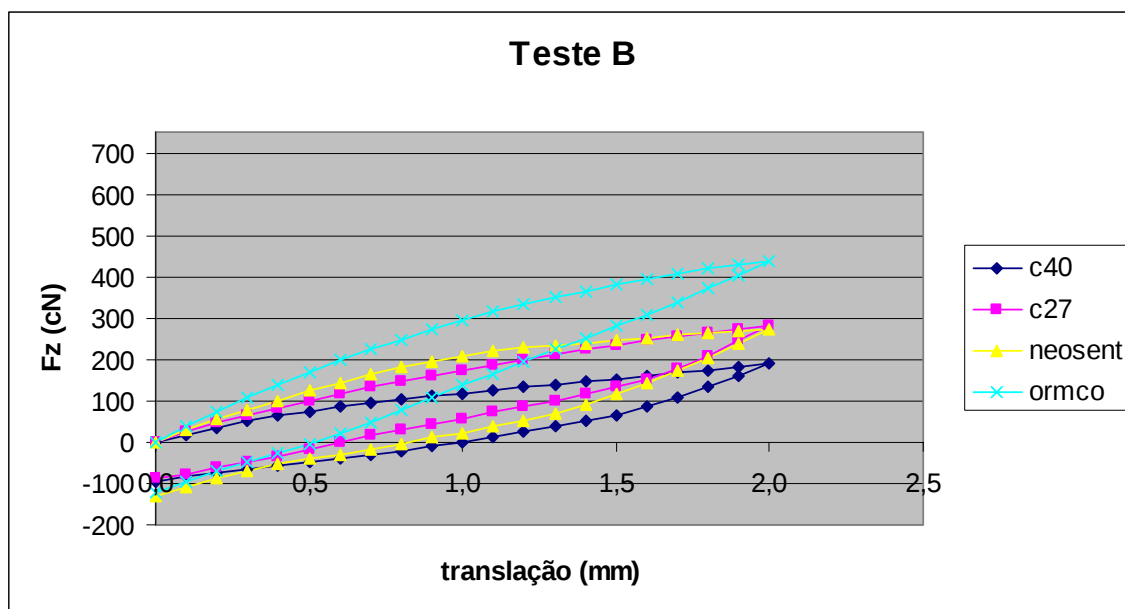


GRÁFICO 12 - Teste B: comparação entre as curvas de ativação e desativação dos diferentes fios testados.

Tabela 8 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas, segundo produto, valor calculado e graus de liberdade de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - TESTE B

Medida	Produto	n	média	SD	mínimo	máximo	F	gl	p
F. máx (N)	C27	5	206,76 ^a	41,78	133,5	233,0	44,772	3;19	<0,00
	NEOSENT	5	198,61 ^a	39,29	133,5	233,0			
	ORMCO	5	439,57 ^b	48,91	375,9	481,2			
	C40	5	184,69 ^a	30,72	132,9	204,0			
E tot. (cJ)	C27	5	0,26 ^a	0,06	0,2	0,3	43,693	3;19	<0,00
	NEOSENT	5	0,26 ^a	0,05	0,2	0,3			
	ORMCO	5	0,54 ^b	0,05	0,5	0,6			
	C40	5	0,22 ^a	0,04	0,2	0,2			
E. diss. (cJ)	C27	5	0,23 ^b	0,02	0,2	0,3	5,233	3;19	0,010
	NEOSENT	5	0,24 ^b	0,02	0,2	0,3			
	ORMCO	5	0,25 ^b	0,04	0,2	0,3			
	C40	5	0,19 ^a	0,01	0,2	0,2			
E perd. (%)	C27	5	93,40 ^b	34,63	69,3	153,3	3,617	3;19	0,036
	NEOSENT	5	98,78 ^b	33,24	69,3	153,3			
	ORMCO	5	47,69 ^a	10,07	36,6	59,0			
	C40	5	92,00 ^b	26,46	72,4	135,9			

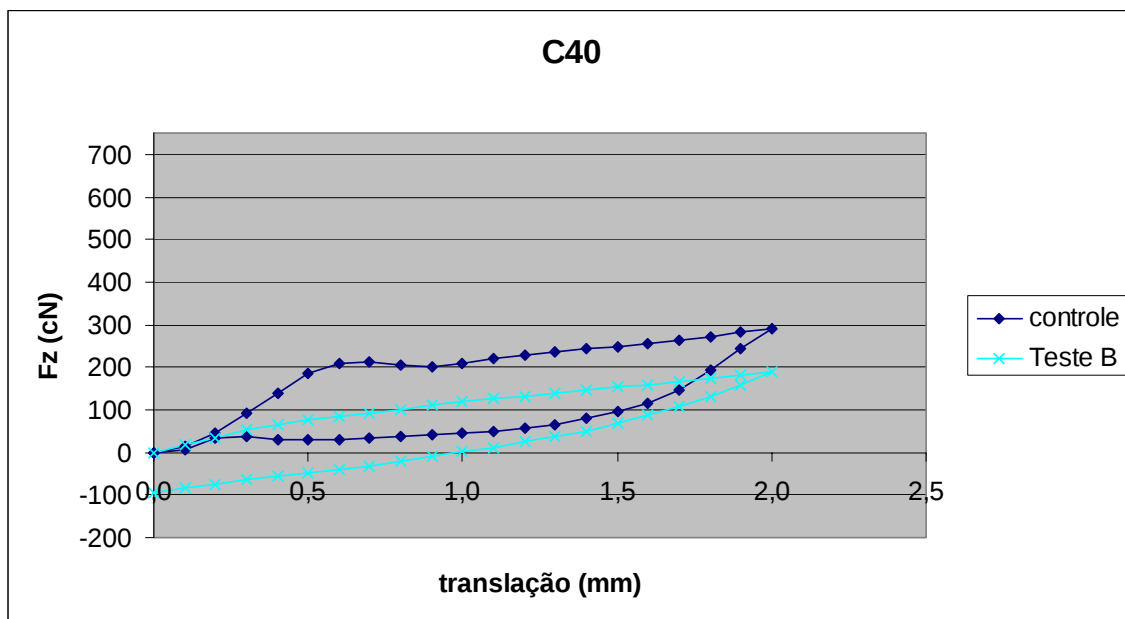


GRÁFICO 13 - Copper NiTi 40⁰: comparação entre o grupo controle e o teste B.

Quando comparado ao grupo controle, o fio Copper NiTi 40⁰ perdeu sua característica superelástica e as magnitudes das forças nas curvas de ativação e desativação apresentaram-se bem menores. Na metade da curva de desativação, o fio deixou de liberar forças, sinal de que provavelmente ocorreu alguma deformação plástica (Gráfico 13).

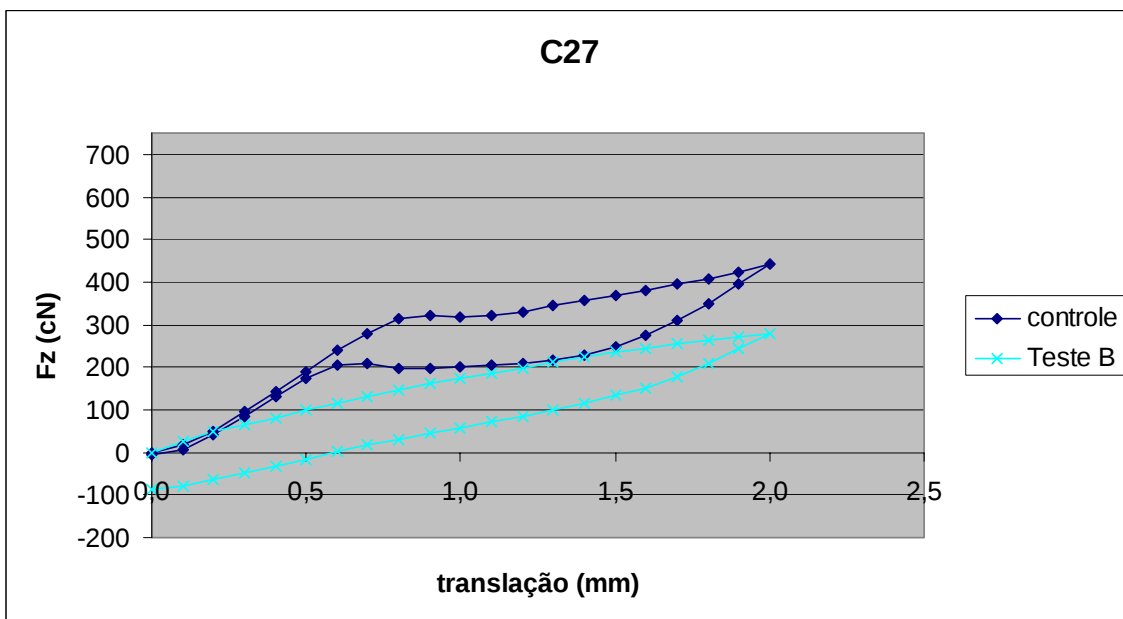


GRÁFICO 14 - Copper NiTi 27: comparação entre o grupo controle e o teste B.

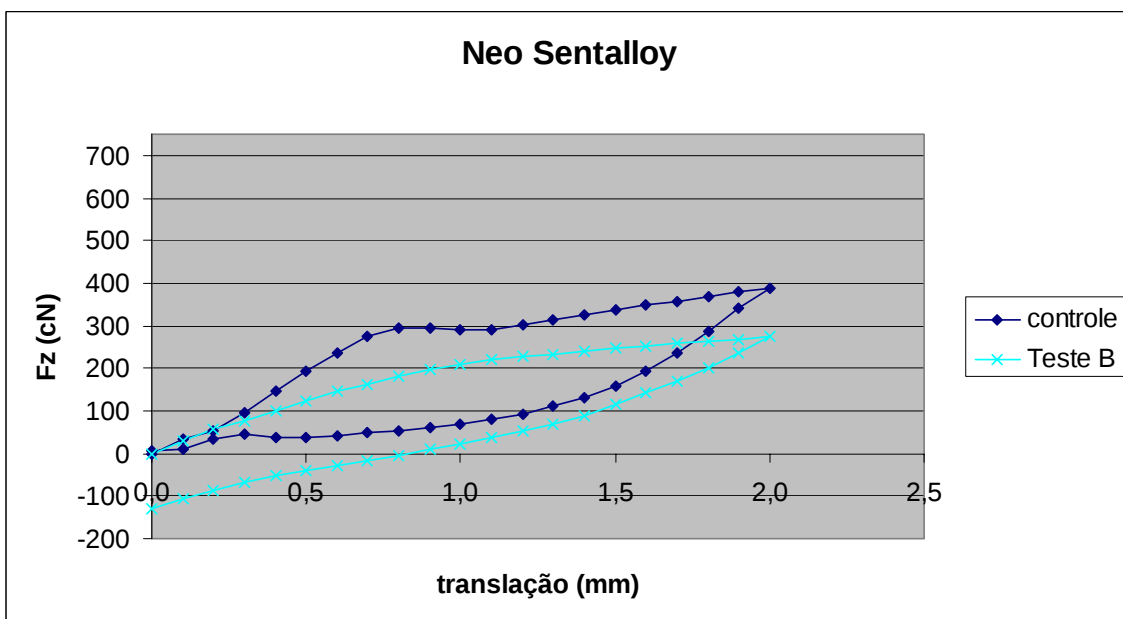


GRÁFICO 15 - NeoSentalloy 100: comparação entre o grupo controle e o teste B.

Os Gráficos 14 e 15 mostram que os comportamentos dos fios Copper NiTi 27⁰ e NeoSentalloy 100 foram bastante semelhantes. Pode-se observar também a perda

das características de superelasticidade e a diminuição das magnitudes de força apresentadas.

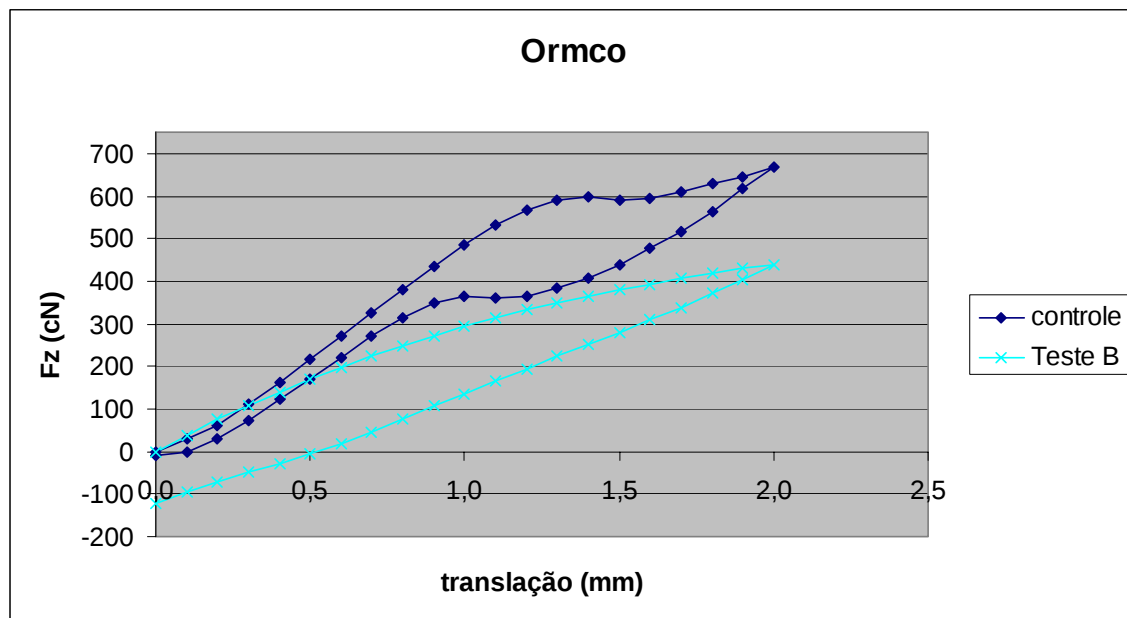


GRÁFICO 16 - Fio NiTi (austenítico Ormco): comparação entre o grupo controle e o teste B.

O fio NiTi (austenítico da Ormco) apresentou a perda das características das curvas de ativação e desativação, e também uma diminuição geral nos níveis de força (Gráfico 16).

Teste C

No teste C, as dobras foram feitas sem o auxílio de tratamento elétrico, e os testes foram realizados como ocorreu no teste A, ou seja, ativando no sentido de se aumentar a dobra realizada. Numa análise geral, pode-se perceber que as curvas perderam as características de fios superelásticos. Diferentemente do que ocorreu nos outros testes, os fios Copper NiTi 40⁰, Copper NiTi 27⁰ e NeoSentalloy 100 apresentaram curvas muito parecidas (Gráfico 17). Na Tabela 9, novamente

observam-se apenas dois grupos estatisticamente diferentes para todas as variáveis relatadas.

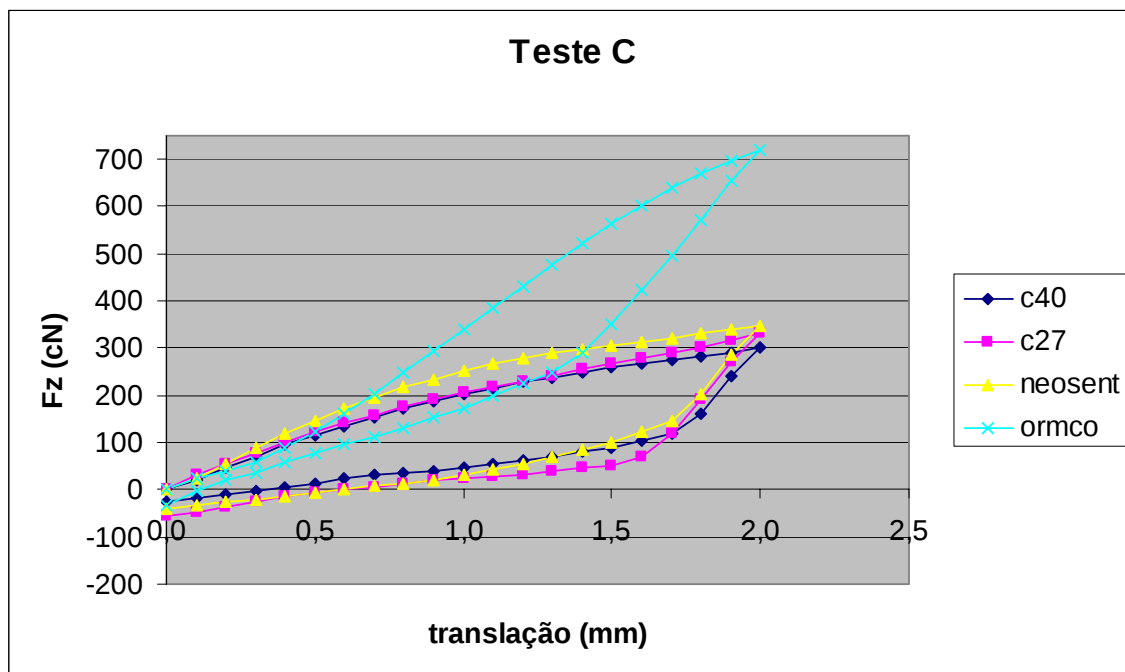


GRÁFICO 17 - Teste C: comparação entre as curvas de ativação e desativação dos diferentes fios testados.

Tabela 9 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas, segundo produto, valor calculado e graus de liberdade de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - TESTE C

Medida	Produto	n	média	SD	mínimo	máximo	F	gl	P
F. máx (N)	C27	5	330,82 ^a	56,02	255,0	390,1	70,143	3;16	<0,001
	NEOSENT	5	347,69 ^a	54,68	282,5	413,5			
	ORMCO	5	734,78 ^b	61,13	657,1	788,9			
	C40	5	300,00 ^a	46,35	256,2	368,4			
E. tot. (cJ)	C27	5	0,38 ^{a,b}	0,07	0,3	0,5	53,351	3;16	<0,001
	NEOSENT	5	0,44 ^{a,b}	0,04	0,4	0,5			
	ORMCO	5	0,69 ^c	0,05	0,6	0,7			
	C40	5	0,37 ^a	0,03	0,3	0,4			
E.diss. (cJ)	C27	5	0,29 ^{b,c}	0,03	0,2	0,3	7,491	3;16	0,002
	NEOSENT	5	0,32 ^c	0,05	0,2	0,4			
	ORMCO	5	0,20 ^a	0,05	0,2	0,3			
	C40	5	0,24 ^{a,b}	0,03	0,2	0,3			
E. perd. (%)	C27	5	78,35 ^b	18,53	52,7	103,1	11,064	3;16	<0,001
	NEOSENT	5	73,06 ^b	16,90	53,0	96,8			
	ORMCO	5	29,54 ^a	8,39	21,2	38,4			
	C40	5	65,50 ^b	13,32	47,7	83,0			

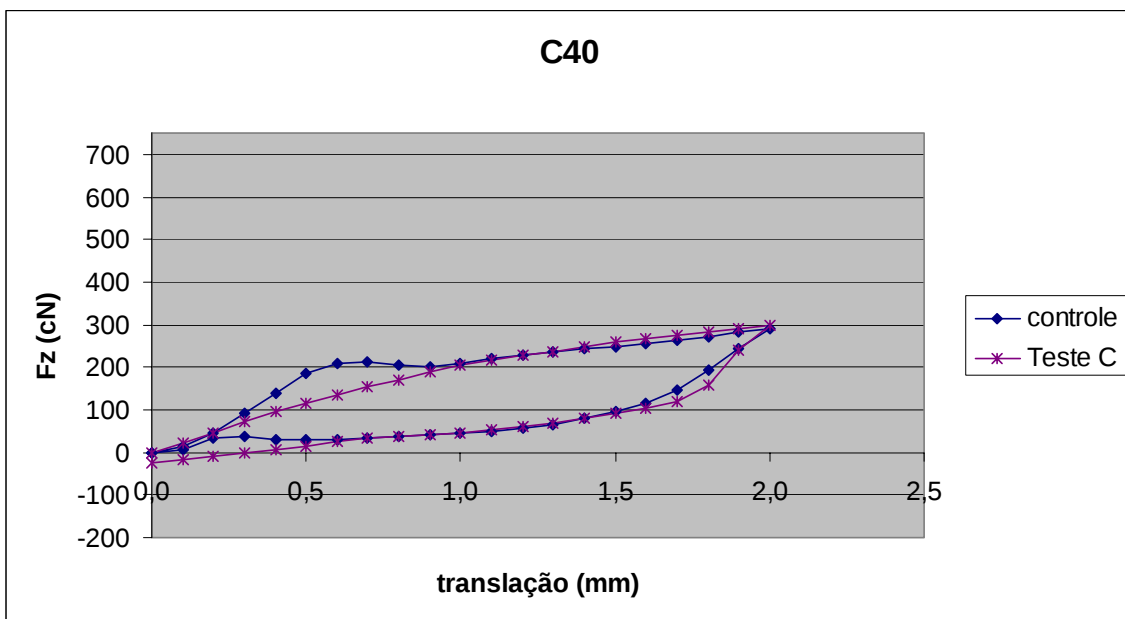


GRÁFICO 18 - Copper NiTi 40: comparação entre o grupo controle e o teste C.

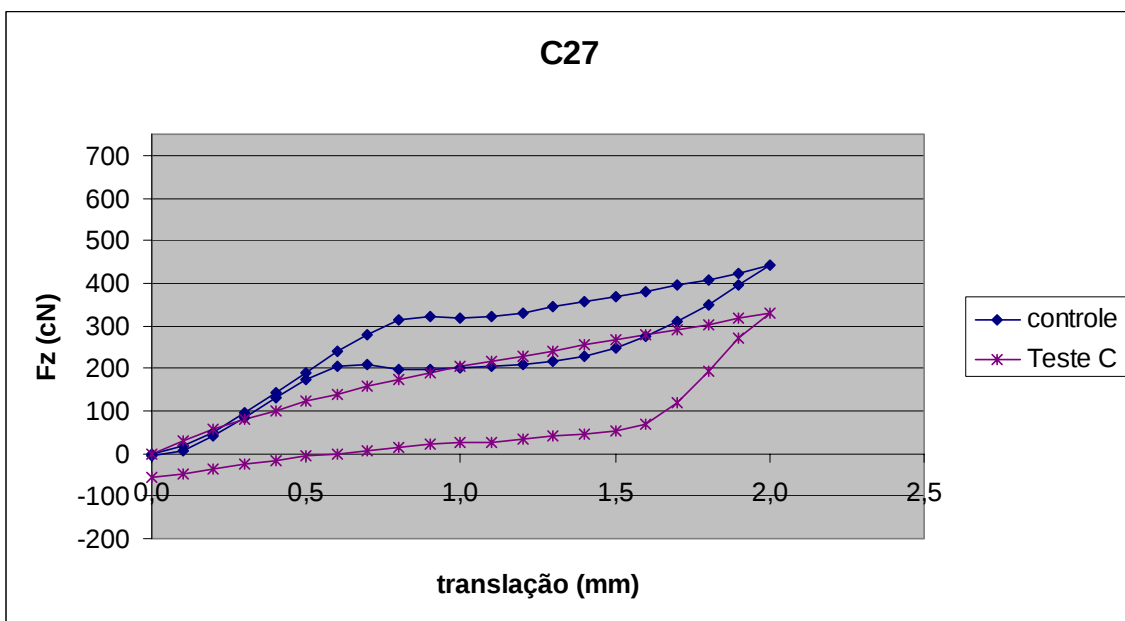


GRÁFICO 19 - Copper NiTi 27: comparação entre o grupo controle e o teste C.

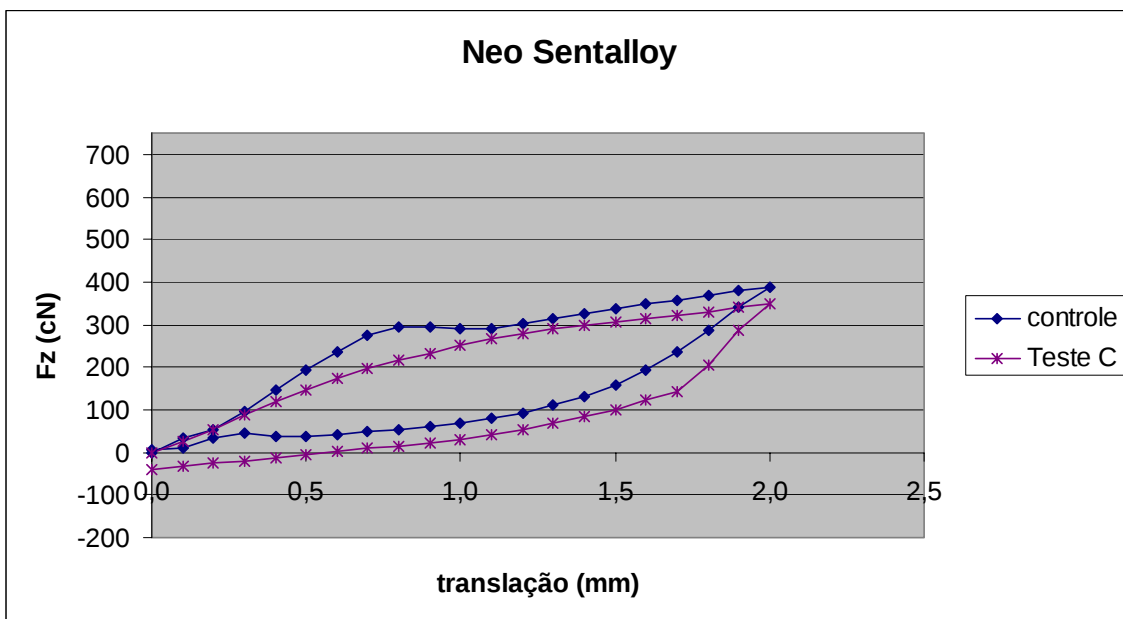


GRÁFICO 20 - NeoSentalloy 100: comparação entre o grupo controle e o teste C.

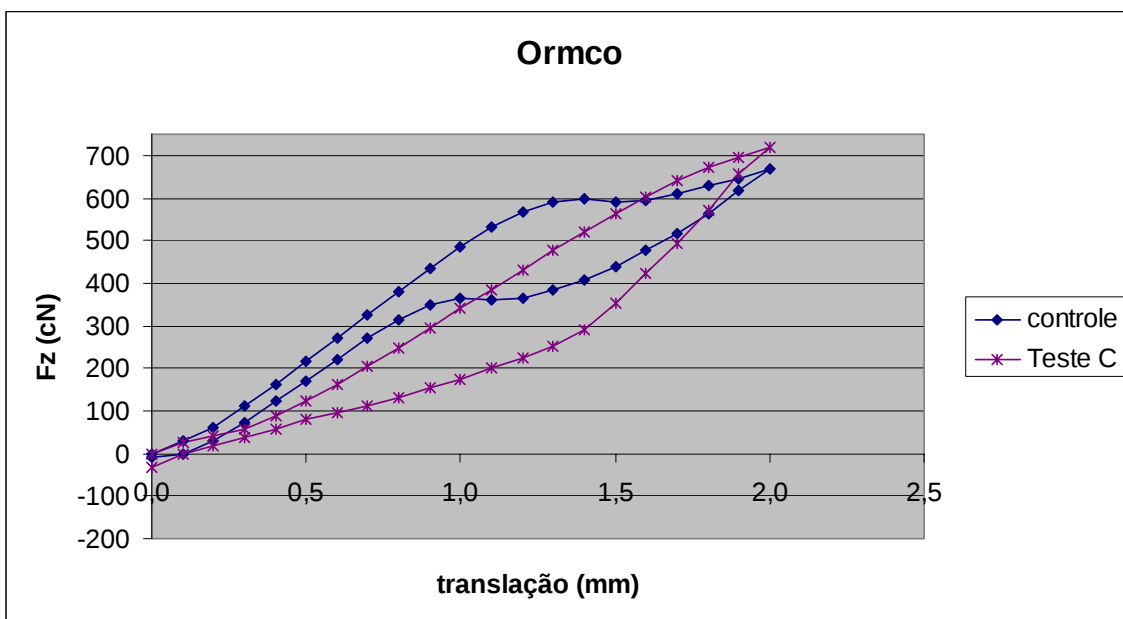


Gráfico 21 - Fio NiTi austenítico da Ormco: comparação entre o grupo controle e o teste C.

Os Gráficos 18, 19, 20 e 21 mostram o comportamento dos fios após serem submetidos ao teste C em comparação ao grupo controle. Com relação à força máxima, os fios apresentaram características diferentes. No fio Copper NiTi 40⁰, a

força máxima foi muito parecida à do grupo controle; nos fios Copper NiTi 27⁰ e NeoSentalloy 100, houve uma diminuição; e no fio NiTi austenítico, houve um aumento da força máxima. Com exceção do fio Copper NiTi 40⁰, que apresentou níveis de força na curva de desativação muito parecidos ao do grupo controle, todos os outros fios mostraram uma diminuição na magnitude das forças.

Teste D

Neste teste, as dobras foram feitas sem o tratamento elétrico e a ativação ocorreu no sentido de desfazer a dobra inserida no fio. Um comportamento parecido ao observado no teste B pode ser constatado pela comparação das curvas (Gráfico 22). Pode-se notar que três grupos distintos aparecem novamente, sendo um composto pelo fio austenítico, outro pelo Copper NiTi 27⁰ e um último pelos fio Copper NiTi 40⁰ e NeoSentalloy 100 (Tabela 10).

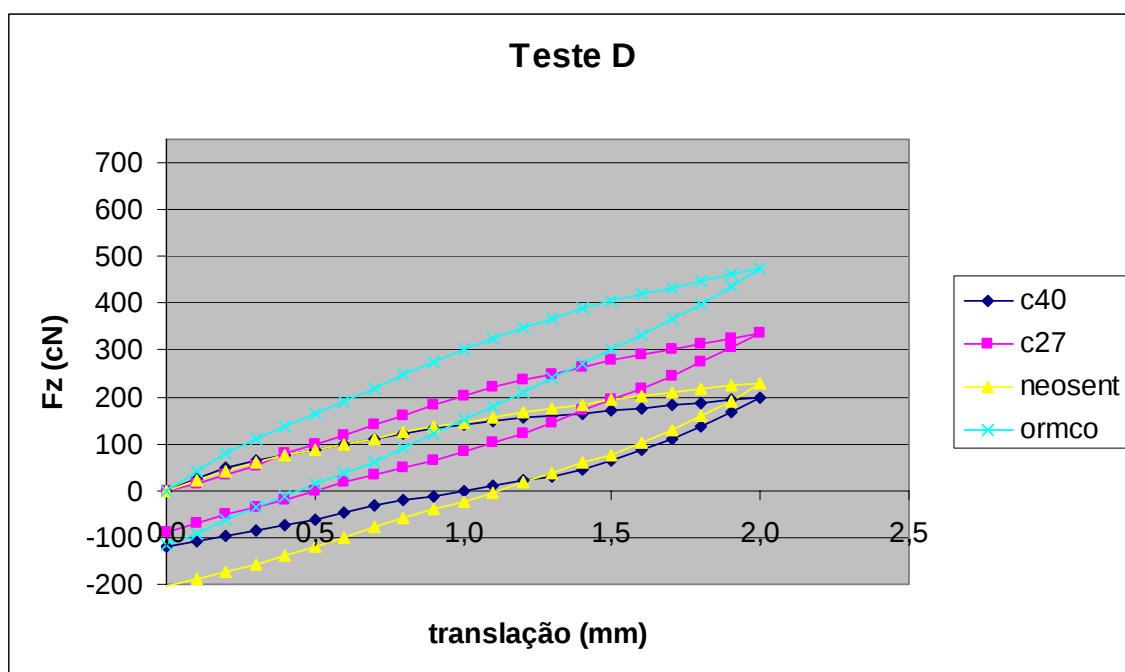


GRÁFICO 22 - Teste D: comparação entre as curvas de ativação e desativação dos diferentes fios testados.

Tabela 10 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo das variáveis estudadas, segundo produto, valor calculado de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - TESTE D

Medida	Produto	n	média	SD	mínimo	máximo	$F_{3,16}$	p
F. máx (N)	C27	5	337,55 ^b	34,76	306,9	389,6	39,891	<0,001
	NEOSENT	5	229,89 ^a	51,52	158,8	293,1		
	ORMCO	5	473,06 ^c	48,07	406,7	538,4		
	C40	5	198,61 ^a	39,29	133,5	233,0		
E. tot (cJ)	C27	5	0,37 ^b	0,04	0,3	0,4	37,882	<0,001
	NEOSENT	5	0,28 ^a	0,07	0,2	0,3		
	ORMCO	5	0,56 ^c	0,03	0,5	0,6		
	C40	5	0,26 ^a	0,05	0,2	0,3		
E.diss. (cJ)	C27	5	0,18 ^a	0,02	0,1	0,2	5,827	0,007
	NEOSENT	5	0,31 ^b	0,05	0,2	0,4		
	ORMCO	5	0,24 ^{a,b}	0,08	0,1	0,3		
	C40	5	0,24 ^{a,b}	0,02	0,2	0,3		
E. perd. (%)	C27	5	48,13 ^a	12,06	37,0	67,8	7,212	0,003
	NEOSENT	5	119,66 ^b	49,74	65,8	199,4		
	ORMCO	5	43,27 ^a	14,74	23,2	61,4		
	C40	5	98,78 ^b	33,24	69,3	153,3		

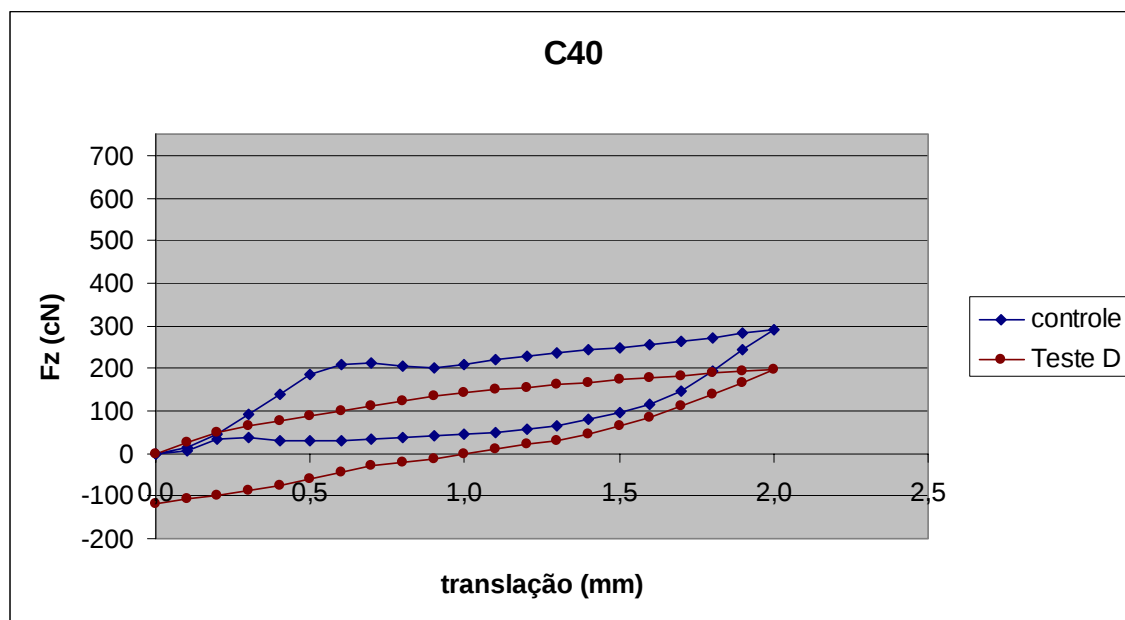


GRÁFICO 23 - Copper NiTi 40°: comparação entre o grupo controle e o teste D.

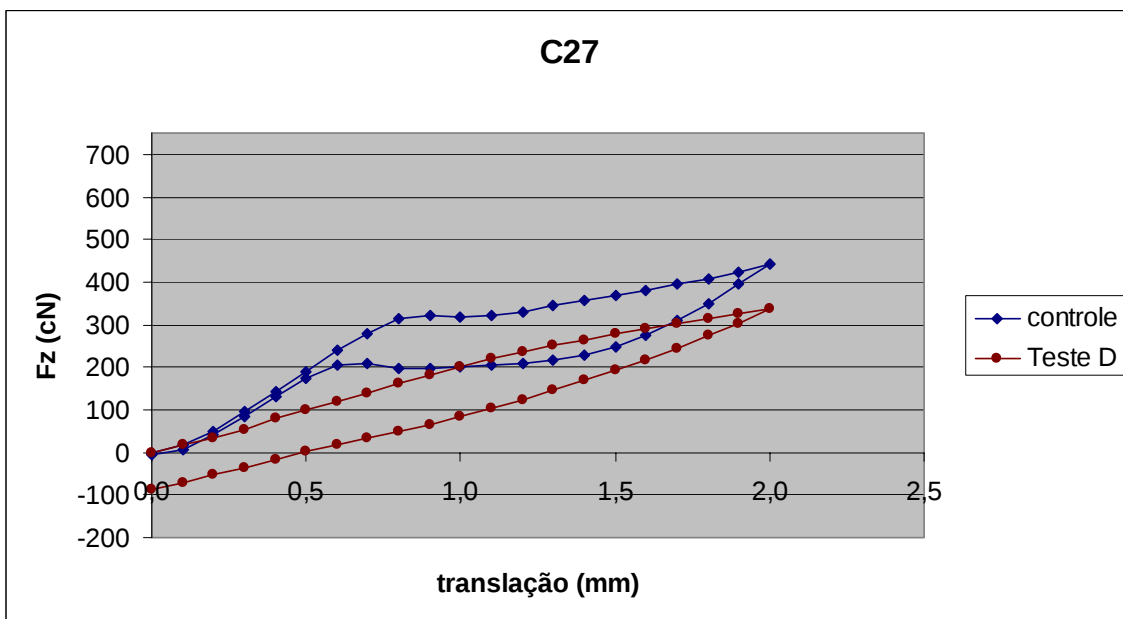


GRÁFICO 24 - Copper NiTi 27⁰: comparação entre o grupo controle e o teste D.

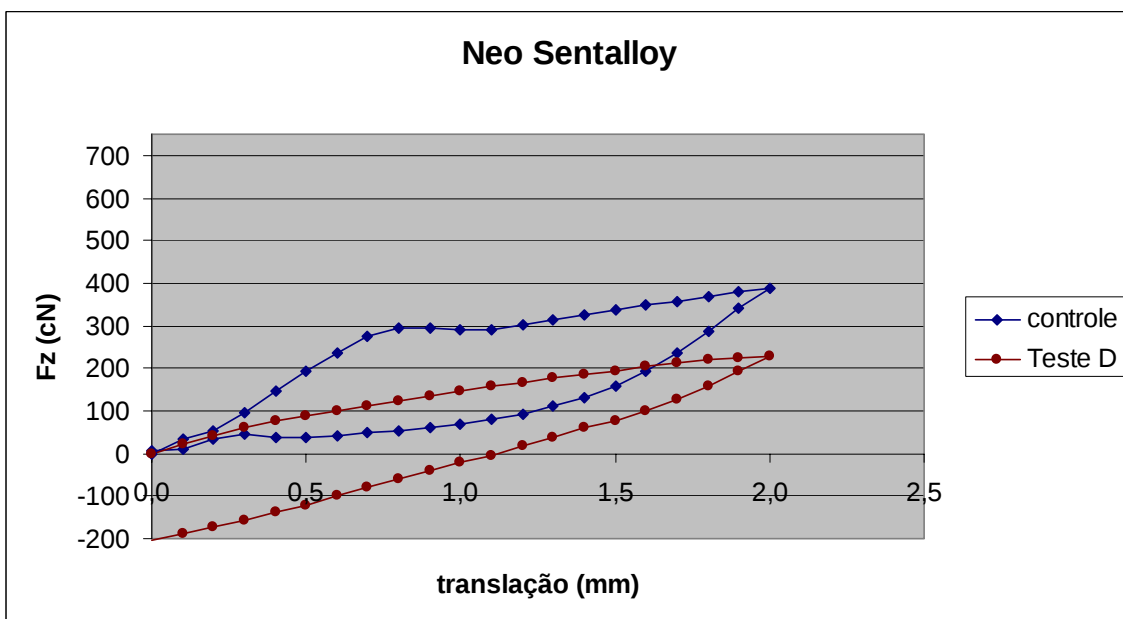


GRÁFICO 25 - NeoSentalloy 100: comparação entre o grupo controle e o teste D.

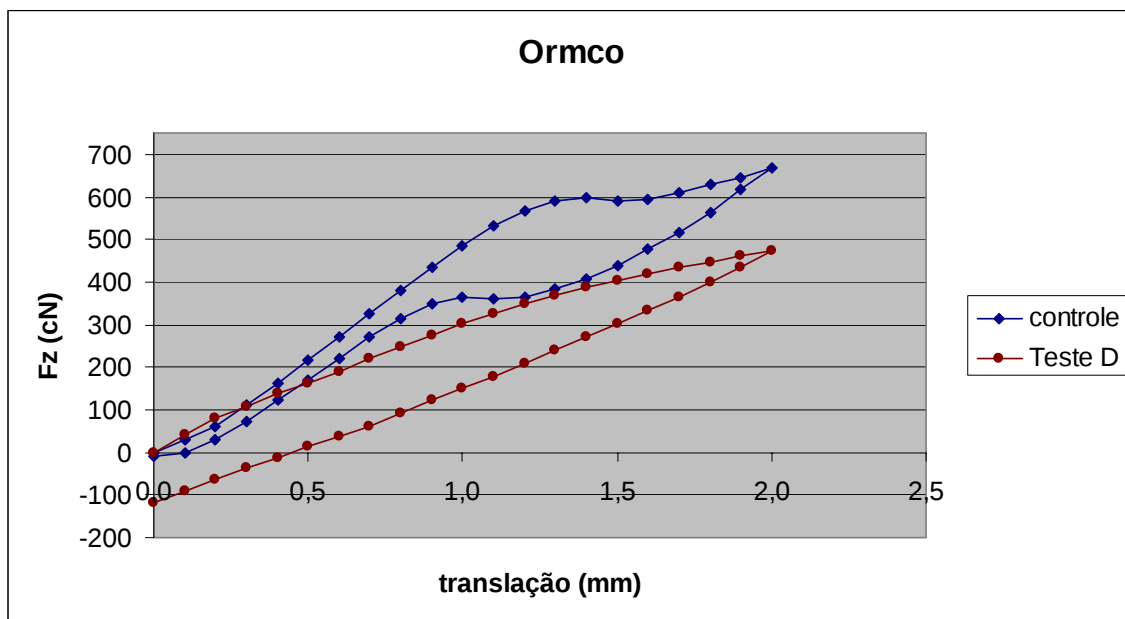


GRÁFICO 26 - Fio NiTi austenítico da Ormco: comparação entre o grupo controle e o teste D.

Os Gráficos 23, 24, 25 e 26 ilustram a comparação dos diferentes fios testados com os mesmos fios no grupo controle. Ocorreu uma descaracterização de todas as curvas apresentadas. Em todos os fios pode ser observada alguma deformação permanente presente.

Comparação dos Testes

Com a finalidade de se comparar os quatro testes realizados com dobras de fios, os Gráficos 27, 28, 29 e 30 ilustram o comportamento de cada um dos fios testados. Todas as curvas ilustradas perderam a característica de curvas de fios superelásticos.

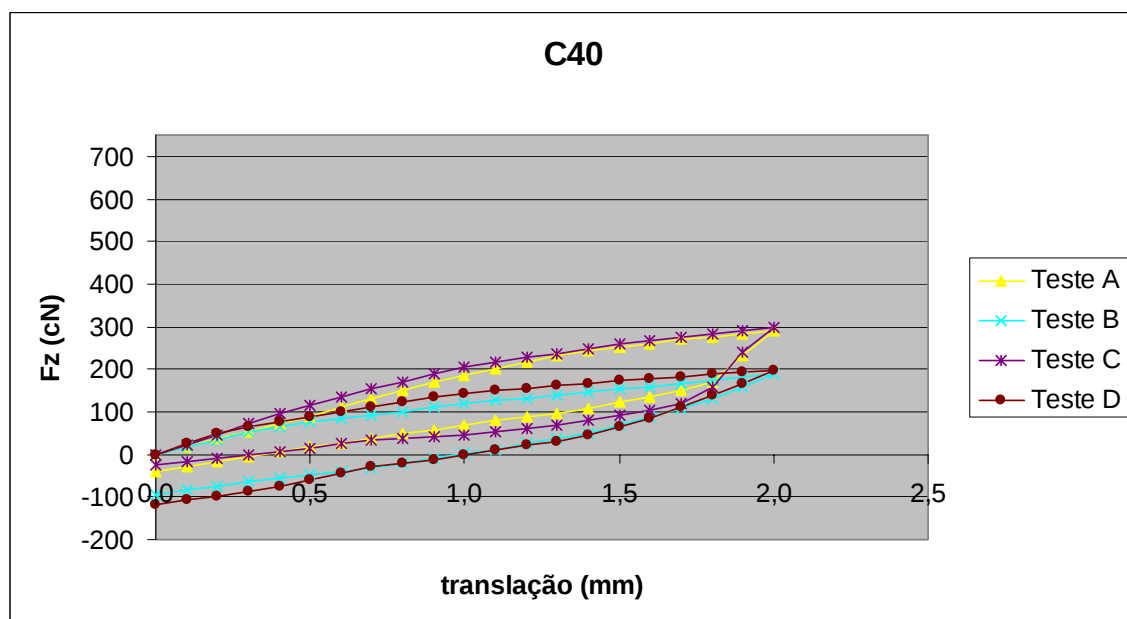


GRÁFICO 27 - Copper NiTi 40°: comparação dos diferentes testes com dobras de fios.

Observa-se um mesmo padrão para as curvas que representam os testes A e C, que avaliaram os fios pelo aumento da dobra realizada, e os testes B e D, que desfaziam a dobra conforme ocorria a ativação. Dessa forma, para o fio Copper NiTi 40° o fato de se testar o fio no mesmo sentido ou no sentido contrário à dobra realizada pareceu exercer uma influência maior que o fato de se usar ou não o tratamento elétrico. Cumpre lembrar que, pela análise da Tabela 11, a força máxima no grupo tratamento elétrico foi inferior e estatisticamente diferente da do grupo controle. Observar que as variáveis ilustradas na Tabela 11 são as que foram possíveis de serem avaliadas nos fios com dobras testados, uma vez que o limite elástico, o início e o final do platô de desativação não foram identificados. Nessa tabela os valores médios para os testes A e C tenderam a estar no mesmo grupo, enquanto os testes B e D também eram semelhantes mas estatisticamente diferentes

dos testes A e C. A única exceção ocorreu para a variável energia dissipada, que não apresentou diferença estatística entre os diferentes testes.

Tabela 11 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo de medidas de força, segundo tipo de teste, valor calculado de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - Copper NiTi 40⁰

Medida	tratamento	n	média	SD	mínimo	máximo	F _{5,24}	p
F. máx (N)	A	5	292,88 ^c	20,00	268,1	317,7	15,196	<0,001
	B	5	184,69 ^a	30,72	146,5	222,8		
	C	5	300,00 ^c	46,35	242,5	357,5		
	D	5	198,61 ^{a,b}	39,29	149,8	247,4		
	TE	5	233,21 ^b	12,30	217,9	248,5		
	Controle	5	292,47 ^c	8,76	281,6	303,3		
E tot (cJ)	A	5	0,34 ^b	0,05	0,3	0,4	15,240	<0,001
	B	5	0,22 ^a	0,04	0,2	0,3		
	C	5	0,37 ^b	0,03	0,3	0,4		
	D	5	0,26 ^a	0,05	0,2	0,3		
	TE	5	0,33 ^b	0,02	0,3	0,4		
	Controle	5	0,39 ^b	0,01	0,4	0,4		
E.diss (cJ) *	A	5	0,19	0,05	0,1	0,2	3,838	0,011
	B	5	0,19	0,01	0,2	0,2		
	C	5	0,24	0,03	0,2	0,3		
	D	5	0,24	0,02	0,2	0,3		
	TE	5	0,22	0,01	0,2	0,2		
	Controle	5	0,24	0,01	0,2	0,3		
E. perd. (%)	A	5	55,26 ^a	7,70	45,7	64,8	4,504	0,005
	B	5	92,00 ^{b,c}	26,46	59,1	124,8		
	C	5	65,50 ^{a,b}	13,32	49,0	82,0		
	D	5	98,78 ^c	33,24	57,5	140,0		
	TE	5	67,46 ^{a,b}	5,32	60,8	74,1		
	Controle	5	61,28 ^{a,b}	3,55	56,9	65,7		

* Neste caso a comparação múltipla de médias não conseguiu identificar as médias diferentes

No Gráfico 28 também pode ser observada a perda das características nas curvas de ativação e desativação de fios superelásticos. Portanto, somente as variáveis força máxima, energia total, energia dissipada e energia perdida puderam ser comparadas estatisticamente. Isso ocorreu para todos os fios. Diferentemente do que ocorreu com o fio Copper NiTi 40⁰, nas curvas médias dos diferentes testes realizados com o fio Copper NiTi 27⁰, quatro curvas completamente distintas podem

ser observadas. Isso pode ser claramente verificado pela análise da energia dissipada na Tabela 12. A energia dissipada representa a diferença entre a curva de ativação e a de desativação nos diferentes testes. Para os quatro testes, observa-se diferença estatística entre todos os valores para a energia dissipada (a,b,c,d).

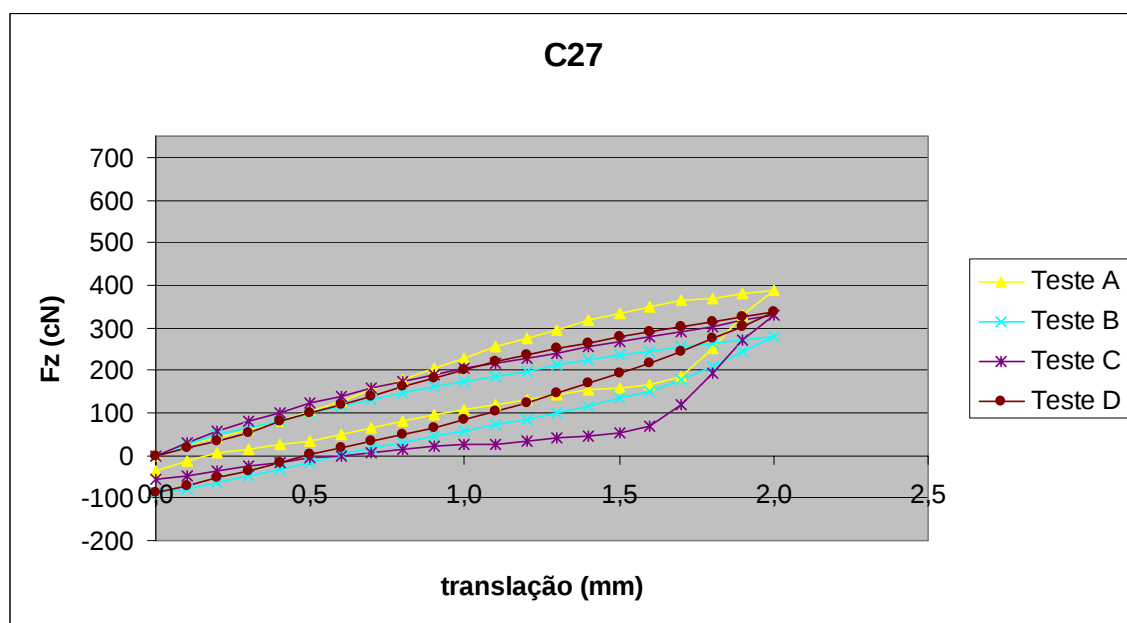


GRÁFICO 28 - Copper NiTi 27: comparação dos diferentes testes com dobras de fios.

Tabela 12 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo de medidas de força, segundo tipo de teste, valor calculado de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p) – Produto C27⁰

Medida	tratamento	n	Média	SD	mínimo	máximo	F _{5,24}	p
F. máx (N)	A	5	360,87 ^b	60,28	286,0	435,7	18,115	<0,001
	B	5	206,76 ^a	41,78	154,9	258,6		
	C	5	330,82 ^b	56,02	261,3	400,4		
	D	5	337,55 ^b	34,76	294,4	380,7		
	TE	5	385,37 ^b	14,29	367,6	403,1		
	Controle	5	441,36 ^c	13,42	424,7	458,0		
E. tot (cJ)	A	5	0,40 ^b	0,06	0,3	0,5	22,436	<0,001
	B	5	0,26 ^a	0,06	0,2	0,3		
	C	5	0,38 ^b	0,07	0,3	0,5		
	D	5	0,37 ^b	0,04	0,3	0,4		
	TE	5	0,50 ^c	0,02	0,5	0,5		
	Controle	5	0,55 ^c	0,01	0,5	0,6		
E. diss. (cJ)	A	5	0,19 ^b	0,05	0,1	0,3	22,578	<0,001
	B	5	0,23 ^c	0,02	0,2	0,3		
	C	5	0,29 ^d	0,03	0,3	0,3		
	D	5	0,18 ^{a,b}	0,02	0,1	0,2		
	TE	5	0,13 ^a	0,01	0,1	0,1		
	Controle	5	0,14 ^a	0,00	0,1	0,1		
E. Perd. (%)	A	5	47,94 ^a	11,17	34,1	61,8	12,470	<0,001
	B	5	93,40 ^b	34,63	50,4	136,4		
	C	5	78,35 ^b	18,53	55,3	101,4		
	D	5	48,13 ^a	12,06	33,2	63,1		
	TE	5	26,55 ^a	0,93	25,4	27,7		
	Controle	5	25,68 ^a	0,43	25,1	26,2		

O fio NeoSentalloy 100 apresentou comportamento mais parecido com o Copper NiTi 40⁰. No Gráfico 29 observa-se que as curvas médias dos testes A e C foram muito próximas, não apresentando diferença estatística entre si (Tabela 13). As curvas médias dos testes B e D não foram tão similares quanto as anteriores, mas não foram estatisticamente diferentes. Para as variáveis força máxima e energia total, os testes A e C fizeram parte do grupo “b”, enquanto os testes B e D fizeram parte do grupo “a” evidenciando a diferença estatística.

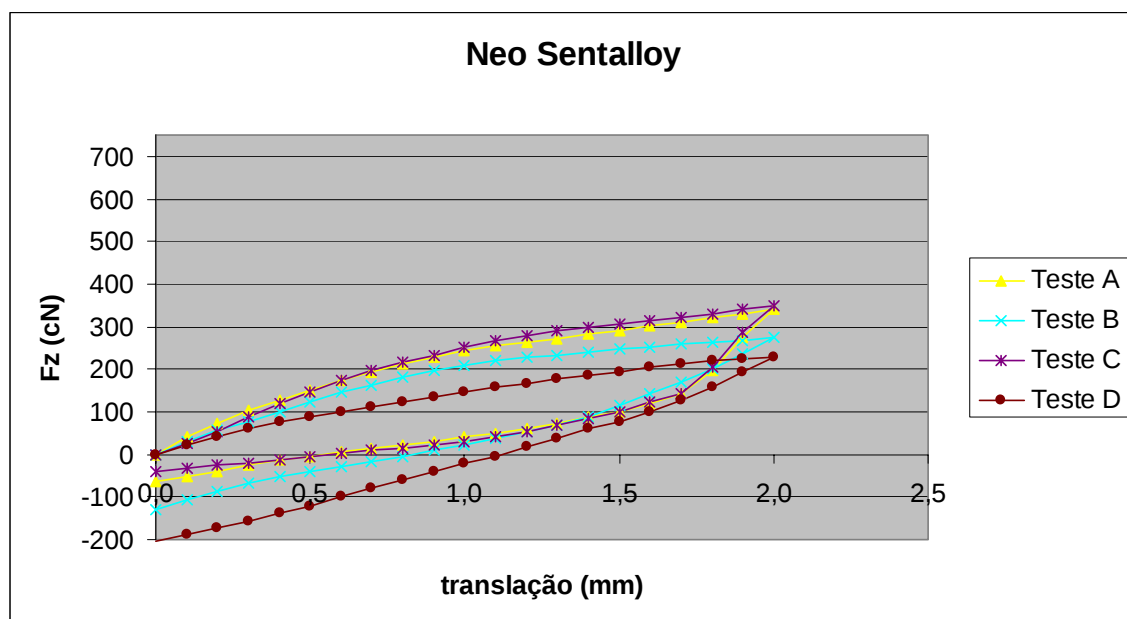


GRÁFICO 29 - NeoSentalloy 100: comparação dos diferentes testes com dobras de fios.

Tabela 13 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo de medidas de força, segundo tipo de teste, valor calculado de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - Produto NEOSENT

Medida	tratamento	N	Média	SD	mínimo	Máximo	F _{5,24}	p
F máx (N)	A	5	339,47 ^b	85,30	233,6	445,4	12,779	<0,001
	B	5	198,61 ^a	39,29	149,8	247,4		
	C	5	347,69 ^b	54,68	279,8	415,6		
	D	5	229,89 ^a	51,52	165,9	293,9		
	TE	5	382,44 ^b	10,97	368,8	396,1		
	Controle	5	389,41 ^b	26,39	356,6	422,2		
E.tot (cJ)	A	5	0,43 ^b	0,06	0,4	0,5	27,853	<0,001
	B	5	0,26 ^a	0,05	0,2	0,3		
	C	5	0,44 ^b	0,04	0,4	0,5		
	D	5	0,28 ^a	0,07	0,2	0,4		
	TE	5	0,51 ^b	0,01	0,5	0,5		
	Controle	5	0,51 ^b	0,03	0,5	0,5		
E.diss (cJ)*	A	5	0,31	0,10	0,2	0,4	1,788	0,154
	B	5	0,24	0,02	0,2	0,3		
	C	5	0,32	0,05	0,3	0,4		
	D	5	0,31	0,05	0,2	0,4		
	TE	5	0,27	0,00	0,3	0,3		
	Controle	5	0,29	0,01	0,3	0,3		
E.perd. (%)	A	5	73,90 ^{a,b}	28,20	38,9	108,9	4,224	0,007
	B	5	98,78 ^{a,b}	33,24	57,5	140,0		
	C	5	73,06 ^{a,b}	16,90	52,1	94,0		
	D	5	119,66 ^b	49,74	57,9	181,4		
	TE	5	53,48 ^a	1,48	51,6	55,3		
	Controle	5	339,47 ^a	85,30	233,6	445,4		

A comparação entre os diferentes testes realizados no fio NiTi austenítico da Ormco está representada no Gráfico 30. Novamente observa-se uma semelhança no comportamento do fio quando os testes B e D foram realizados. Os testes A e C não foram tão próximos quanto os anteriores, mas demonstraram uma certa correspondência. Os dados da Tabela 14 denotam que, para a força máxima, o teste C apresentou a maior média, superando até mesmo o grupo controle.

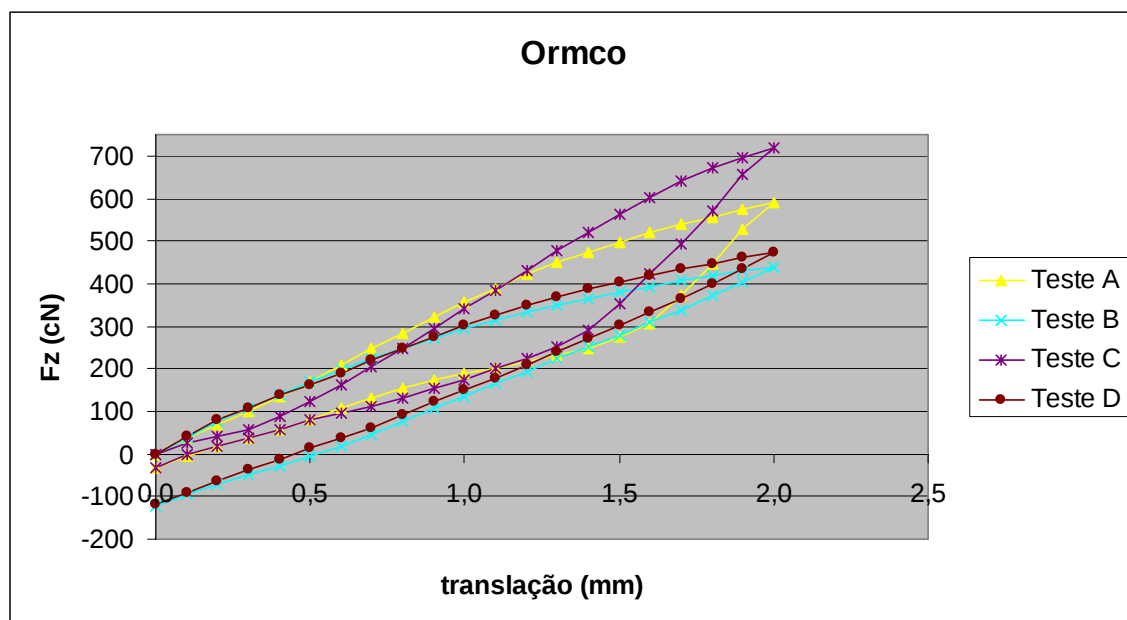


GRÁFICO 30 - NiTi austenítico da Ormco: comparação dos diferentes testes com dobras de fios.

Tabela 14 - Médias, desvios padrão e valores mínimo e máximo de medidas de força, segundo tipo de teste, valor calculado de F para comparação das médias e correspondente valor de prova (p), - Produto ORMCO

Medida	tratamento	N	média	SD	mínimo	Máximo	F _{5,24}	p
F. máx (N)	A	5	589,18	72,98	498,6	679,8	28,157	<0,001
	B	5	439,57	48,91	378,8	500,3		
	C	5	734,78	61,13	658,9	810,7		
	D	5	473,06	48,07	413,4	532,7		
	TE	5	636,37	9,77	624,2	648,5		
	Controle	5	666,31	6,39	658,4	674,2		
E. tot (cJ)	A	5	0,67	0,07	0,6	0,7	41,654	<0,001
	B	5	0,54	0,05	0,5	0,6		
	C	5	0,69	0,05	0,6	0,8		
	D	5	0,56	0,03	0,5	0,6		
	TE	5	0,79	0,01	0,8	0,8		
	Controle	5	0,82	0,01	0,8	0,8		
E. diss. (cJ)	A	5	0,26	0,05	0,2	0,3	3,065	0,028
	B	5	0,25	0,04	0,2	0,3		
	C	5	0,20	0,05	0,1	0,3		
	D	5	0,24	0,08	0,1	0,3		
	TE	5	0,18	0,01	0,2	0,2		
	Controle	5	0,18	0,01	0,2	0,2		
E. Perd. (%)	A	5	39,37	7,97	29,5	49,3	7,720	<0,001
	B	5	47,69	10,07	35,2	60,2		
	C	5	29,54	8,39	19,1	40,0		
	D	5	43,27	14,74	25,0	61,6		
	TE	5	23,17	1,08	21,8	24,5		
	Controle	5	21,94	0,75	21,0	22,9		

6 DISCUSSÃO

O movimento dentário acontece com osso ou através do osso dependendo da distribuição da tensão/deformação por área no ligamento periodontal. Por outro lado, a distribuição da tensão/deformação por área é produto dos seguintes fatores: magnitude da força, área do osso envolvida e distribuição da força, e é dependente do tipo de movimento desejado. No caso do movimento de inclinação, as forças são concentradas nas partes marginal e apical do alvéolo, gerando áreas de maior concentração de tensão. A translação resulta em uma distribuição de forças mais uniforme ao longo da parede alveolar.^{10,11,28,29,39,40}

Quando uma força ortodôntica leve é aplicada, o dente pode ser movimentado para áreas externas ao envelope original do processo alveolar, carregando seu alvéolo com ele. No lado onde ocorre compressão, as fibras colágenas, que são a conexão mecânica entre o osso e o dente, são curvadas e não são capazes de transferir essa força para a parede do alvéolo quando o dente é movimentado contra o ligamento periodontal. Nesse caso, uma reabsorção frontal ou direta ocorre na lâmina dura e o dente começa a se mover. Correspondendo à reabsorção que ocorre na parede do alvéolo na direção da força, haverá aposição a certa distância no processo alveolar ou na superfície externa do alvéolo. Esses processos são sincronizados como em um ciclo de remodelação idêntico ao visto no movimento dentário fisiológico.^{10,11,28,29,40}

Se a magnitude da força é alta o suficiente para comprimir totalmente os vasos sanguíneos, uma zona avascular (área hialinizada) é produzida. Nesse caso, o processo de necrose tem início na área comprimida e as células

relacionadas à remodelação óssea não podem ser trazidas pelos capilares sanguíneos. Começa a reabsorção indireta ou rampante, em que a reabsorção da lâmina dura começa em áreas adjacentes ao ligamento periodontal que foi comprimido e entrou em processo de necrose e não na superfície do osso alveolar. Como consequência, o movimento dentário é retardado.^{28,29,39,40}

A possibilidade de usar fios superelásticos retangulares com níveis de força mais leves (biológicos) possibilitaria simultâneo alinhamento, nivelamento e torque o que resultaria em um menor número de fios utilizados, reduzindo custos e tempo de tratamento.^{13,16,17,37,44}

Pouco ainda se sabe sobre as propriedades mecânicas dos fios de Níquel-Titânio quando dobras são incorporadas. Dobrar esse tipo de fio pode ser desejável quando se atua em ortodontia lingual, em que há variabilidade na anatomia das superfícies linguais e no diâmetro vestibulo-lingual de todos os dentes permanentes e dificilmente existe uma possibilidade de padronização na forma dos arcos como ocorre nos fios utilizados por vestibular dos dentes. Ainda, fios de Níquel-Titânio poderiam ser utilizados na fase de finalização caso dobras pudessem ser feitas sem alterar demasiadamente as propriedades mecânicas. Existem atualmente no mercado companhias que vendem arcos de Níquel-Titânio contendo dobras individualizadas para cada caso, para uso tanto em ortodontia convencional como em ortodontia lingual. O mecanismo utilizado para se obter dobras faz parte do segredo comercial, mas sabe-se que elas são incorporadas com o auxílio de tratamentos elétricos que aquecem os fios enquanto recebem as dobras permanentes. Wiechmann^{49,50} (1999,2000) apresentou os sistemas Orthomate e Orthoterm. O sistema Orthomate é um robô acoplado a um

computador que gera todos os dados do fio a ser dobrado (material, calibre, dobras e torsões a serem dadas). Após as dobras, os fios recebem tratamento térmico (elétrico), considerado pelo autor como uma reprogramação feita pelo sistema Orthoterm para prevenir a alteração posterior de forma e das propriedades superelásticas do fio. Nesses artigos, o autor não discorre sobre detalhes do Orthoterm e sobre artigos de publicação em inglês que tenham testado os dois sistemas. Apenas cita que o fio deve ser fixado tridimensionalmente no Orthoterm para evitar deformações.

De acordo com os poucos estudos específicos sobre tratamento térmico em fios de Níquel Titânio superelásticos, observa-se que, de uma maneira geral, os artigos relatam alterações, em maior ou menor grau, nas propriedades mecânicas dos fios.^{18,22,31,32,44,53} Segundo Miura et al.³² (1986), o tratamento térmico no NiTi japonês 0,016" em banho de sal de nitrato a 400°C por 2 horas baixou os níveis de força de 300g para 200g mas não houve mudanças drásticas no comportamento dos fios. Entretanto a partir de 500°C em imersão por 5 minutos a 2 horas, foram observadas grandes diferenças nos níveis de força e no comportamento superelástico e, aos 600°C, os fios perderam todas as propriedades superelásticas independente do período de imersão. Hansen¹⁸ (2004), utilizando dobras e tratamento térmico a 500°C por 5 minutos, observou perda da superelasticidade de todos os fios testados e diminuição nos níveis de forças no tratamento elétrico com o sistema DEHRT.

Miura et al.³¹ (1988) mostraram que o NiTi japonês que usou o método DERHT sem dobras, obteve 100% recuperação elástica e concluíram que, no segmento do pré-molar, o platô de desativação foi atingido aos 180g e no

segmento anterior com 80g, sendo possível, por meio do tratamento elétrico, alterar as características superelásticas do fio em seus diversos segmentos.

A temperatura na qual os fios foram testados (36°C) foi escolhida na tentativa de simular uma situação clínica semelhante ao ambiente oral. Segundo Moore et al.³⁴ (1999), a temperatura média da boca durante 24 horas variou de 33°C a 37°C, e os valores de maior frequência foram 35°C e 36°C. As temperaturas mais usadas em testes com fios variam de 35°C a 37°C, consideradas apropriadas para pacientes com respiração normal.^{8,9,13,16,17,18,24,35,36,37,41}

O melhor método para testar fios ortodônticos ainda se encontra em intensa discussão. Essa avaliação depende de o foco do teste estar nas propriedades mecânicas do fio ou de o interesse maior ser o efeito do fio dentro de um sistema ortodôntico.^{13,35,52} Os ensaios de flexão em três pontos oferecem reprodutibilidade, o que facilita comparações 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 fase iniciais de alinhamento.^{37,52} Quando comparados por Wilkinson et al.⁵² (2002), Oltjen et al.³⁶ (1997) e Parvisi e Rock³⁷ (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.

O sistema FSI usado no presente estudo representa um sistema em que dois braquetes são utilizados para a simulação da ativação. Por ser difícil a comparação direta dos valores dos níveis de força obtidos em outros estudos que utilizaram metodologias diferentes, testes foram realizados nos fios em questão

sem que tivessem sofrido qualquer tipo de intervenção, e a esse grupo foi dado o nome de grupo controle. Esse sistema foi também utilizado por Sakima et al.⁴¹ (2005) e Hansen¹⁸ (2004).

Os dados do Gráfico 1 e da Tabela 1 mostram que existem diferenças bastante significativas no comportamento das quatro marcas comerciais testadas. Independente de ter o mesmo diâmetro (0,017" x 0,025") e teoricamente composições químicas muito semelhantes^{8,9,14,42}, o que faria o ortodontista achar que se trata do mesmo material, o resultado dos testes no grupo controle mostra que os fios testados apresentam propriedades mecânicas completamente distintas. A intensidade das forças no limite elástico e a na força máxima apresentaram valores estatisticamente diferentes entre os quatro fios na seguinte ordem crescente: Copper NiTi 40⁰, NeoSentalloy 100, Copper NiTi 27⁰ e NiTi austenítico da Ormco. Quando o platô de desativação é avaliado, dois fios têm comportamento semelhante, Copper NiTi 40⁰ e NeoSentalloy 100. Dos fios testados, foram os que liberaram as forças mais leves. No dia-a-dia do ortodontista, duas características são as mais importantes a serem observadas. A primeira é o valor em milímetro do limite elástico, pois esse valor representa a partir de quanto o fio tem de ser ativado para que utilize suas características superelásticas. Neste quesito, quanto menor o valor, melhor a avaliação do fio. Os fios que melhor responderam foram: Copper NiTi 40⁰, Copper NiTi 27⁰, NeoSentalloy 100 e NiTi austenítico da Ormco, respectivamente. No fio Copper NiTi 40⁰, qualquer ativação acima de 0,58 mm poderia se beneficiar da característica superelástica do fio, enquanto para o fio de NiTi austenítico da

Ormco, somente deflexões acima de 1,2 mm fariam o fio utilizar sua característica de superelasticidade.

A segunda característica é o platô de desativação. O que se observa na clínica ortodôntica diária é a colocação dos fios de Níquel-Titânio, o que representa a curva de ativação apresentada em vários gráficos deste trabalho, e a partir de então inicia-se a movimentação dentária caracterizada pela desativação do fio que tende a retornar à sua forma original (memória de forma). Portanto, quanto mais rápido for o declínio da força, quanto mais longo o platô com a menor inclinação possível e quanto menor a magnitude das forças liberadas, maior a possibilidade desse 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. Levadas em consideração essas ponderações, o fio que apresentou as melhores características foi o Copper NiTi 40⁰, seguido de perto pelo NeoSentalloy 100. O nível das forças no fio Copper NiTi 27⁰ foi mais do que o dobro dos dois fios anteriores, e o do NiTi austenítico da Ormco foi quatro vezes maior. Esses dados corroboram os resultados de Sakima et al.⁴¹ (2005) e Hansen¹⁸ (2004), os quais estudaram diferentes fios de Níquel-Titânio.

Um resultado interessante de ser notado é o observado no fio NeoSentalloy 100. Apesar de ter a curva de ativação com valores mais altos nos níveis de força, houve uma dissipação de energia maior (histerese), o que possibilitou um platô de desativação parecido com o Copper NiTi 40⁰.

Pela análise do que ocorreu com os testes A e B, que representavam testes em fios com dobras realizadas com o auxílio de tratamento elétrico, houve a perda

na forma das curvas de ativação e desativação, ou seja, os gráficos não mais ilustravam características de fios superelásticos (ausência de platôs). Para saber se o responsável por essa perda das propriedades mecânicas foi o tratamento elétrico, ou o fato de se ter incorporado dobras, ou, ainda, as duas coisas juntas, uma avaliação dos fios que apenas sofreram tratamento elétrico sem incorporação de dobras foi realizada.

Fazendo-se uma análise do Gráfico 2, pode-se verificar que as características das curvas (platôs de ativação e desativação) foram mantidas após tratamento elétrico, não podendo este ser o culpado pela perda das propriedades mecânicas sofridas nos testes A e B. No entanto, foi interessante notar que os diferentes fios responderam de formas bastante distintas à aplicação do tratamento elétrico. O fio que praticamente não sofreu qualquer alteração foi o NeoSentalloy 100, e, no outro extremo, o que mais alterou as curvas de ativação e desativação foi o NiTi austenítico da Ormco. Neste fio, os níveis de força caíram drasticamente tanto na curva de ativação quanto na de desativação. O fio Copper NiTi 40⁰ também apresentou uma queda no mesmo sentido, mas não de forma tão acentuada. No Copper Niti 27⁰, houve uma diminuição das forças na curva de ativação, mas houve pouca diferença na curva de desativação (Gráficos 3, 4, 5 e 6). Como resultado desse comportamento distinto dos fios testados, percebe-se, ao observar o Gráfico 2 e a Tabela 2, que no platô de desativação encontram-se quatro níveis distintos de força liberada, diferente do que foi visto no Gráfico 1 (grupo controle).

O mesmo comportamento de diminuição dos níveis de força após tratamento elétrico usando o sistema DERHT foi observado por Miura et al.⁴¹ (1988) quando testaram fios de NiTi austeníticos.

Desta forma o tratamento elétrico provou não ser o principal fator a gerar as alterações nas propriedades mecânicas que ocorreram nos testes A e B. Com o intuito de comparação, o teste C foi realizado para confrontar os dados obtidos pelo teste A, e o teste D, para confrontar o teste B. Nos testes C e D, dobras foram realizadas nos fios sem o auxílio da máquina DEHRT, ou seja, sem a aplicação do tratamento elétrico. Todos os fios que receberam dobras perderam a característica das curvas de ativação e desativação e principalmente apresentaram ausência de platôs característicos dos fios superelásticos. Cumpre também ressaltar que a variabilidade medida pelo desvio-padrão avaliado nas tabelas apresentadas foi bem maior nos grupos em que dobras foram inseridas nos fios do que nos grupos controle e tratamento térmico. As variáveis relacionadas aos platôs de ativação e desativação não foram apresentadas por motivos óbvios.

Pela análise dos dados deste trabalho, o fato de se dobrar um fio de Níquel-Titânio faz com que o mesmo perca a superelasticidade. É interessante ainda notar que as curvas geradas pelos testes A e C apresentaram um padrão semelhante, assim como os testes B e D. Portanto, o fato de se ativar no sentido de aumentar ou desfazer a dobra realizada também tem influência bastante significativa nas variáveis estudadas e, por consequência, nas propriedades mecânicas dos fios.

Quando um fio retorna à sua forma original após determinada ativação, diz-se que o mesmo foi ativado dentro de seu limite elástico. Nos grupos controle e

tratamento elétrico, isso ocorreu em todos os fios testados, mostrando que os 2 mm de ativação estavam dentro do limite elástico de todos os fios. No entanto, quando não retorna à sua forma original após sofrer determinada ativação, diz-se que o fio sofreu uma deformação plástica. Isto significa que a ativação feita foi além do limite elástico do fio, ou seja, a recuperação elástica não ocorre em 100%. Todas as curvas médias geradas pelos fios que sofreram dobras (testes A, B, C e D) apresentaram alguma deformação plástica. Estes resultados não confirmam os obtidos por Miura et al.⁴¹ (1988) que, após incorporação de dobra de noventa graus num fio de Níquel-Titânio austenítico encontraram 100% de recuperação elástica, ou seja, não ocorreu deformação permanente.

Os fios de Níquel-Titânio, quando testados, apresentaram curvas bastante distintas das outras ligas utilizadas em ortodontia. Isso ocorre por esse ser o único material que pode se apresentar em duas estruturas cristalográficas diferentes em situações clínicas. Em geral, a maioria das ligas utilizadas em ortodontia apresenta Gráficos como o ilustrado na Figura 1. Notar que, se a ativação não atinge o limite elástico do fio, só o que é observado é uma reta inclinada pois o fio retorna seguindo o mesmo padrão da ativação. Se o fio é ativado além do limite elástico, a partir desse ponto observa-se uma alteração de sentido na curva de ativação. No entanto, a desativação geralmente é representada por uma linha reta que não retorna ao ponto inicial, demonstrando que alguma deformação plástica ocorreu. É interessante salientar que as curvas geradas pelos fios após os testes A e C, lembram as curvas superelásticas, mas sem a presença clara de platôs de ativação ou desativação. Após a ativação, existiu uma tendência de se perder a magnitude de força gerada logo no início da desativação, para depois ocorrer uma

reta com uma inclinação mais suave. As curvas médias geradas pelos fios após os testes B e D apresentaram um padrão bastante diferente dos outros testes, e, de alguma forma, os gráficos gerados se assemelhavam aos das outras ligas utilizadas em ortodontia, ou seja, a curva de desativação na maioria dos fios mostrava-se muito próxima de uma reta.

Uma vez que esse tipo de distinção pôde ser feito, isto implica em se afirmar que o fato de ativar um fio de Níquel-Titânio que sofreu dobras, no sentido de se aumenta-las gera um comportamento mecânico completamente distinto de quando se ativa no sentido de desfazer as dobras. Nos testes B e D, os fios apresentaram uma maior deformação permanente que nos testes A e C, o que era de se esperar pois a ativação foi realizada no sentido de desfazer a dobra inserida no fio.

Com o intuito de facilitar a discussão, far-se-á um agrupamento para os comentários dos testes A e C para cada fio testado e posteriormente para os testes B e D.

De uma maneira geral, a diferença entre as curvas dos fios testados bastante evidente nos grupos controle e tratamento elétrico, não foi tão clara quando se observa as curvas do Gráfico 7 (teste A) e principalmente as do Gráfico 17 (teste C). Isso significa que, após a incorporação das dobras e a ativação dos fios, o comportamento dos fios Copper NiTi 27⁰ e 40⁰ e a do NeoSentalloy 100 apresentaram um padrão muito parecido principalmente se analisadas as curvas de desativação. O fio austenítico da Ormco, apesar de sofrer diminuição nos níveis de força quando comparado ao grupo controle, ainda foi o que gerou as forças mais altas.

Quando analisados separadamente, o fio Copper NiTi 40⁰ parece ser o que sofreu as menores alterações se comparado ao grupo controle (Gráficos 8 e 18). É interessante notar que, apesar de apresentar um nome comercial muito semelhante, o fio Copper NiTi 27⁰ foi o que apresentou as maiores alterações com uma diminuição bastante significativa nos níveis de força apresentados (Gráficos 9 e 19). Foi essa diferença que fez com que esse fio tivesse um comportamento mais parecido com o dos fios Copper NiTi 40⁰ e NeoSentalloy 100. Entre os fios Copper NiTi 40⁰ e 27⁰, ficaram os fios Neosentalloy 100 e o fio NiTi austenítico.

Observa-se que, quando o fio Copper NiTi 40⁰ foi analisado separadamente (Gráfico 27 e Tabela 11), os comportamentos perante os testes A e C foram muito parecidos e não houve diferença estatística para nenhuma das variáveis estudadas. O mesmo foi observado para o fio NeoSentalloy 100. Já o fio Copper NiTi 27⁰ apresentou uma diferença estatisticamente significante entre os testes A e C no que se refere à energia dissipada e perdida. Isso evidencia uma diferença entre os padrões apresentados nos dois testes nas curvas de ativação e desativação desse fio. O fio NiTi austenítico da Ormco apresentou uma força máxima maior no teste C, maior inclusive do que a do grupo controle, fato este somente ocorrido com esse fio nesse teste específico. De uma maneira geral, a força máxima, após inseridas as dobras, ou se manteve parecida à do grupo controle ou foi menor.

As curvas de ativação e desativação geradas após os testes B e D serem aplicados evidenciam algumas características semelhantes para todos os fios analisados. A força máxima foi a variável que apresentou uma queda expressiva quando comparada a mesma variável nos outros testes e no grupo controle dos

diferentes fios. Apesar disso, a curva de desativação se apresentou bem próximo de uma reta com uma inclinação bastante acentuada se comparada com a de todos os outros grupos. Deformações permanentes podem ser identificadas nesses fios após serem testados. Isso significa que, após a ativação, os fios não mantiveram a forma inicial, ou seja, com um degrau de 2 mm. Os Gráficos 12 e 22 e as Tabelas 8 e 10 apresentam semelhança no comportamento dos fios Copper NiTi 27⁰ e 40⁰ e NeoSentalloy 100 para a maioria das variáveis. O fio NiTi austenítico foi o que novamente apresentou os maiores níveis de força quando todos os fios foram comparados.

Os fios Copper NiTi 40⁰, NeoSentalloy 100 e NiTi austenítico da Ormco não mostraram diferença estatisticamente significante para nenhuma das variáveis estudadas quando os fios submetidos aos testes B e D foram comparados (Gráficos 27, 29 e 30 e Tabelas 11, 13 e 14). No fio Copper NiTi 27⁰, a força máxima verificada após o teste D foi estatisticamente maior que a gerada após o teste B. Todas as variáveis foram estatisticamente diferentes para esse fio quando comparados os testes B e D, evidenciando que, neste caso, o tratamento elétrico causou uma diferença significativa (Gráfico 28 e Tabela 12).

Todos os testes foram realizados simulando ativações em degrau em segunda ordem, ou seja, movimentos cérvico-oclusais dos dentes. Isso foi realizado pois pode-se extrapolar os resultados do presente trabalho para braquetes convencionais, apesar deste experimento ter utilizado braquetes auto-ligáveis. Se os testes tivessem sido feitos com ativações em primeira ordem, essa mesma extrapolação não poderia ser feita pois o tipo de ligadura (elástica ou metálica) interferiria na quantidade de jogo existente entre o fio e o braquete. Vale

ressaltar que o trabalho de Hansen¹⁸ (2004), que testou os mesmos fios do presente trabalho utilizando a mesma máquina de testes (F. S. I.), mas com dobras em degrau em primeira ordem, apresentou gráfico para o grupo controle muito próximo ao observado neste estudo. Segundo Tonners e Waters⁴⁷ (1994), nenhuma correlação foi encontrada entre o stress induzido e o diâmetro do fio, indicando que a transformação martensítica reversa parece ser mais dependente do tratamento térmico e do processo de manufatura do fio do que do diâmetro. Garrec et al.¹³ (2005), concluíram que as dimensões dos fios não são fatores de maior importância para os níveis de força gerados, e sim a histerese mecânica (diferença nos níveis de força dos dois platôs), que é a força “sentida” pelas estruturas periodontais.

Hansen¹⁸ (2004) também realizou um trabalho para testar a possibilidade de incorporação de dobras com o auxílio de tratamento térmico. Isto possibilitaria, caso não houvesse a perda das características dos fios, esse tipo de tratamento utilizando fornos às vezes disponíveis em alguns consultórios odontológicos. O aquecimento dos fios deu-se a uma temperatura de 500°C por 5 minutos. Os gráficos ilustrados pelo autor assemelham-se bastante aos gerados pelos Testes B e D. Isto reforça ainda mais que o que destrói as propriedades mecânicas dos fios é a incorporação de dobras. Foi observado que somente o tratamento térmico dos fios não destruíam as características de superelasticidade dos fios.

A mesma idéia foi utilizada no presente estudo, só que com a máquina DERHT. Devido ao fato dos resultados se mostrarem comparáveis, questiona-se a necessidade de se comprar este tipo de equipamento para o uso clínico rotineiro,

pois somente a dobra feita sem qualquer uso de tratamento elétrico produziu efeito semelhante.

Os testes simulando o aumento (A e C) e a diminuição da dobra (B e D) podem ser facilmente verificados quando da utilização de técnicas ortodônticas de tratamento com aparelhos fixos linguais. No entanto, na utilização dos fios de níquel-titânio de maneira convencional (vestibular), praticamente só a ativação no sentido de desfazer as dobras (B e D) é realizada. Isto porque o nivelamento normal não requer dobras e estas deveriam ser incorporadas somente para se conseguir a individualização necessária na fase de finalização do tratamento. Desta forma, toda dobra incorporada ao fio teria como tendência sofrer diminuição. Sabendo-se que, pelo que foi visto nos Gráficos 12 e 22, boa parte da ativação realizada é perdida devido à deformação permanente, deve-se fazer dobras um pouco maiores que a correção pretendida para que esta ocorra a contento.

Quanto a se utilizar fios de Níquel-Titânio termodinâmicos ou austeníticos, praticamente todas as tabelas e gráficos do presente trabalho mostraram níveis de força muito maiores para o fio austenítico. Isso corrobora com os achados de Sakima et al.⁴¹ (2005) e Hansen¹⁸ (2004). Se forças mais leves e mais constantes são o principal objetivo de se escolher esse tipo de liga no tratamento ortodôntico, os fios que apresentaram as melhores performances obedeceram a seguinte ordem: Copper NiTi 40⁰, NeoSentalloy 100, Copper NiTi 27⁰ e NiTi austenítico (Ormco).

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados do presente trabalho, parece-nos lícito concluir sobre os fios de níquel-titânio que:

1. o tratamento elétrico, por si só, não foi capaz de destruir as características de superelasticidade de todos os fios testados. No entanto, os diferentes fios reagiram de forma distinta a esse tratamento, havendo uma tendência de diminuição nos níveis de força na maioria deles;
2. quando dobras foram incorporadas nos fios, ocorreu a perda dos platôs nas curvas de ativação e desativação, característicos da superelasticidade. A efetividade do tratamento elétrico, quando da incorporação de dobras, é questionável;
3. na tentativa de desfazer uma dobra que foi incorporada, o fato de ativar um fio faz com que este tenha a tendência de apresentar deformação permanente;
4. se forças mais leves e mais constantes são desejadas no tratamento ortodôntico, os fios termodinâmicos deveriam ser recomendados, na seguinte ordem: Copper NiTi 40⁰, NeoSentalloy 100 e Copper NiTi 27⁰.

8 Referências*

1. AIROLDI, G.; RIVA, G.; VANELLI, M.; FILIPPI, V. GARATTINI, G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 112, n. 1, p.58-63, July 1997.
2. BURSTONE, C.J.; GOLDBERG, A.J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 77, n.2, p.121-132, Feb. 1980.
3. BURSTONE, C.J.; BAI, Q.; MORTON, J.Y. Chinese NiTi wire - A new orthodontic alloy. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.87, n.6, p.445-452, June 1985.
4. CHEN, R.; ZHI, Y.F.; ARVYSTAS, M.G. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. **Angle Orthod.**, Appleton, v.62, n.1, p.59-66, Spring 1992.
5. DALSTRA, M.; MELSEN, B. Does the transition temperature of Cu-NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment? **Orthodontics and Craniofacial Research** , Oxford, v.7, n.1, p. 21-25, Feb. 2004.

*ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR6023**: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

6. DALSTRA, M.; DENES, G.; MELSEN, B. Titanium-niobium, a new finishing wire alloy. **Clin. Orthod. Res.**, Copenhagen, v. 3, n.1, p. 6-14, Feb. 2000.
7. DAMON, D.H. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight wire system. **J. Clin. Orthod.**, Hempstead, v. 32, n.11, p. 670-680, Nov. 1998.
8. FILLEUL, M.P.; PORTIER, R.; JORDAN, L. Effect of temperature on torsional properties of Ni-Ti and Copper Ni-Ti orthodontic wires. **J. Phys. IV France**, Les Ulis, v. 7, n. 5, p. 661 -665, nov. 1997.
9. 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.**, Munchen, v.64, n.2, p.88-99, Mar. 2003.

10. FROST, H.M. Perspectives: bone's mechanical usage windows. **Bone and Mineral**, Amsterdam , v.19, n.3, p.257-271, Dec. 1992.
11. FROST, H.M. Wolf's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod.**, Appleton, v.64, n.3, p.175-188, Oct. 1994.
12. GARREC, P.; JORDAN, L. Stiffness in bending of a Superelastic Ni-Ti Orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. **Angle Orthod.** , Appleton, v. 74 n.5, p. 691-696, Oct. 2004.
13. GARREC, P.; TAVERNIER, B.; JORDAN, L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 27, n.4, p.402-407, Aug. 2005.

14. GIL, F.G.; PLANELL J.A. Effect of cooper addition on the superelastic behavior of Niti shape memory alloys for orthodontic applications. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v.48, n.5, p.682-688, Mar. 1999.
15. GURGEL, J.A.; RAMOS, A.L.; KERR, S.D. Fios ortodônticos **Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 6, n. 4, p. 103-114, jul./ago. 2001.
16. GURGEL, J.A.; KERR, S.; POWERS, J.M.; LECRONE, V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.120, n.4, p. 378-82, Oct. 2001.
17. GURGEL, J.A.; KERR, S.; POWERS, J.M.; PINZAN, A. Torsional Properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 120, n.1, p. 76-79, July 2001.

18. HANSEN, J.H. **Do the material properties of superelastic wires change after heat treatment?** Master Thesis, University of Aarhus, Denmark, 2004.
19. IBE, D.M.; SEGNER, D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. **J. Orofacial Orthop.**, Munchen, v.59, n.1, p.29-38, Jan. 1998.
20. IJIMA, 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.**, Copenhagen, v.18, n.1, p.88-93, Jan. 2002.
21. KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 96, n.2, p.100-109, Aug. 1989.
22. KHIER, S.E.; BRANTLEY, W.A.; FOURNELLE, R.A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.99,n.4 , p. 310-318, Apr. 1991.

23. KUSY, R.P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. **Angle Orthod.**, Appleton, v.67,n.3, p.197-208, Apr. 1997.
24. MELING, T.R.; ODEGAARD, J. The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 68, n.4, p. 357-368, Apr. 1998.
25. MELING, T.R.; ODEGAARD, J. The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel-titanium archwires tested in torsion. **Angle Orthod.**, Appelton, v. 68, n.4, p. 369-376, Apr. 1998.
26. MELING, TR.; ODEGAARD, J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of retangular nickel-titanium arch wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 113, n.5, p.546-557, May 1998.
27. MELING, T.R.; ODEGAARD, J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 119, n.3, p. 263-73, Mar. 2001.

28. MELSEN, B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 69, n.2, p.151-158, Apr.1999.
29. MELSEN, B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement- a new paradigm. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 23, n.6, p. 671-681, Dec. 2001.
30. MENGHI, C.; PLANERT, J.; MELSEN, B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. **Angle Orthod.**, Appleton, v.69, n.1, p.49-57, Feb. 1999.
31. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y. Japanese Niti alloy wire: use of direct electric resistance heat treatment method. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v.10, n.3, p. 187-91, Aug. 1988.

32. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.90, n.1, p.1-10, July 1986.
33. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; KARIBE, M. The super-elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on Japanese NiTi alloy coil sprigs. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 94, n.2, p. 89-96, Aug. 1988.
34. MOORE, R.J.; WATTS, J.T.F.; HOOD, J.A.A.; BURRITT, D.J. Intra-oral temperature variation over 24 hours. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v.21, n. 3, p. 249-261, June 1999.
35. 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. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.115, n. 4, p. 390-395, Apr. 1999.

36. OLTJEN, J.M.; DUNCANSON, M.G.; GHOSH, J.; NANDA, R.S.; CURRIER, G.F. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 67, n. 3, p.209-218, Mar. 1997.
37. PARVISI, F.; ROCK, W.P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v.25, n.4, p.417-421, Aug. 2003.
38. PROFFIT, W. R.; FIELDS, JR H.W. **Contemporary orthodontics**. 3rd ed. St. Louis: Mosby Year Book, 2000.
39. REITAN, K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 53, n. 10, p.721-745, Oct. 1967.
40. ROBERTS, W.E.; HUJA, S.; ROBERTS, J.A. Bone Modeling: Biomechanics, and Clinical Perspectives. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v.10, n.2, p.123-161, June 2004.

-
41. SAKIMA, M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? **Eur. J. Orthod.**, Oxford, 2005. Disponível em: <<http://ejo.oxfordjournals.org>>. Acesso em: 30 Sept. 2005.
42. SANTORO, M.; BESHES, D.N. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 118, n.6, p. 685-692, Dec. 2000.
43. SEGNER, D.; IBE, D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v.17, n.5, p. 395-402, Oct. 1995.
44. STAMM, T.; HOHOFF, A.; WIECHMANN, D.; SUTFELD, J. Accuracy of third-order bends of nickel-titanium wires and the effect of high and low pressure during memorizing heat treatment. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 126, n.4, p. 477-485, Oct. 2004.
45. TAYLOR, J.L. **Metallurgical dictionary**. Stanford: Institute of Hispanic American and Luso-Brazilian Studies, 1963.

46. TONNER, R.I.M.; WATERS, N.E. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in 3-point bending. Part I: the effect of temperature. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 16, n.5, p. 409-419, Oct. 1994.
47. TONNER, R.I.M.; WATERS, N.E. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in 3-point bending. Part II: intra-batch variation. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v.16, n.5, p. 421-425, Oct. 1994 .
48. VOLCHANSKY, A.; CLEATON-JONES, P. Variations in oral-temperature. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 21, n. 5, p. 605-611, Sept. 1994.
49. WIECHMANN. D. Lingual orthodontics (part 2): archwire fabrication. **J. Orofac. Orthop.**, Munchen, v. 60, n.5, p.416-26, Sept.1999.
50. WIECHMANN, D. Lingual orthodontics (part 4): Economic lingual treatment (Eco –lingual therapy). **J. Orofac. Orthop.**, Munchen, v. 61, n.6, p. 359-70, July 2000.

51. WIESTEIN, S. Minimal Forces in tooth movement. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 53, n. 12, p.881-903, Dec.1967.
52. WILKINSON, P.D.; DYSART, P.S.; HOOD, J.A.A.; HERBISON, G.P. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.121, n. 5, p.483-495, May 2002.
53. YONEYAMA, T.; DOI, H.; HAMANAKA, H.; YAMAMOTO, M.; KURODA, T. Bending properties and transformation temperatures of heat-treated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliances. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 27, n. 3, p.399-402, Mar. 1993.

SAKIMA, C. G. P. **Avaliação das propriedades mecânicas de fios de níquel-titânio após incorporação de dobras e tratamento elétrico.** 2006. 156 f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

RESUMO

A possibilidade de usar fios superelásticos retangulares com níveis de força mais leves (biológicos) permitiria simultâneo alinhamento, nivelamento e torque, o que resultaria em um menor número de fios utilizados, reduzindo custos e tempo de tratamento. Existe uma tendência, principalmente na ortodontia lingual, de se dobrar fios superelásticos (manualmente ou com tratamento térmico/elétrico) para adequar o fio à forma do arco. O objetivo deste trabalho foi avaliar as propriedades mecânicas de fios de NiTi 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. As diferenças estatísticas para os diferentes fios, nos diferentes testes, foram avaliadas pela ANOVA. Os resultados mostraram que: (1) o tratamento elétrico afetou as propriedades mecânicas de todos os fios de maneira geral, existindo uma tendência de diminuição nos níveis de força; (2) quando os fios receberam dobras, todos perderam os platôs de superelasticidade; (3) se o uso de forças leves e constantes é desejável no tratamento ortodôntico, os fios termodinâmicos deveriam ser recomendados na seguinte ordem: Copper NiTi 40⁰, Neo Sentalloy 100 e Copper NiTi 27⁰.

Palavras-chave: Fios ortodônticos.

Sakima, C. G.P. **Evaluation of the mechanical properties of NiTi archwires after bending and heat treatment.** Araraquara, 2006. 156 f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

ABSTRACT

The possibility of using superelastic rectangular Nickel-Titanium wires in early stages of treatment with light forces, could allow more three-dimensional control, a small number of wires, lowering costs and treatment time. There is a tendency, especially in lingual orthodontics of bending superelastic wires (manually or with heat treatment) to adequate the wire in the arch anatomy. The aim of this study was to evaluate the mechanical properties of four commercially available 0.017 x 0.025 inch NiTi archwires after bending and heat treatment. The wires were bent with electrical pliers (DERHT System) and with standard bird beak plier and then compared with straight wires as a control group and another electrical treatment control group. All the wires were tested at 36⁰ C in an orthodontic wire-testing device, a so called Force System Identification (FSI) apparatus. In the FSI a two-bracket system using self ligating Damon brackets simulated second order displacements up to 2 mm. The following variables from the activation/deactivation curves were calculated: force and displacement at yield point, maximum force level, total energy up to maximum displacement, energy loss after deactivation, force and displacement at the beginning and at finish of the plateau, and the slope

and length of the plateau. Any statistically significant differences in these variables for the different brands and tests were analyzed using one-way analysis of variance. The results showed that: (1) the electrical treatment affected the characteristics of all the wires tested in a different way but with a tendency of lowering the force levels. (2) When the wires were bent they all lost activation and deactivation plateau of superelasticity. (3) If the use of low and constant force levels are desirable in orthodontic treatment, the thermodynamic wires should be recommended in the following order: Copper Niti 40⁰ , NeoSentalloy 100 and Copper Niti 27⁰.

Keywords: Orthodontic wires.