

C2012

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha.

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmар ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor (es) e do(s) orientador (es).

617643
P434p

Peres, Rafael Vidal
A Propriedades Mecânicas em Flexão e Torção de Fios de NI-Ti. /
Rafael Vidal Peres; orientado por Carlos N. Elias - Rio de Janeiro:
Instituto Militar de Engenharia, 2012.

97p. : il.

Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia. Rio de Janeiro, 2012.

1. Ciência dos Materiais – Teses, dissertações. 2. Ortodontia. 3. Fios ortodônticos. 4. Memória de forma. I. Elias, Carlos N. II. Propriedades Mecânicas em Flexão e Torção de Fios de NI-Ti. III. Instituto Militar de Engenharia.

617.643

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

RAFAEL VIDAL PERES

**PROPRIEDADES MECÂNICAS EM FLEXÃO E TORÇÃO DE FIOS DE
Ni-Ti**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais,
Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de
Mestre em Ciência dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias – D.C.

Aprovada em 29 de fevereiro de 2012 pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Carlos Nelson Elias – D.C. do IME - Presidente

Prof. Luiz Paulo Mendonça Brandão – D.C. do IME

Prof. Roberto Brunow Lehmann - D.C. da UFF

Rio de Janeiro

2012

Aos meus pais **Ana Maria Vidal e João Peres** pelo exemplo de vida e amor.

Em memória à **Josélia Macedo Vidal**. Obrigado!

AGRADECIMENTOS

A Ana Carolina Guimarães Ferreira pelo amor e apoio durante todo o mestrado.

A professora Raquel Castelo, pela sua amizade e orientação.

Aos professores Ivo Carlos e Giseli Damiana pela recomendação.

Aos meus amigos que proporcionam muitos momentos de alegrias e me fazem querer ser cada vez melhor.

Ao professor e orientador Carlos Nelson Elias, pelo tratamento paciente e educado desde o nosso primeiro encontro antes da matrícula no curso.

A banca examinadora pela correção e julgamento da dissertação.

Aos colegas Hector Borja e Leonardo pela amizade demonstrada durante minha permanência no Laboratório de Biomateriais do IME.

Aos amigos de turma, pela disposição em ajudar durante as etapas iniciais do curso, meu grande abraço.

Ao amigo de turma Daniel Fernandes, pelo companheirismo e ajuda no desenvolvimento do trabalho.

A empresa Morelli (Sorocaba/SP) pela visita guiada em suas dependências.

Ao CNPq, pela bolsa de estudo.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	8
LISTA DE TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	15
1 INTRODUÇÃO	19
1.1 Objetivo	19
1.2 Justificativa.....	19
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	20
2.1 Posicionamento e Histórico	20
2.2 Transformação de Fases.....	22
2.3 Força Ideal, Ni-Ti e Movimentação Dentária	25
2.4 Tratamentos Termomecânicos das Ligas com Efeito Memória de Forma.....	30
2.5 Cobre como Terceiro Elemento de Liga em Ni-Ti	39
2.6 Diagrama de Fases	41
2.7 Deformação Plástica em Fios Ortodônticos de Ni-Ti.....	44
3 MATERIAIS E MÉTODOS	47
3.1 O ensaio de Flexão e Torção	47
3.2 Análise das Curvas com o Origin Pro 8.5.....	50
3.3 Cálculos.....	53
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
4.1 Flexão.....	54
4.1.1 Tensão Média no Platô de Descarregamento	59
4.1.2 Resiliência no Descarregamento.....	62
4.1.3 Tensão Média e Resiliência no Platô de Carregamento.....	65
4.1.4 Energia Dissipada e Histerese	69
4.1.5 Deformação Residual	74
4.2 Torção	76

5	CONCLUSÃO	83
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	84
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
8	ANEXOS	91
8.1	Tabelas de Resultados.....	92

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIG.1 Três possíveis caminhos de transformação das ligas a base de Ni-Ti (Otsuka e Ren, 2005) 21
- FIG.2 Ilustração esquemática da deformação e recuperação de forma de uma liga com memória de forma (Uehara, 2010) 23
- FIG.3 Gráfico tensão deformação da liga de níquel titânio a 10° C associado ao esquema de mudanças microestruturais (Shaw e Kyriakides, 1995)..... 24
- FIG.4 Curva tensão deformação da liga de níquel titânio a 70° C associado ao esquema de mudanças microestruturais (Shaw e Kyriakides, 1995)..... 25
- FIG.5 A imagem de reconstrução 3D a partir de tomografia computadorizada mostra crateras de reabsorção externa depois de movimentação ortodôntica. (Wu, Turk *et al.*, 2011)..... 28
- FIG.6 Curvas obtidas em seis ensaios de flexão a 37° C do fio Ni-Ti 0,014 superelástico..... 29
- FIG.7 Curva ilustrativa obtida em um ensaio de flexão três pontos em fio de aço inoxidável austenítico na norma de fios com memória de forma..... 29
- FIG.8 Curva Força-deformação obtida no ensaio Ni-Ti. SE-Platô (SEP) indica Platô Superelástico. O platô clínico é $\pm 10\%$ da força central do SEP. O círculo (●) indica o centro do platô superelástico SEP; A seta (\leftrightarrow) indica o comprimento do platô clínico. As forças e deformação no início e final do platô clínico são usadas para definir a taxa de superelasticidade (SER). (Bartzela, Senn *et al.*, 2007)..... 30
- FIG.9 Exemplo de método para conformação e tratamento termomecânico de fios ortodônticos. Cedido pela empresa Morelli (Sorocaba/SP)..... 31

FIG.10	Curvas de Flexão três pontos nos arcos “Highland Metal” e “Copper NiTi” recozidos a 1000° C por 90 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi <i>et al.</i> , 2011)	33
FIG.11	Curvas de flexão 3 pontos nos arcos “Highland Metal” e “Copper NiTi”. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi <i>et al.</i> , 2011)	34
FIG.12	Curvas de flexão três pontos no arco “Highland Metal” recozido e envelhecido a 500° C por 10 e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi <i>et al.</i> , 2011)	34
FIG.13	Curva de flexão três pontos no arco “Highland Metal” recozido e envelhecido a 400° C por 10 e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi <i>et al.</i> , 2011)	35
FIG.14	Curva de DSC do “Highland Metal” recozido e envelhecido a 400° C por 10 min. e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi <i>et al.</i> , 2011)	35
FIG.15	Curva de DSC do “Highland Metal” recozido e envelhecido a 500° C por 10 min. e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi <i>et al.</i> , 2011)	36
FIG.16	Efeito da temperatura no comportamento mecânico de fios de Ni-Ti. Existe um aumento sistemático na tensão no platô de carregamento e descarregamento com o aumento da temperatura de teste. Abaixo de 0° C a estrutura é martensita. Acima de 150° C há a deformação convencional da austenita. Todas as temperaturas intermediárias mostram comportamenton superelástico clássico. (Pelton, Dicello <i>et al.</i> , 2000)	37
FIG.17	Dependência da temperatura de transformação do teor de Cu para ligas $Ti_{50}Ni_{50-x}Cu_x$. $M'_s = 0_s$ (Otsuka e Ren, 2005).	40
FIG.18	Diagrama de fases da liga de Ni-Ti (Otsuka e Ren, 2005).	41
FIG.19	Diagrama TTT descrevendo o comportamento de envelhecimento para ligas de Ti-52Ni (Otsuka e Ren, 2005).	43

FIG.20 (A) Dobra de precisão em Ni-Ti para intrusão do elemento 23 (setas indicam a localização da deformação). (B) Movimento realizado após 15 dias de controle.	45
FIG.21 (A) Fio pré-fabricado de Ni-Ti para acompanhar o contorno externo da arcada na técnica convencional. (B) Fio de Ni-Ti confeccionado manualmente para acompanhar o contorno interno da arcada na técnica lingual.	45
FIG.22 Tipo de Alicate utilizado para deformação plástica da liga Ni-Ti.	46
FIG.23 Um dos tipos de alicate para deformação plástica dos fios de aço.	46
FIG.24 Diferença entre a distância inter bracket na técnica lingual (distância pontos D e C) e convencional (distância pontos A e B).	47
FIG.25 Ensaio de flexão três pontos com termômetro para controle de temperatura dos fios.	48
FIG.26 Mandris para fixação do corpo-de-prova e fio de nylon para girar o eixo no ensaio de torção.	50
FIG. 27 Figura representativa dos pontos usados no software Originpro 8.5.	52
FIG.28 Ilustração representativa das áreas abaixo da curva de carregamento (A), descarregamento (B) e a área interna correspondente a energia dissipada do sistema (C).	52
FIG.29 Curvas representativas dos grupos ensaiados da 3M em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).	56
FIG.30 Curvas representativas dos grupos ensaiados da GAC em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).	57

FIG.31	Curvas representativas dos grupos ensaiados da Morelli em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).	57
FIG.32	Curvas representativas dos grupos ensaiados da Orthometric em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).	58
FIG.33	Curvas representativas dos grupos ensaiados Orthosource em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).	58
FIG.34	Curvas representativas dos grupos ensaiados da TP em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).	59
FIG.35	Tensão Média no platô de descarregamento para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA)....	61
FIG.36	Resiliência no Descarregamento para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).....	63
FIG.37	Resiliência no Carregamento no ensaio de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos de prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).	66
FIG.38	Tensão média no platô de carregamento. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).	68

FIG.39 Histerese para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).....	71
FIG.40 Energia dissipada para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).	73
FIG.41 Deformação Residual para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).	75
FIG.42 Ilustração referente a prescrição proposta por Roth (Brito Júnior e Ursi, 2006).....	77
FIG.43 Gráfico da deformação de transformação em função da temperatura (Shaw e Kyriakides, 1995).	78
FIG.44 Curvas de torção dos fios de diferentes fabricantes.	79
FIG.45 Tensão cisalhante no torque (MPa) em 45° de torção para os fios superelásticos.	80
FIG.46 Torque máximo em torção de 45° para os fios superelásticos.....	80

LISTA DE TABELAS

TAB.1	Pureza e tamanho de partícula do pó de Ni, Ti, V e Cr. (Al-Haidary e Al-Khatiab, 2006).....	32
TAB.2	Análise por espectroscopia de energia dispersiva (EDS) dos fios ortodônticos(Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi <i>et al.</i> , 2011)	33
TAB. 3	Relação de fabricantes com suas especificações.....	49
TAB.4	Equivalência entre os patamares de força (gf) e tensão (MPa) aplicados nos fios 0,014 pol em um vão de 10 mm. Valores obtidos na máquina de ensaios universal Emic DL 10000 acoplado ao Tesc software.	56
TAB.5	Tensão Média no platô de descarregamento para os ensaios de flexão três pontos.	62
TAB. 6	Resiliência no Descarregamento para os ensaios de flexão três pontos.....	64
TAB.7	Resiliência no Carregamento no ensaio de flexão três pontos.	67
TAB.8	Tensão média no platô de carregamento.	69
TAB.9	Histerese para os ensaios de flexão três pontos.	72
TAB.10	Energia dissipada para os ensaios de flexão três pontos.	74
TAB.11	Deformação Residual para os ensaios de flexão três pontos.	76
TAB.12	Na tabela foram calculados os torques (N.mm) para os ângulos de torção mais comuns na ortodontia	80

TAB.13 Tabelas com resultados dos ensaios de flexão três pontos para todos fabricantes e corpos-de-prova. Cada tabela representa um fabricante (superelástico ou termoativado) com os dois lotes diferentes. Média dos seis ensaios com o desvio padrão representados em negrito. 97

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURAS

EMF	-	Efeito memória de forma
M_s	-	Temperatura de início da transformação martensítica no resfriamento
M_f	-	Temperatura de final da transformação martensítica no resfriamento
A_s	-	Temperatura na qual ocorre o início da transformação austenítica durante o aquecimento da liga
A_f	-	Temperatura na qual ocorre o final da transformação austenítica durante o aquecimento da liga
R_s	-	Temperatura na qual ocorre o início da transformação da fase R durante o resfriamento da liga
R_f	-	Temperatura na qual ocorre o início da transformação da fase R durante o resfriamento da liga
R_s	-	Temperatura na qual ocorre o início da transformação da fase R durante o aquecimento da liga.
R_f	-	Temperatura na qual ocorre o início da transformação da fase R durante o aquecimento da liga
gf	-	grama-força
Kgf	-	quilograma-força
CNPq	-	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
MPa	-	Megapascal (newton/m ²)
DSC	-	Differential Scanning Calorimeter

SÍMBOLOS

E	-	Módulo de Elasticidade
α'	-	Fase martensítica
γ	-	Fase austenítica
ΔH	-	Varição de Entalpia de formação durante o aquecimento da liga
σ_{mpc}	-	Tensão média no platô de carregamento o aquecimento da liga
U_{rc}	-	Módulo de resiliência no carregamento.

RESUMO

As ligas de níquel-titânio com efeito memória de forma (EMF) tem sido usadas na manufatura de fios ortodônticos devido as suas propriedades de memória de forma, superelasticidade e resistência a corrosão. As ligas com EMF tem alta resistência mecânica e baixo módulo de elasticidade quando comparada com as ligas de aço inoxidável. O comportamento superelástico dos fios de Ni-Ti significa que no descarregamento eles retornam a sua forma original devolvendo forças leves em uma ampla faixa de deformação o que é ideal para a permitir a movimentação dentária. O objetivo desse trabalho é discutir a propriedades mecânicas do Ni-Ti usado na ortodontia e analisar o comportamento de seis fios comercializados no Brasil, incluindo dois diferentes lotes de cada fabricante. Ensaio de flexão e torção foram realizados para determinar o comportamento mecânico superelástico dos fios. O conhecimento dessas propriedades é um fator importante para otimizar os resultados clínicos e melhor atender as necessidades do ortodontista e paciente. Os fios de dois fabricantes apresentaram diferenças nas propriedades mecânicas maiores que 20% entre seus lotes. O fio de um dos fabricantes não apresentou histerese conivente com fios termoativados e diferença de 19% entre os lotes. Os fios termoativados geraram tensões no descarregamento mais próximas de uma força leve fisiológica. Foram encontradas diferenças de até 34 gf no descarregamento entre lotes de mesmo fabricante. Os ângulos de torção usados nos tratamentos ortodônticos não foram suficientes para gerar transformação martensítica induzida por tensão nos fios ensaiados e conseqüentemente as tensões geradas na recuperação de forma não serão amortecidas. A variação das propriedades mecânicas nos lotes de um mesmo fabricante deve ser levada em consideração em ensaios mecânicos com fios ortodônticos de liga a base de Ni-Ti.

Palavras-chave: Flexão de três pontos, memória de forma, superelasticidade e torção

ABSTRACT

Nickel-titanium (Ni-Ti) shape-memory alloys (SMAs) have been used in the manufacture of orthodontic wires due to their shape memory properties, super-elasticity, high ductility, and resistance to corrosion. SMAs have greater strength and lower modulus of elasticity when compared with stainless steel alloys. The pseudoelastic behavior of Ni-Ti wires means that on unloading they return to their original shape by delivering light forces over a wider range of deformation which is good to allow dental displacements. The aim of this work is to discuss the physical, metallurgical, and mechanical properties of Ni-Ti used in Orthodontics in order to analyze the behavior of six wires marketed in Brazil, including two different lots of each manufacturer. Bending tests and torsion tests were performed to map the superelastic behaviour of the products and the knowledge of these properties is an important step in looking for a pattern of characteristics. This allows to optimize clinical outcomes and better meet the needs of the orthodontist and the patient. Two manufacturers had differences greater than 20% of their lots in the mean stress and resilient modulus in the loading. One manufacturer did not provide hysteresis concurring with thermal activated wires and a difference of 19% between lots. The thermal activated wires generated unloading stress closer to a physiological force. We found differences of up to 34 gf in the unloading stress between lots of the same manufacturer. The angles of torsion induced in the usual orthodontic treatments do not appear sufficient to generate lighter stress in unloading. The variation of mechanical properties in lots of one same manufacturer should be taken into consideration for mechanical assays involving orthodontic Ni-Ti alloy wires.

Key words: Three-point bending, shape memory, superelastic and torsion

1 INTRODUÇÃO

Apesar das vantagens no desempenho clínico apresentadas pelos fios de Ni-Ti e Ni-Ti-Cu, existe falta de padronização das propriedades mecânicas dos fios entre os fabricantes ou até mesmo entre os fios do mesmo lote. Tem-se observado que os fios não apresentam as propriedades mecânicas esperadas e as temperaturas de transformação austenita-martensita não são descritas nas embalagens. Sendo assim, deve ser apropriado submeter este material a testes que validem suas propriedades.

Os fios de Ni-Ti pré-conformados são usados na fase inicial de alinhamento e nivelamento e em seguida substituídos pelos fios de aço inoxidável para individualização do caso, onde são feitas dobras para levar o dente em uma determinada posição. O arco de Ni-Ti também pode ter sua forma individualizada pelo dentista, mas essa prática ainda não é muito comum na clínica.

1.1 OBJETIVO

- (1) Determinar as propriedades em flexão em três pontos na temperatura de 37° de fios de Ni-Ti com efeito memória de forma superelásticos e termoativados usados na ortodontia e comercializados por diferentes empresas no Brasil;
- (2) Comparar as propriedades mecânicas de fios Ni-Ti de dois lotes diferentes de cada fabricante;
- (3) Determinar as propriedades mecânicas em torção de fios Ni-Ti superelásticos usados na ortodontia.

1.2 JUSTIFICATIVA

Quantificar as propriedades superelásticas em torção e flexão de fios ortodônticos é importante para auxiliar o clínico no planejamento do tratamento,

otimizar os resultados clínicos e melhor atender as necessidades do ortodontista e do paciente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 POSICIONAMENTO E HISTÓRICO

O aço inoxidável austenítico é um dos principais materiais usados na ortodontia e por muito tempo foi a liga mais empregada para a fabricação dos fios ortodônticos. Com o desenvolvimento da metalurgia, outras ligas foram consideradas para a aplicação na ortodontia. A utilização comercial da liga Ni-Ti iniciou na década de 60 quando William F. Buehler desenvolveu uma liga de composição equiatômica chamada NITINOL. Esta sigla usa as letras da composição atômica (Ni-Ti) somadas as iniciais do local das pesquisas (Naval Ordnance Laboratory - NOL) (Andreasen e Morrow, 1978) (Barras e Myers, 2000). Andreasen foi o primeiro pesquisador a cogitar o uso da liga 50 % de Ni 50% Ti na odontologia (Andreasen e Hilleman, 1971; Andreasen e Brady, 1972; Andreasen e Barrett, 1973).

As propriedades de superelasticidade e o efeito memória de forma são as principais vantagens das ligas Ni-Ti em relação aos fios de aço inox austenítico. A alta resiliência e baixo módulo de elasticidade facilitam o manuseio do arco para fixação nos brackets ortodônticos. A devolução da força com menor intensidade e de forma mais lenta para movimentar o dente, assim como a capacidade de suportar grandes deformações elásticas, permite a correção de maiores desnivelamentos dentários com menor número de trocas dos fios, o que diminui o tempo de trabalho e faz deste material um grande aliado na clínica ortodôntica.

O termo liga com memória de forma (LMF) se aplica ao grupo de materiais metálicos que apresentam o retorno da forma previamente definida ou tamanho quando submetida ao procedimento térmico apropriado após deformação (Al-Haidary e Al-Khatiab, 2006). O que torna a liga de Ni-Ti (superelástico ou termoativado) um dos materiais mais importantes na ortodontia moderna é a sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, superelasticidade e efeito memória de forma (Asm; Barras e Myers, 2000). Estas características dependem dos princípios

básicos que regem o comportamento de qualquer material, ou seja, suas propriedades, sua estrutura e seu processamento (William D. Callister, 2007). Na aplicação ortodôntica, os aspectos mais preocupantes para uso dos fios com memória de forma são:

- i) o comportamento mecânico do fio na temperatura oral de 37° C,
- ii) a temperatura que o fio deve induzir a movimentação dentária e,
- iii) o comportamento na temperatura ambiente, para permitir que o ortodontista manuseie o fio com facilidade e adapte no bracket ortodôntico.

Estas propriedades dependem dos fenômenos que ocorrem em escala atômica e definem a temperatura de transformação de fase martensita-autenita.

A liga Ni-Ti apresenta a estrutura cristalina austenítica (γ) em alta temperatura (B2). Com o resfriamento observa-se a transformação martensítica. Esta transformação pode ser induzida por deformação ou variação de temperatura. Nas duas situações ocorre a formação da fase B19' ou da fase B19. É essa transformação no estado sólido que permite que o Ni-Ti recupere grandes deformações espontaneamente (propriedade superelástica da fase austenítica), ou através de um aumento na temperatura (efeito memória de forma na fase martensita) (Frick, Ortega *et al.*, 2005). Os três possíveis caminhos da transformação das ligas de Ni-Ti são representados na FIG. 1.

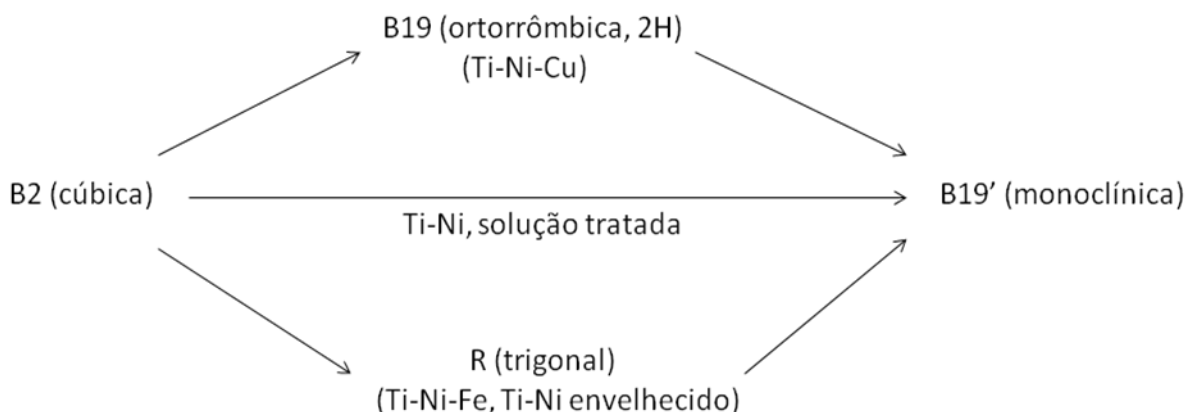


FIG. 1 - Três possíveis caminhos de transformação das ligas a base de Ni-Ti (Otsuka e Ren, 2005)

2.2 TRANSFORMAÇÃO DE FASES

O comportamento das ligas de Ni-Ti durante a deformação e recuperação de forma é explicada com base na transformação de fase da austenita em martensita e as características da estrutura cristalina. Um mecanismo atômico bem conhecido é ilustrado na FIG. 2. A fase estável da liga Ni-Ti depende da temperatura, a fase austenítica estável em alta temperatura é cúbica de corpo centrado (B2) e em baixa temperatura é ortorrômbica ou monoclinica (martensita B19 ou B19'). A fase martensítica possui muitas variantes, e cada variante tem uma célula unitária direcional (FIG. 2 b). Por exemplo, a célula unitária martensítica é representada como um paralelepípedo inclinado para a direção positiva ou negativa ao longo do eixo X. Células inclinadas na mesma direção constituem um plano cristalino ou camada, e a direção da inclinação alterna-se entre as camadas. As camadas são chamadas variantes. A fase martensítica é gerada pelo resfriamento da estrutura B2 mostrado na FIG. 2(a). Variantes aleatoriamente orientadas são geradas, como mostrado na FIG. 2(b). Quando um carregamento cisalhante é aplicado nesse estado, algumas das camadas mudam sua orientação, como mostrado na FIG. 2(c). A mudança estrutural induz a mudança de forma macroscópica. Quando o carregamento cisalhante é cessado, a deformação não retorna ao estado original, exceto por uma leve recuperação elástica. Quando a liga é aquecida na temperatura de transformação, a martensita se transforma na estrutura B2, com o resfriamento ocorre reversão da transformação. A fase B2 (austenita) possui estrutura cristalina cúbica, com a transformação de fase a forma da célula unitária independente da orientação das camadas martensíticas da estrutura. Portanto, a liga retoma a forma macroscópica original. As alterações das formas são conhecidas. No entanto, os mecanismos envolvidos não são completamente explicados, uma vez que o comportamento dinâmico ocorre em um amplo espectro de temperatura e envolve vários parâmetros. (Uehara, 2010)

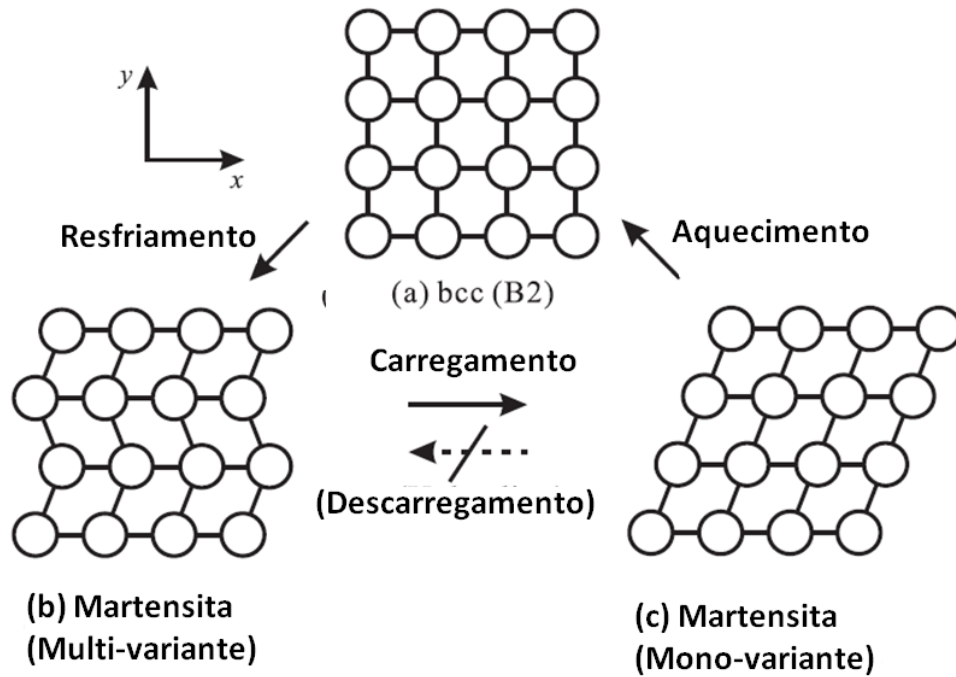


FIG. 2 - Ilustração esquemática da deformação e recuperação de forma de uma liga com memória de forma (Uehara, 2010)

Em 1995, Shaw apresentou a variação da deformação com a tensão aplicada em tração (FIG. 3) da liga de Ni-Ti a 10° C. Nesta temperatura abaixo do final da transformação martensítica (abaixo de M_f) toda a estrutura da liga está na fase martensítica multivariante. Ao se aplicar à tensão pode-se notar que o gráfico possui regiões com diferentes inclinações. No trecho (o-a) obtém-se apenas uma deformação elástica da martensita, havendo o descarregamento nesta região a liga volta ao ponto (o). O trecho (a-b) caracteriza o processo de reorientação da martensita maclada (twinned) para martensita não maclada (detwinned). O trecho (b-d) é a resposta elástica para a aplicação contínua da carga nesta nova martensita. No ponto (c), se o carregamento for removido, a liga terá uma ligeira recuperação, mas continuará com uma deformação aproximadamente de 5% se mantida a temperatura. A partir do momento em que a temperatura aumentar até o final da transformação austenítica (acima de A_f) a liga reverterá a forma caracterizando o seu efeito de memória de forma, voltando ao ponto (o) (Shaw e Kyriakides, 1995). Caso a deformação prossiga além do ponto (d) a liga sofre deslizamento de planos cristalinos e conseqüentemente, deformação permanente.

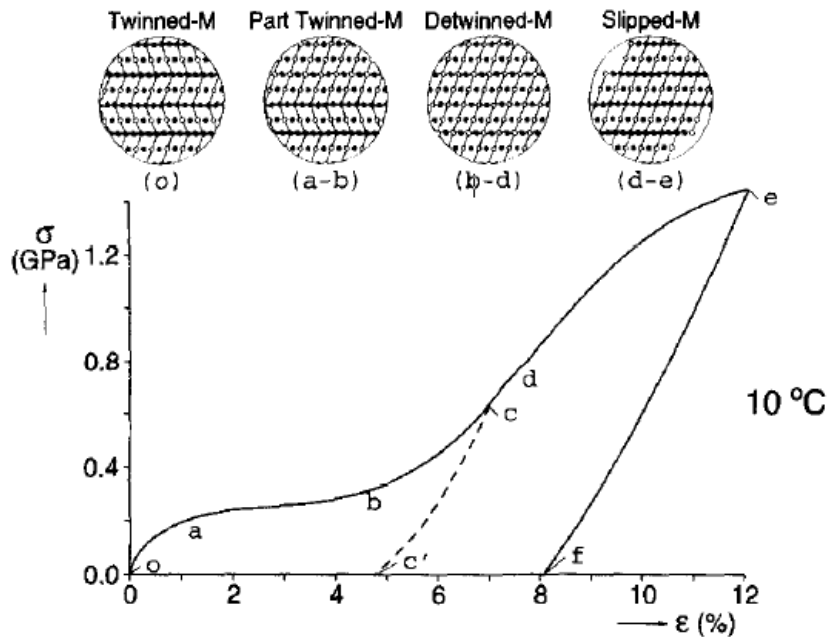


FIG. 3 – Gráfico tensão deformação da liga de níquel titânio a 10° C associado ao esquema de mudanças microestruturais (Shaw e Kyriakides, 1995)

Mostra-se na FIG. 4 o gráfico tensãoXdeformação para a liga de Ni-Ti no campo da estabilidade da austenita (B2) e abaixo da temperatura máxima para a transformação martensítica induzida por tensão (abaixo de M_d). No trecho “o-a” a austenita apresenta comportamento elástico. No ponto “a” austenita começa a sofrer alongamento macroscópico se tornando instável, começando assim o seu processo de transformação em martensita induzida por tensão. As fase austenítica e martensítica coexistem até o ponto “b”, a partir do qual a liga começa a apresentar deformação permanente. Havendo a diminuição da tensão no trecho “a-b” a martensita induzida por tensão (MIT) fica instável e começa a se reverter novamente para austenita. A região pontilhada no trecho b-b'-a' no gráfico revela que a tensão liberada pela liga é menor que a tensão necessária para o carregamento. É importante salientar que a plenitude do efeito superelástico só ocorre se a liga estiver em uma temperatura acima de A_f e abaixo de M_d . Caso a liga seja tracionada na temperatura entre a temperatura de início a transformação austenítica (A_s) e final da transformação austenítica (A_f) uma pequena deformação residual permanecerá após o descarregamento, não ocorrendo o efeito de pseudoelasticidade em sua plenitude (Shaw e Kyriakides, 1995).

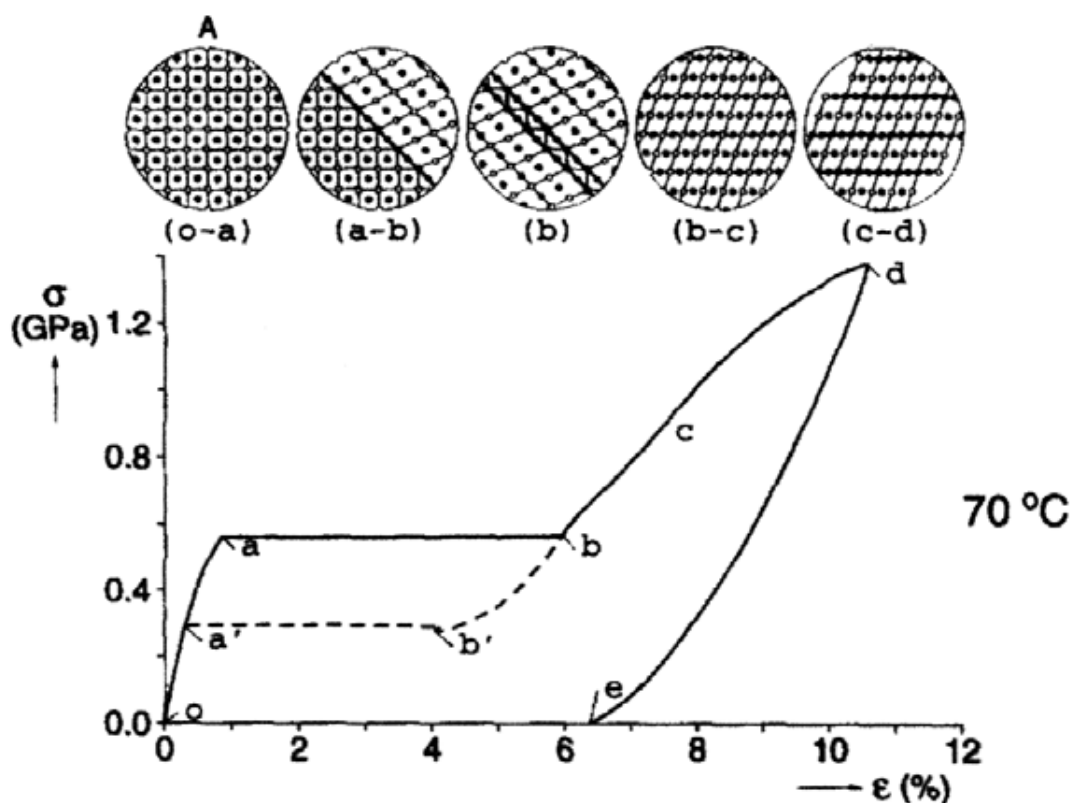


FIG. 4 - Curva tensão deformação da liga de níquel titânio a 70° C associado ao esquema de mudanças microestruturais (Shaw e Kyriakides, 1995).

2.3 FORÇA IDEAL, Ni-Ti E MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA.

As forças leves e contínuas induzidas pelas ligas Ni-Ti são fisiologicamente mais aceitáveis na movimentação ortodôntica do que forças que atuam em uma intensidade maior e por um período curto de tempo (aço inoxidável) (Ricketts, 1976b; a; West, Jones *et al.*, 1995). Os arcos ortodônticos que proporcionam estas características após a ativação dentária durante as fases de alinhamento e nivelamento sugerem ser mais eficientes. Para estes casos Miura e cols (Miura, Mogi *et al.*, 1986), Oltjen e cols (Oltjen, Duncanson *et al.*, 1997) e Mullins e cols (Mullins, Bagby *et al.*, 1996) indicam os arcos superelásticos e com memória de forma de Ni-Ti que agem mais rapidamente, com mínimo de efeito colateral e maior conforto para o paciente.

Forças ótimas são caracterizadas por máxima resposta celular (aposição e reabsorção tecidual), enquanto mantém a vitalidade dos tecidos (Burstone, 1985). Schwarz sugeriu em sua teoria de “compressão/ tração” que o nível de tensão ótima

para induzir movimentação dentária deve ser entre 7 e 26 g/cm². Quando a força excede esse limiar a isquemia periodontal ocorre (Reitan, 1974), levando a reabsorção radicular (Reitan, 1974) (Harry e Sims, 1982; Brudvik e Rygh, 1993) (Brudvik e Rygh, 1994). Sugere-se que caso a força que induz o movimento ortodôntico seja maior do que a pressão média dos capilares periodontais (26 g/cm²), a ischemia vai ocorrer, o que vai levar a uma reabsorção radicular (Brudvik e Rygh, 1993) (Brudvik e Rygh, 1994). King e Fischlschweiger relataram depois de um estudo em ratos, que forças leves causam mínima reabsorção radicular e rápido movimento dantário, ao contrário de forças pesadas, que tende a resultar em movimentação dentaria mais lenta com uma substancial quantidade de reabsorção. (King e Fischlschweiger, 1982).

A teoria de força ótima foi introduzida por Smith e Storey em 1952, ele propôs que as forças compressivas entre 150 e 200 g produzem máxima taxa de movimentação dentária na distalização maxilar de caninos. Eles alegaram que se a força fosse maior que essa faixa ótima a hialinização e reabsorção poderia ocorrer APUD (Wu, Turk *et al.*, 2011). Wu, em 2001, junto com uma série de outros trabalhos (Wu, Turk *et al.*, 2011) (Chan e Darendeliler, 2005; Harris, Jones *et al.*, 2006; Barbagallo, Jones *et al.*, 2008; Bartley, Türk *et al.*, 2011; Paetyangkul, Turk *et al.*, 2011) consideraram forças leves (25 g) como mais fisiológicas do que forças pesadas (225 g). Outros trabalhos relataram que crateras de reabsorção aparecem principalmente no lado de compressão e raramente no lado de tração do movimento ortodôntico (FIG. 5) (Reitan, 1974; Rygh, 1977; Reitan, 1985; Wu, Turk *et al.*, 2011). Isso explicaria, por exemplo, por que a reabsorção é maior no movimento de intrusão (Weltman, Vig *et al.*, 2010) onde a concentração de tensão na superfície radicular é determinante na reabsorção (Wu, Turk *et al.*, 2011).

A reabsorção radicular (RR) inflamatória induzida ortodonticamente é uma das sequelas que podem ocorrer no tratamento ortodôntico (FIG. 5). Os fatores etiológicos que influenciam o seu surgimento são complexos e multifatoriais. Dados existentes na literatura indicam que a RR resulta de uma combinação de variabilidade biológica individual, predisposição genética e o efeito de fatores mecânicos. (Weltman, Vig *et al.*, 2010). Neste caso a ortodontia desempenha um fator mecânico externo e pode gerar esse efeito colateral da movimentação dentária ortodôntica.

Em 2000, Janson comparou a reabsorção radicular no tratamento ortodôntico usando a técnica edgewise standard simplificada (grupo 1), com o sistema edgewise straight wire (grupo 2) e Terapia Bioeficiente (grupo 3). Os resultados demonstraram que o grupo 3 induz menor reabsorção radicular que os outros. Foi especulado que os fatores responsáveis pela menor reabsorção nessa técnica foram o uso de fios termoativados e superelásticos com brackets específicos da técnica, assim como o uso de fios retangulares de aço (0.018 x 0.025 inch) em brackets com o slot 0.022 x 0.028 inch durante a retração de incisivos e no estágio de finalização (Janson, De Luca Canto *et al.*, 2000).

Em 2010, a revisão sistemática de Weltman mostrou que forças de alta intensidade são particularmente prejudiciais e recomendou que a melhor prática fosse usar forças de baixa intensidade, especialmente em movimentos de intrusão até que melhores ensaios clínicos fossem conduzidos. (Weltman, Vig *et al.*, 2010). Embora o autor classifique as forças de forma qualitativa na comparação dos trabalhos, alguns estudos por ele selecionados quantificam as forças em 25 gf como de baixa intensidade e 225 gf como alta intensidade. (Harris, Jones *et al.*, 2006; Barbagallo, Jones *et al.*, 2008; Chan e Darendeliler, 2004; Chan e Darendeliler, 2005).

Em 2011, Wu acompanhou quinze pacientes em que o tratamento requeriu extração bilateral de pré-molares na maxila (Wu, Turk *et al.*, 2011). Em seu trabalho um dos pré-molares indicados para extração recebeu força rotacional pesada (225g) e o contralateral força leve (25g). As forças foram aplicadas por 28 dias com molas em cantilever por lingual e bucal. Depois do período experimental, os dentes foram extraídos com cuidado para evitar danos as raízes e escaneados com tomografia microcomputadorizada (MICRO-CT). As análises foram feitas com o *software convex hull algorithm* (CHULL2D; Universidade de Sydney, Australia) para obter medições diretas volumétrica. As forças pesadas causaram mais reabsorção radicular do que forças leves e áreas de compressão mostraram maior reabsorção (Wu, Turk *et al.*, 2011).



FIG. 5 – A imagem de reconstrução 3D a partir de tomografia computadorizada mostra crateras de reabsorção externa depois de movimentação ortodôntica. (Wu, Turk *et al.*, 2011).

Comparando-se o comportamento dos fios de Ni-Ti superelásticos (FIG. 6) com os fios de aço inoxidável austenítico da classe 304 (FIG. 7) submetidos a um ensaio de flexão 3 pontos na temperatura de 37° C, observa-se que a curva Ni-Ti apresenta um platô no descarregamento (FIG. 6). Tal comportamento mecânico é importante para a prática clínica, e a curva tensão-deformação obtida nos ensaios mecânicos apresenta a histerese no descarregamento e no processo de recuperação de forma, ou seja, o material tende a conservar suas propriedades na ausência do estímulo que o gerou e existe um retardo na recuperação de forma. Esta característica garante a devolução de forças leves para a movimentação dentária. É importante perceber que ambos os fios foram submetidos à mesma deformação com forças diferentes e que ao ser descarregado o Ni-Ti recupera por completo a deformação e o aço recupera menos da metade.

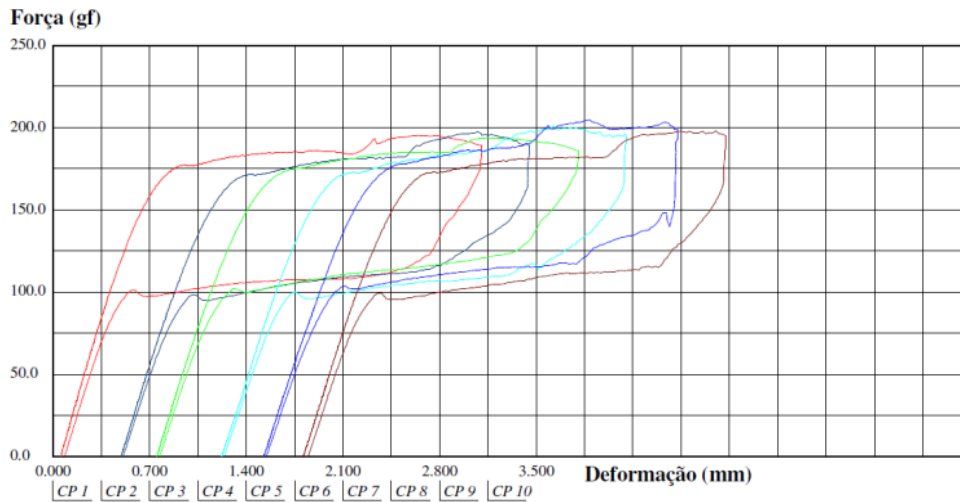
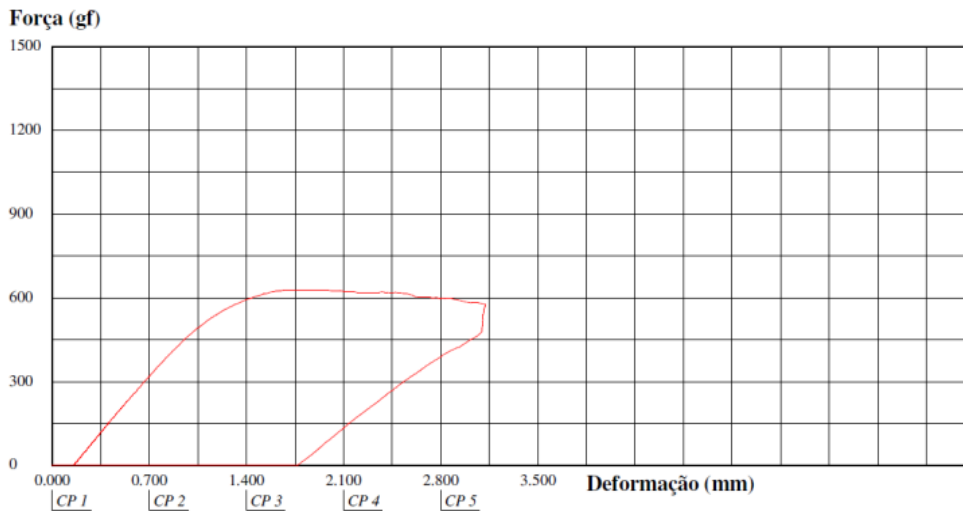


FIG. 6 - Curvas obtidas em seis ensaios de flexão a 37° C do fio Ni-Ti 0,014 superelástico.



Observação: célula:20N - 37oC

FIG. 7- Curva ilustrativa obtida em um ensaio de flexão três pontos em fio de aço inoxidável austenítico na norma de fios com memória de forma.

O platô na curva de descarregamento é importante para a ortodontia porque a curva de recuperação da forma do fio é o interesse principal em relação à movimentação dentária. (Segner e Ibe, 1995). Em 2007, Bartzela determinou as propriedades mecânicas de fios ortodônticos comercialmente disponíveis e classificou esses fios em diferentes grupos de acordo com o platô de recuperação da forma. Grupo 1, verdadeiramente superelástico, grupo 2, superelástico “borderline” e grupo 3, não superelástico. O platô de recuperação superelástica foi definido com

base na FIG. 8. Neste trabalho uma parcela significativa dos fios testados não apresentou superelasticidade ou esta foi pequena. (Bartzela, Senn *et al.*, 2007)

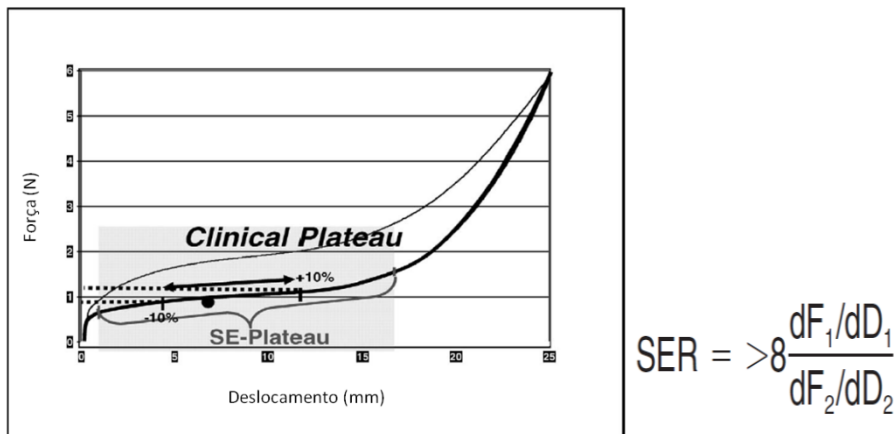


FIG. 8- Curva Força-deformação obtida no ensaio Ni-Ti. SE-Platô (SEP) indica Platô Superelástico. O platô clínico é $\pm 10\%$ da força central do SEP. O círculo (●) indica o centro do platô superelástico SEP; A seta (↔) indica o comprimento do platô clínico. As forças e deformação no início e final do platô clínico são usadas para definir a taxa de superelasticidade (SER). (Bartzela, Senn *et al.*, 2007)

2.4 TRATAMENTOS TERMOMECÂNICOS DAS LIGAS COM EFEITO MEMÓRIA DE FORMA

O comportamento das ligas pode ser controlado pela composição química e tratamento termomecânico durante o processo de manufatura (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011). O comportamento superelástico pode ser melhorado por endurecimento por precipitação durante o tratamento de envelhecimento. O aumento do tempo e da temperatura no tratamento de envelhecimento muda o comportamento de transformação térmica da liga (Otsuka e Ren, 2005). Sendo assim os fabricantes de fios ortodônticos selecionam as propriedades mecânicas do fio, selecionando a temperatura de transformação austenita-martensita (A-M) e definindo as propriedades de superelasticidade e memória de forma.

A FIG. 9 demonstra alguns detalhes da manufatura de fios ortodônticos pela empresa Morelli (Sorocaba/SP). Os fios recozidos nas dimensões desejadas são conformados em gabaritos com as diferentes formas de parábola (A e B). Em seguida os mesmos vão ao forno de envelhecimento (C). A temperatura e tempo de envelhecimento vão determinar as propriedades do fio na temperatura ambiente e a 37° C.



FIG. 9 – Exemplo de método para conformação e tratamento termomecânico de fios ortodônticos. Cedido pela empresa Morelli (Sorocaba/SP).

Em ligas de Ti–50,9 at% Ni, o tratamento de envelhecimento causa a formação de precipitados de Ti_3Ni_4 , conhecidos por influenciar as temperaturas de transformação da liga (Carroll, 2004) (Liu, 2003). Afetada pela coerência e tamanho dos precipitados, tensões internas e redução dos teores de Ni na matriz, a temperatura de transformação é deslocada (Chrobak, 2003).

Em 2006, Al-Haidary mostrou o processo de manufatura e caracterização de ligas com memória de forma para uso odontológico. O trabalho usou o método de sinterização para a obtenção de ligas próximo da composição equiatômica (metalurgia do pó). Uma mistura de pó de 55 peso% Ni com 45 peso% Ti foi usada e compactada a 300, 400, 500 e 700 MPa. A sinterização foi realizada a 950° C por 9 horas em atmosfera controlada de argônio para diminuir a oxidação. Foram acrescentados Cr e V como elementos de liga em diferentes concentrações. Especial atenção foi dada a pureza e tamanho das partículas recebidas como matéria prima (TAB. 1) (Al-Haidary e Al-Khatiab, 2006).

TAB. 1 - Pureza e tamanho de partícula do pó de Ni, Ti, V e Cr. (Al-Haidary e Al-Khatiab, 2006)

Metal (pó)	Pureza(%)	Tamanho de Partícula (µm)
Ni	99.9	45-63
Ti	99.7	150
V	99.9	63
Cr	99.9	45

Esse estudo demonstrou que com o aumento da pressão de compactação, a dureza aumentou e a porosidade diminuiu, mas isso tem pouco efeito na temperatura de transformação. Amostras produzidas por metalurgia do pó com 0,3 peso% de Cr e compactadas a 700 MPa tiveram praticamente as mesmas propriedades dos fios referência produzidos por fundição. Foi visto que pequena variação na composição química resulta em grandes mudanças na temperatura de transformação e conseqüentemente nas fases produzidas (o fio termo ativado tinha 55,39 peso % Ni enquanto o austenítico tinha 57,56 peso % Ni). O aumento dos teores de Ni resulta em uma pequena diminuição na M_s e M_f (Al-Haidary e Al-Khatiab, 2006).

Em 2011, Seyyed Aghamiri avaliou os efeitos de diferentes tratamentos térmicos no comportamento de transformação de fios ortodônticos superelásticos (Copper NiTi e Highland Metal). As análises químicas realizadas com EDS (energy dispersive spectroscopy) são apresentadas na Tabela 2. Foram realizados ensaios de flexão três pontos nos fios com suas propriedades deterioradas após o recozimento (FIG. 10) e nos fios originais recebidos dos fabricantes (FIG. 11) (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011).

Tabela 2 - Análise por espectroscopia de energia dispersiva (EDS) dos fios ortodônticos. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011)

Fio	Ni (at.%)	Ti (at.%)	Cu (at.%)	Cr (at.%)
Highland metal	50	50	-	-
Copper NiTi	45	50	5	0.3

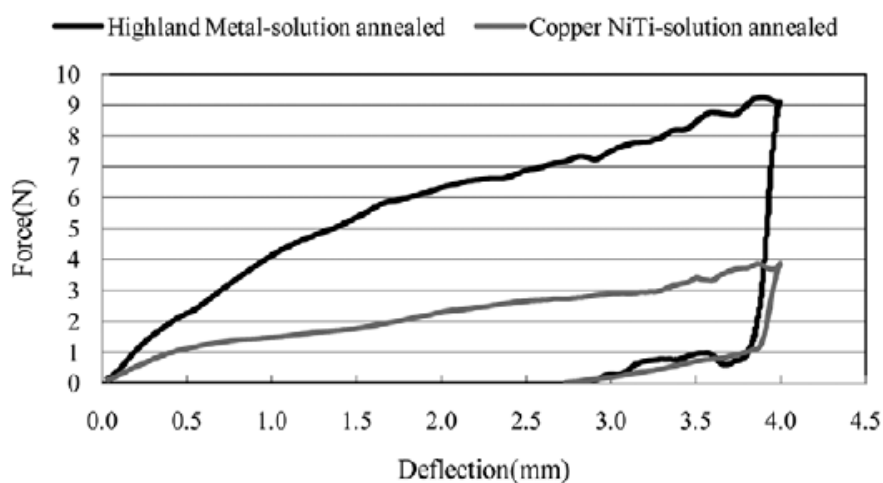


FIG. 10- Curvas de Flexão três pontos nos arcos “Highland Metal” e “Copper NiTi” recozidos a 1000° C por 90 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011)

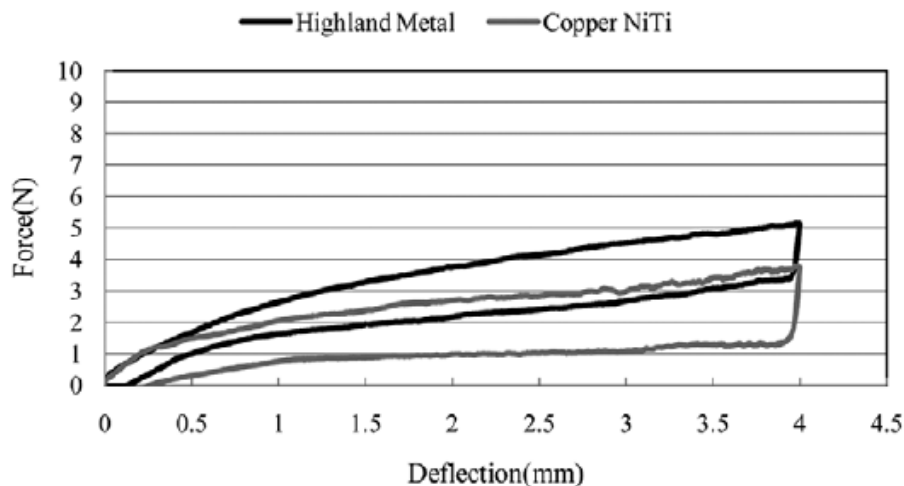


FIG. 11 - Curvas de flexão 3 pontos nos arcos “Highland Metal” e “Copper NiTi”. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011)

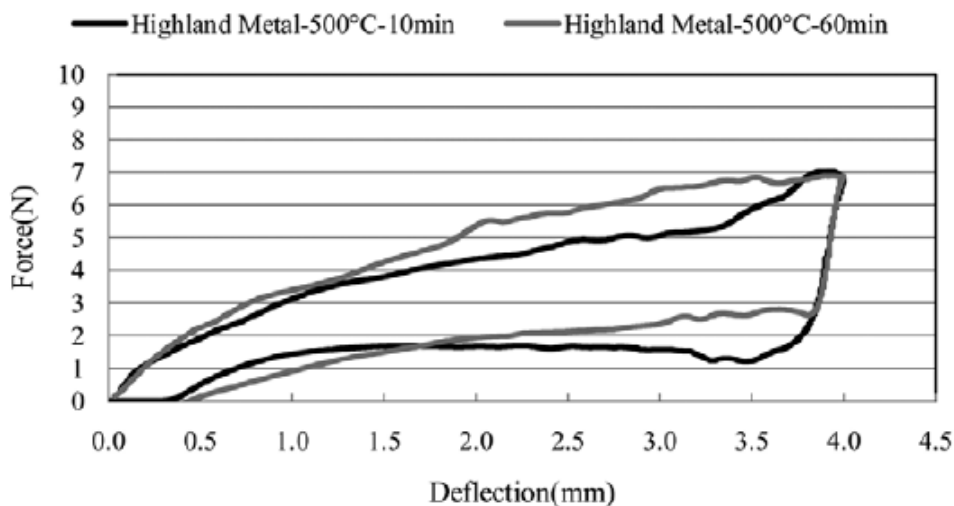


FIG. 12 - Curvas de flexão três pontos no arco “Highland Metal” recozido e envelhecido a 500° C por 10 e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011)

O presente trabalho de Seyyed Aghamiri mostrou que o tratamento térmico do fio de recozimento a 1000 °C por 90 min, e envelhecido por 10 min a 400 °C não é suficiente para induzir considerável precipitação de Ti_3Ni_4 , sendo assim a transformação em um estágio (B2-B19') ocorre, mas a recuperação da forma é baixa (FIG. 14).

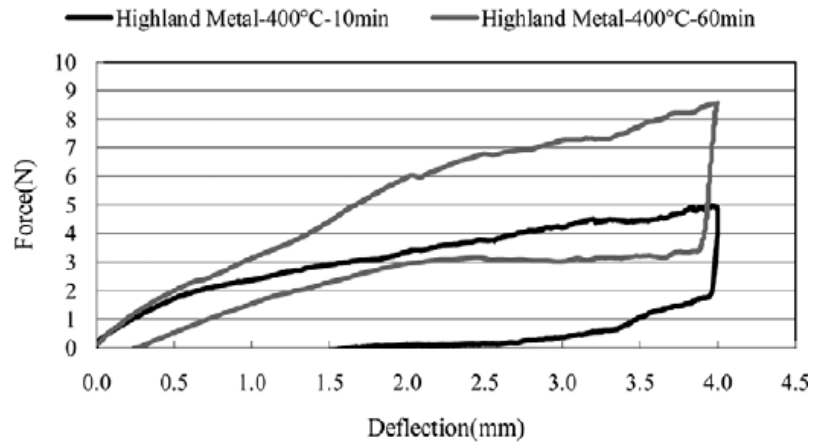


FIG. 13 - Curva de flexão três pontos no arco “Highland Metal” recozido e envelhecido a 400° C por 10 e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011)

Após 60 min de envelhecimento a 400 °C ocorre a transformação em dois estágios e o comportamento superelástico é melhorado (FIG. 14). Parece que o aumento na densidade de precipitados leva a uma maior histerese (tensão e térmica) (FIG. 14 e FIG. 15)

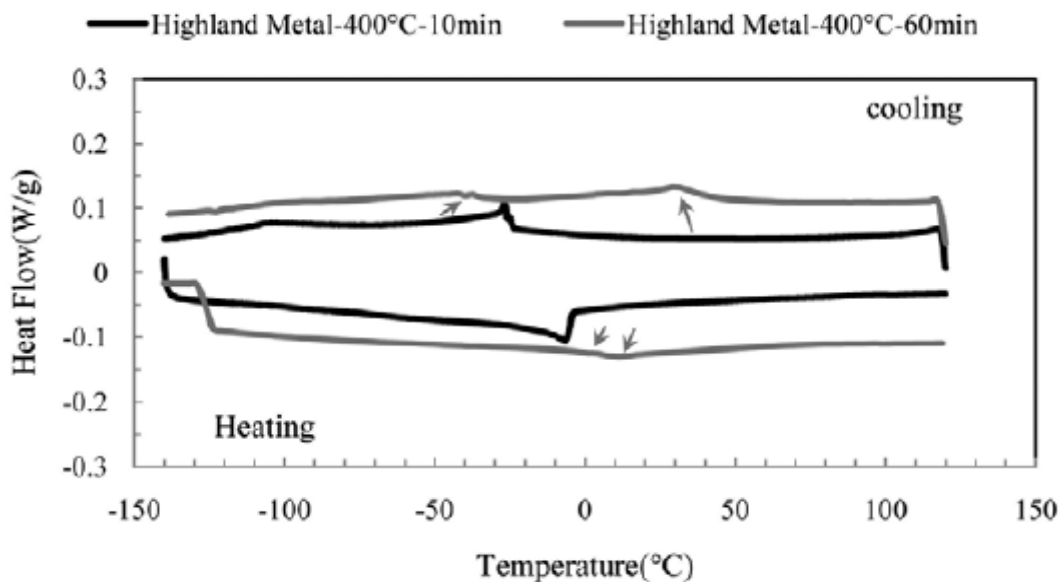


FIG. 14 - Curva de DSC do “Highland Metal” recozido e envelhecido a 400° C por 10 min. e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011)

O aumento da temperatura de envelhecimento de 400 °C por 10 min (FIG. 14 e FIG. 15) para 500 °C por 10min (FIG. 13 e FIG. 16) aumenta as taxas de difusão atômica e formação de precipitados que, induzem a transformação da fase R representada por novos picos no DSC (FIG. 16). (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011). O efeito da precipitação heterogênea de Ti_3Ni_4 no contorno de grão resulta em uma transformação em 3 estágios nos ciclos de aquecimento e resfriamento. (Khalil-Allafi, 2002).

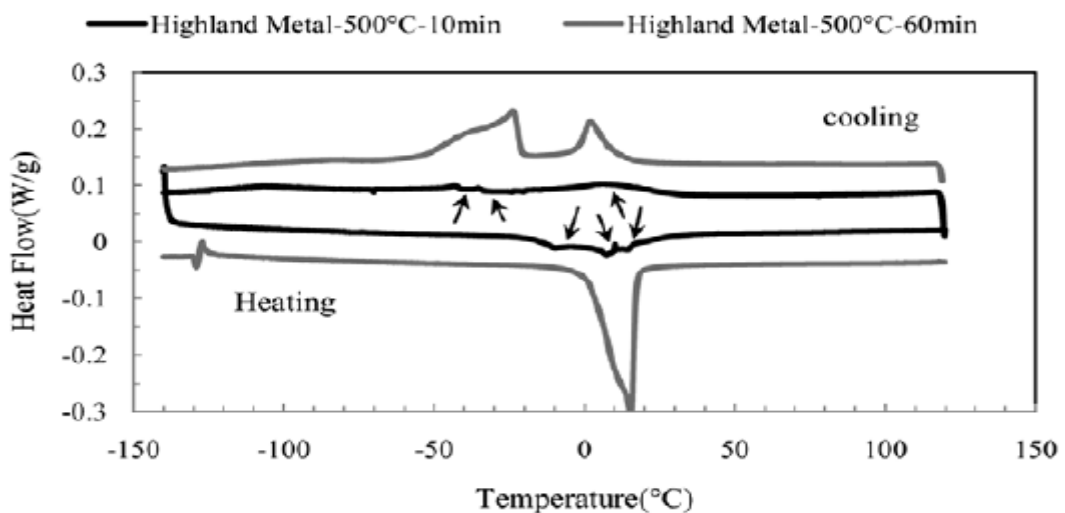


FIG. 15 - Curva de DSC do “Highland Metal” recozido e envelhecido a 500° C por 10 min. e 60 min. (Seyyed Aghamiri, Ahmadabadi *et al.*, 2011)

Com o envelhecimento a 500° C durante 60 min, a precipitação heterogênea diminui. O aumento da temperatura de envelhecimento para 500 °C faz com que os picos nos ciclos de resfriamento e aquecimento fiquem mais nítidos, com maior calor latente e a temperatura de transformação martensítica aumente (FIG. 15). Isso acontece devido a diminuição dos teores de Ni na matriz pela formação de partículas de Ti_3Ni_4 , o que está de acordo com outros estudos de tratamentos de envelhecimento (Khalil-Allafi, 2002, 2006; Zheng *et al.*, 2008).

Em 2011, Shahmir laminou a frio ligas de Ni-Ti ricas em Ni e depois submeteu aos vários tratamentos de recozimento e envelhecimento com diferentes temperaturas e tempos. Para investigar o comportamento superelástico, ensaios mecânicos a 10 °C acima da A_f foram realizados em amostras de Ti-50,5 at.% Ni preparadas pela técnica de fusão a arco não consumível a vácuo (Shahmir, Nili-Ahmadabadi *et al.*, 2011). O

cuidado em padronizar a temperatura do ensaio 10 °C acima de A_f foi porque quanto maior a temperatura acima da A_f , mais difícil é a indução de martensita por tensão uma vez que a temperatura se aproxima do M_d (máxima temperatura para a transformação martensítica induzida por tensão). As tensões geradas nos platôs de carregamento e descarregamento e a deformação residual aumentam com o aumento da temperatura (FIG. 16) (Pelton, Dicello *et al.*, 2000).

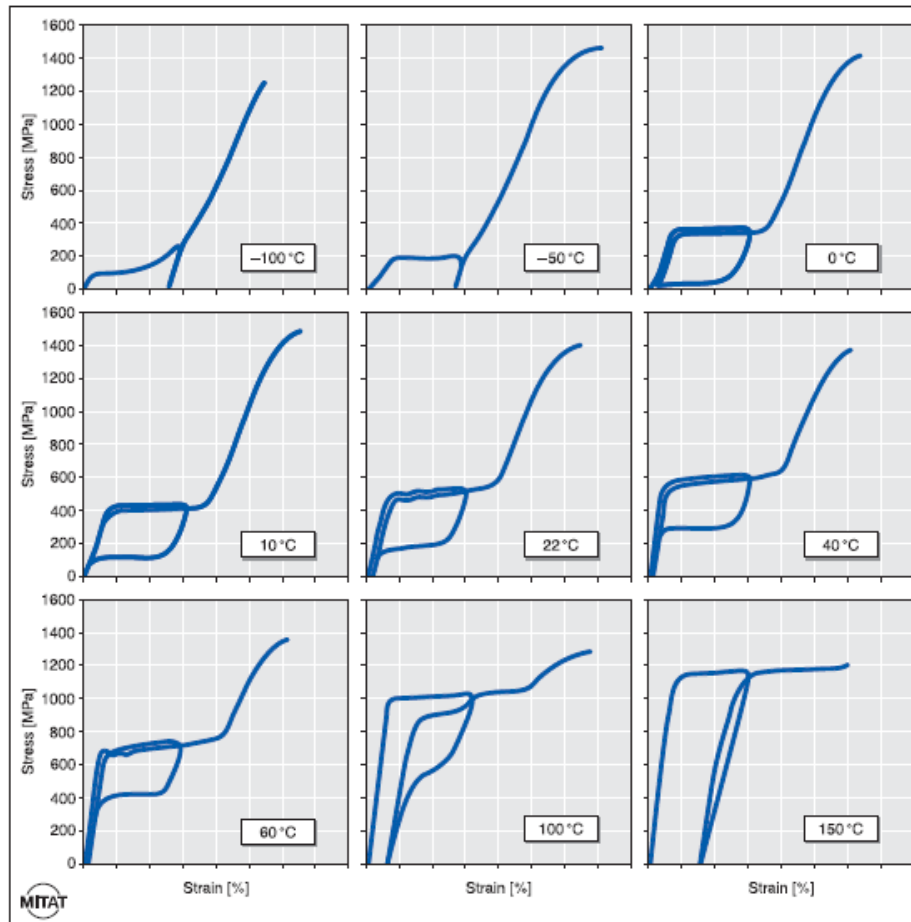


FIG. 16 - Efeito da temperatura no comportamento mecânico de fios de Ni-Ti. Existe um aumento sistemático na tensão no platô de carregamento e descarregamento com o aumento da temperatura de teste. Abaixo de 0° C a estrutura é martensita. Acima de 150° C há a deformação convencional da austenita. Todas as temperaturas intermediárias mostram comportamentos superelástico clássico. (Pelton, Dicello *et al.*, 2000)

A sessão transversal foi reduzida em 90% por laminação com 24 passadas, sendo cinco delas a 1000 °C e as outras com recozimento entre os passes de 700° C. Posteriormente, os fios foram tratados a vácuo a 1000 °C por 3 horas seguido de

têmpera em água. Um grupo foi laminado a frio diminuindo 15% da espessura e depois recozido a 400 °C e 500 °C por 30 e 60 min, respectivamente. Outro grupo foi somente envelhecido a 400 °C e 500 °C por 30 e 60 min respectivamente. Flexão três pontos foi feita após o DSC a 10 °C acima da A_f . Os efeitos das discordâncias e precipitados provenientes dos tratamentos termomecânicos e de envelhecimento foram analisados DSC e em flexão três pontos. Os tratamentos foram efetivos nas transformações de fases induzidas térmica e mecanicamente. As temperaturas de transformação aumentaram e os platôs de carregamento e descarregamento e a histerese mecânica e térmica diminuíram com o aumento do tempo de envelhecimento e recozimento (Shahmir, Nili-Ahmadabadi *et al.*, 2011). A formação de precipitados de Ni_4Ti_3 aumenta as temperaturas de transformação como resultado da diminuição dos teores de Ni na matriz (Otsuka e Wayman, 1998). Esses precipitados aumentam a resistência da matriz e conseqüentemente previnem o escorregamento durante o carregamento (Otsuka e Ren, 2005).

As temperaturas de transformação aumentam com o aumento do tempo de envelhecimento. As temperaturas de transformação depois do envelhecimento a 500 °C são menores do que a 400 °C devido aos maiores teores de Ni na matriz. Há diminuição da histerese térmica com o aumento da temperatura de envelhecimento. Tratamentos de recozimento causam o aparecimento de picos de transformação durante o resfriamento e aquecimento comparando com os fios trabalhados a frio. O aumento da temperatura de recozimento diminui a histerese térmica. Platôs no carregamento e descarregamento são relacionados com transformação induzida por tensão e são afetados por tratamentos termomecânicos e de envelhecimento. A melhor propriedade superelástica foi obtida após envelhecimento a 500 °C por 30 para temperaturas de trabalho à temperatura ambiente (25 °C) e 60 min para temperaturas de trabalho a 37 °C. O trabalho a frio seguido de recozimento a 500 °C por 30 min induz superelasticidade adequada somente para aplicações médicas a 37 °C. (Shahmir, Nili-Ahmadabadi *et al.*, 2011).

Em 2010, Berzins avaliou segmentos de fios termociclados entre 5 e 55 °C com calorimetria diferencial de varredura depois de 1000, 5000, e 10000 ciclos (DSC; $-100 \leftrightarrow 150$ °C a uma taxa de 10 °C/min.). O autor observou diferenças nas temperaturas de transformação, assim como na entalpia quando comparou os fios ciclados com fios não ciclados selecionados randomicamente. Repetidas flutuações

de temperatura contribuíram qualitativamente e quantitativamente na transformação de fases de alguns fios ortodônticos (Berzins e Roberts, 2010). Discrepâncias nos parâmetros de DSC de várias marcas de fios entre os estudos são devido à complexidade do processo de manufatura, incluindo trabalho a frio, tratamentos térmicos, composição química juntamente com a variabilidade entre os lotes testados (Kusy, 1997; Bradley, Brantley *et al.*, 1996).

Vários efeitos de transformação no Ni-Ti são influenciados pelo processo e outros parâmetros como: composição química, total de trabalho a frio e densidade de discordâncias, tempo e temperatura de recozimento, parâmetros de envelhecimento de liga (tempo, temperatura e tensão) e formação de precipitados, distribuição de precipitados, tensão interna, tensão localizada, e composição localizada (Berzins e Roberts, 2010)

2.5 COBRE COMO TERCEIRO ELEMENTO DE LIGA EM Ni-Ti

Em 2005, Otsuka relatou que a adição de cobre torna o controle das propriedades de memória de forma mais fácil e faz com que a temperatura de transformação seja menos sensível a mudanças de composição (

FIG. 17)(Otsuka e Ren, 2005). A adição de elementos de liga inibe a transformação martensítica e a transformação ocorre em menores temperaturas, tendendo a formação da fase-R (Thomas W. Duerig, 1990). A adição de Cu torna possível obter o efeito memória de forma próximo da temperatura ambiente quando a temperatura de transformação é relativamente alta (acima da temperatura ambiente)A adição de cobre excedendo 5% pode mudar a rota de transformação em B2–B19–B19'. A transformação B2–B19 é associada com pequena histerese de transformação (aprox 4 K a 20% de Cu), o que é similar a transformação B2-R, e sendo muito menor que na transformação B2-B19' (aprox 30K) (Otsuka e Ren, 2005). A FIG. 1 mostra diferentes caminhos de transformações nas ligas de Ni-Ti.

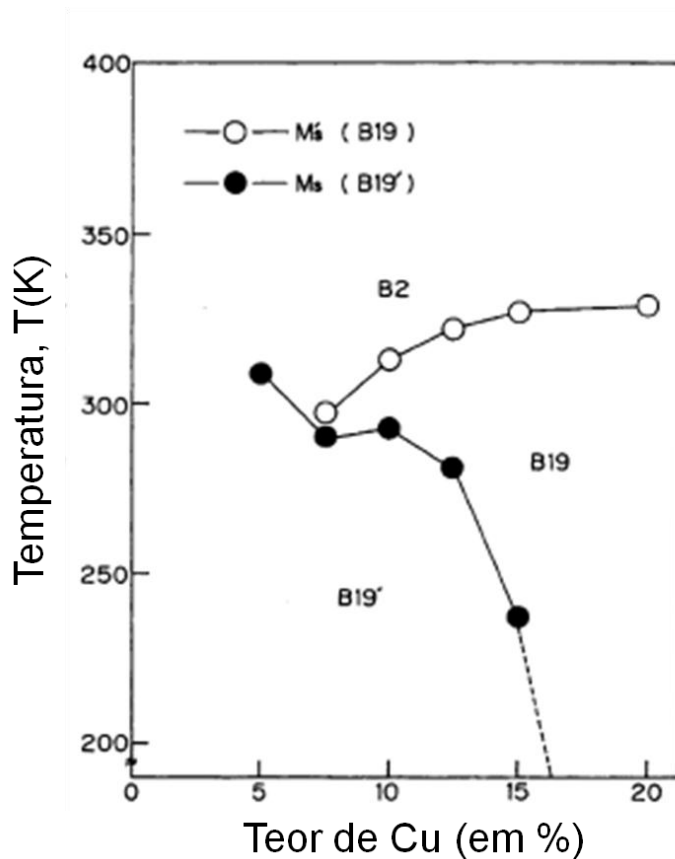


FIG. 17 - Dependência da temperatura de transformação do teor de Cu para ligas $Ti_{50}Ni_{50-x}Cu_x$. $M'_s = 0_s$ (Otsuka e Ren, 2005).

A inclusão de cobre nas ligas de Ni-Ti aumenta a complexidade no sistema. Nos fios ortodônticos comerciais s, o cobre é adicionado em substituição do níquel com uma pequena adição de cromo para diminuir a temperatura final da austenita (Kusy, 1997; Brantley e Eliades, 2001; Sachdeva., Miyazaki. *et al.*, . September 3, 1991). O cobre na liga Ni-Ti diminui a tensão gerada na histerese e estreita a histerese da temperatura entre a formação de austenita no aquecimento e martensita no resfriamento, o que afeta as propriedades mecânicas (Gil e Planell, 1999).

2.6 DIAGRAMA DE FASES

O diagrama de fases da liga de Ni-Ti (FIG. 18) é importante para auxiliar nos tratamentos térmicos da liga e obter melhores das características de memória de forma. (Otsuka e Ren, 2005)

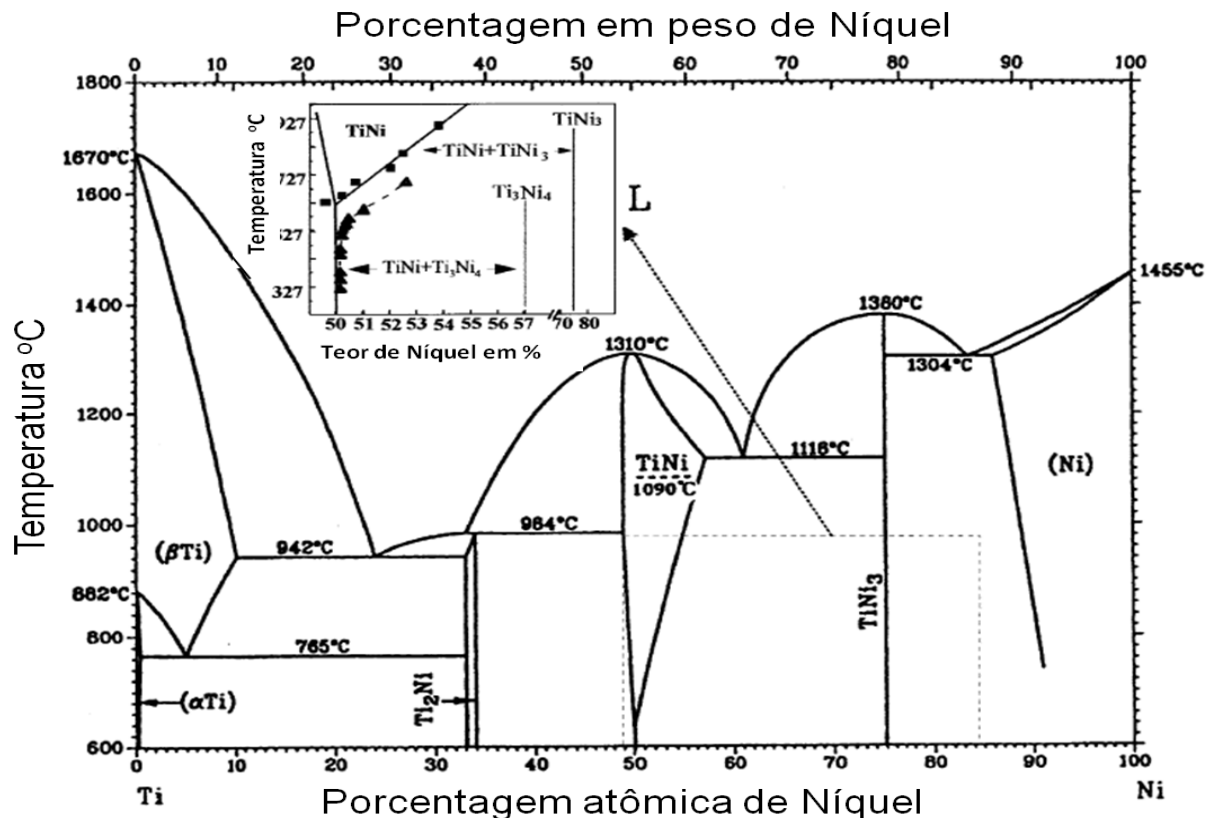
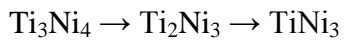


FIG. 18 - Diagrama de fases da liga de Ni-Ti (Otsuka e Ren, 2005).

Em baixa temperatura de envelhecimento e menor tempo de envelhecimento, há formação da fase Ti₃Ni₄, enquanto em alta temperatura de envelhecimento e maior tempo de envelhecimento forma a fase TiNi₃. Em temperatura e tempo intermediário a fase Ti₂Ni₃ é formada. Foi observado que para tempos maiores de envelhecimento a fase Ti₃Ni₄ pré-existente é dissolvida na matriz, e o número e tamanho das partículas Ti₂Ni₃ aumenta. Do mesmo modo, com o aumento do tempo de envelhecimento, o Ti₂Ni₃ é dissolvido na matriz e o tamanho da fase TiNi₃ aumenta. Assim confirmaram que ambas as fases Ti₃Ni₄ e Ti₂Ni₃ são intermediárias e que transformações difusionais ocorrem na seguinte ordem com o aumento do

tempo e temperatura de envelhecimento, sendo o $TiNi_3$ a fase de equilíbrio (Otsuka e Ren, 2005).



No diagrama de fases, esta indicada a transição ordem-desordem da estrutura ordenada tipo B2 para BCC em 1090 °C. A fase metaestável de equilíbrio entre a fase $TiNi$ e a fase Ti_3Ni_4 também é mostrada, o que é muito útil para ajustar as temperaturas de transformação e no planejamento dos tratamentos térmicos para melhorar características do efeito memória de forma. (Otsuka e Ren, 2005)

Existe uma boa forma de ajustar a temperatura de transformação das ligas de Ni-Ti ricas em Ni. Isso foi observado pela primeira vez por Horikawa et al. (Horikawa, Tamura *et al.*, 1989.). Ele reportou que existe uma mudança alternada nas temperaturas de transformação (R_s e M_s) quando uma liga de Ni-Ti rica em níquel é envelhecida alternadamente entre duas temperaturas de envelhecimento. Dessa forma, a temperatura de transformação parece ser controlada somente pela temperatura de envelhecimento, essencialmente independente do número de ciclos. Ele confirmou também, que as ligas equiatômicas de Ni-Ti não mostram esse comportamento. Quando a reação de precipitação ocorre, a formação de precipitados Ti_3Ni_4 é acompanhada pela diminuição dos teores de Ni na matriz Ni-Ti. O fato de alternar o envelhecimento entre duas temperaturas de envelhecimento causa uma mudança na composição da matriz. Como resultado, a temperatura R_s e M_s aumentam com o tempo de envelhecimento até atingir um valor constante que corresponde a composição de equilíbrio naquela temperatura. O mais importante é que essa temperatura de transformação “saturada” após longo envelhecimento é independente da composição da liga e dependente apenas da temperatura de envelhecimento. Tal mudança alternada na composição causa uma mudança alternada nas temperaturas R_s e M_s (Otsuka e Ren, 2005).

De fato, essas transformações são resumidas no diagrama TTT (tempo-temperatura-transformação) que também mostra o limite superior de cada precipitado e o limite superior para a fase Ti_3Ni_4 a 680 °C (FIG. 19).

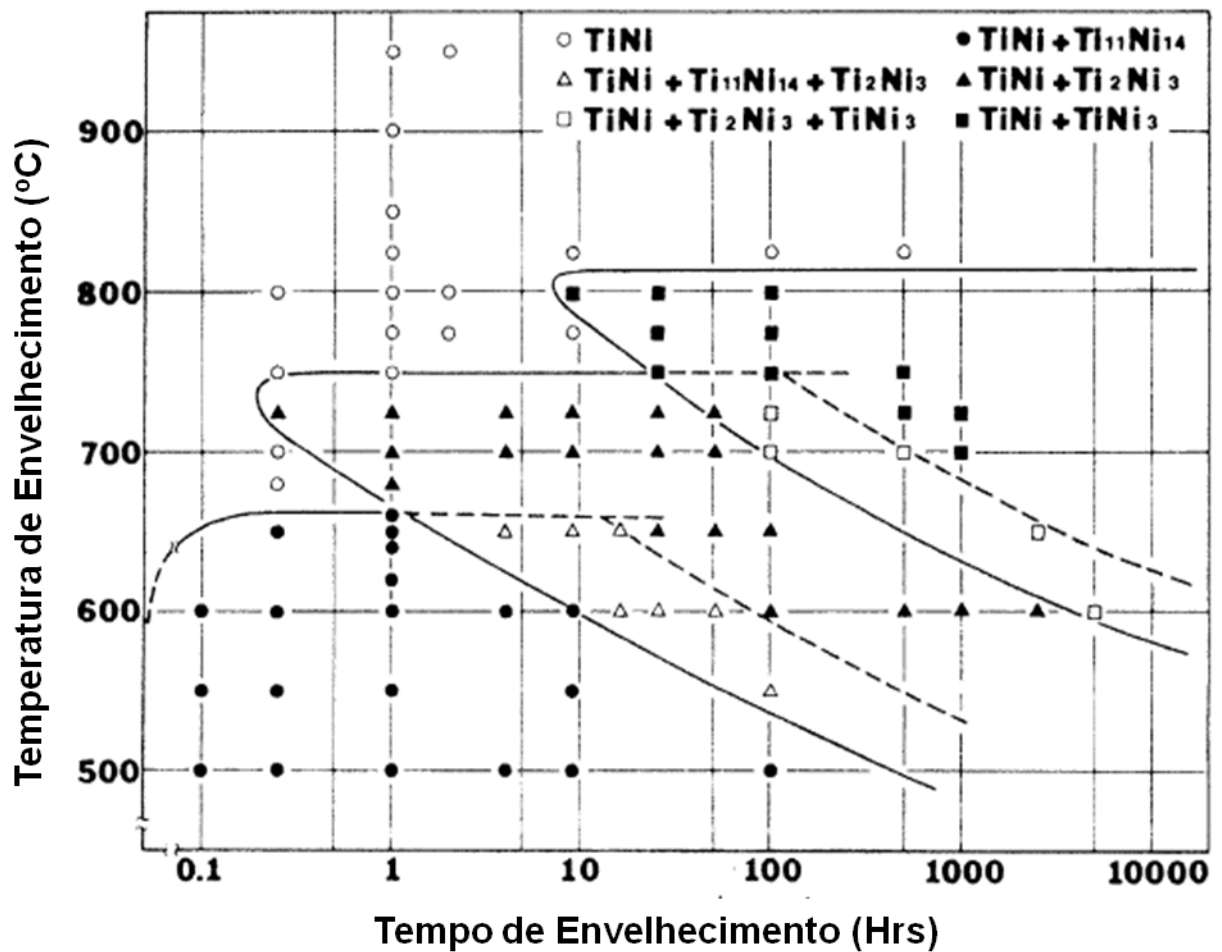


FIG. 19 – Diagrama TTT descrevendo o comportamento de envelhecimento para ligas de Ti-52Ni (Otsuka e Ren, 2005).

Stroz et al analisaram a ciclagem térmica da liga Ni-49%Ti entre -70 e 60°C no estado recozida e envelhecida (Stroz, Bojarski *et al.*, 1991). Usando resistividade elétrica e metodologias de atrito interno, eles observaram o deslocamento da transformação martensítica para menores temperaturas. Para ligas envelhecidas contendo precipitados de Ni_4Ti_3 , houve um aumento na temperatura associada com o pico da fase-R e um aumento na complexidade das transformações térmicas como um todo. As mudanças no comportamento da transformação foram atribuídas ao aumento da densidade de discordâncias, que foi observado após poucos ciclos. Em três ligas de Ni-Ti de composição variada, Miyazaki et al também mostraram a diminuição nas temperaturas M_s e M_f com a termociclagem e atribuiu isto aos campos de tensão gerados pelo aumento da densidade de discordâncias. Ele propôs que o deslocamento das temperaturas ocorreu devido termociclagem devido

e relaxamento dos campos de tensão próximo dos precipitados. (Miyazaki, Igo *et al.*, 1986). Baseado nesses estudos, as mudanças na transformação de fases são devido à geração de novas discordâncias e/ou interação com precipitados (Berzins e Roberts, 2010).

Brantley et al citam que a fase-R intermediária esta sempre presente em fios ortodônticos de Ni-Ti superelástico ou termo-ativado submetidos a transformação. No entanto, a análise com o DSC convencional comparado com o DSC com temperatura modulada (TMDSC), não permite detectar tal transformação (Brantley, Iijima *et al.*, 2003) (Brantley, Iijima *et al.*, 2002).

Durante os ciclos térmicos, as discordâncias desenvolvidas na estrutura e a localização de deformação plástica em nível micro resultam em formação de um campo heterogêneo de tensão interna (Shahmir, Nili-Ahmadabadi *et al.*, 2011). Em 2009, Resnina induziu a transformação martensítica em multi estágios por repetidos ciclos térmicos. Ele encontrou que a repetição desses ciclos nas ligas equiatômicas através de intervalos de temperatura na transformação martensítica induz a cinética multi estágio na transição de fases. As temperaturas das três transformações B2→B19, B2→R, e R→B19, diferiram uma da outra, levando a três picos na curva do calorímetro (Resnina e Belyaev, 2009).

2.7 DEFORMAÇÃO PLÁSTICA EM FIOS ORTODÔNTICOS DE Ni-Ti

No início, o ortodontista acostumado à manipulação dos fios de aço inoxidável austenítico da série 304 tem dificuldade em deformar plasticamente os fios superelásticos de Ni-Ti. A tensão necessária para deformá-lo além do limite elástico é maior do que a usual e o profissional tem problemas para manter a precisão habitual para movimentar o dente em questão (FIG. 20 e FIG. 21). Esta diferença de comportamento entre os dois materiais esta associada aos mecanismos de deformação das ligas. O aço baseia-se no escorregamento permanente dos planos cristalinos e o Ni-Ti no rearranjo reversível da fase martensítica (Tobushi, Kitamura *et al.*, 2010). O endurecimento por precipitação resultante do tratamento termomecânico e o tratamento de envelhecimento são tão efetivos em conseguir uma alta tensão crítica de escorregamento que por sua vez melhora o efeito de superelasticidade e o efeito memória de forma (Otsuka e Wayman, 1998; Pelton,

Dicello *et al.*, 2000). A alta tensão crítica de escorregamento permite o rearranjo reversível da martensita antes que haja o escorregamento irreversível de planos cristalinos e conseqüentemente deformação plástica.



FIG. 20 - (A) Dobra de precisão em Ni-Ti para intrusão do elemento 23 (setas indicam a localização da deformação). (B) Movimento realizado após 15 dias de controle.

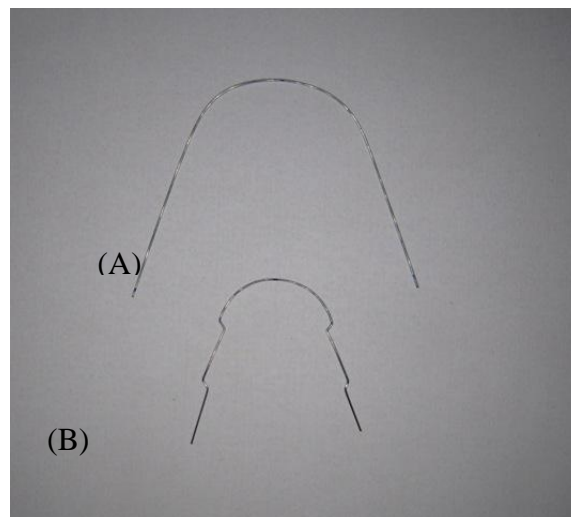


FIG. 21 - (A) Fio pré-fabricado de Ni-Ti para acompanhar o contorno externo da arcada na técnica convencional. (B) Fio de Ni-Ti confeccionado manualmente para acompanhar o contorno interno da arcada na técnica lingual.

A técnica da ortodontia lingual contribuiu para a incorporação das “dobras” em Ni-Ti superelástico na rotina clínica. Devido à escassez de fabricantes que produzissem fios com a forma que acompanhasse o contorno da parte interna da arcada, os ortodontistas praticantes da técnica lingual passaram a confeccionar “dobras” nos fios superelásticos para adaptá-los na mesma (FIG. 21). Esta foi a forma de aproveitar as propriedades do Ni-Ti já desfrutadas pela ortodontia convencional com fios de forma pré-fabricada. Para facilitar a confecção das

“dobras” ou dar nova forma aos arcos ortodônticos superelásticos, utiliza-se alicates que diminuem a área de aplicação da força e aumenta a tensão no local, o que facilita a deformação plástica do fio (FIG. 22).

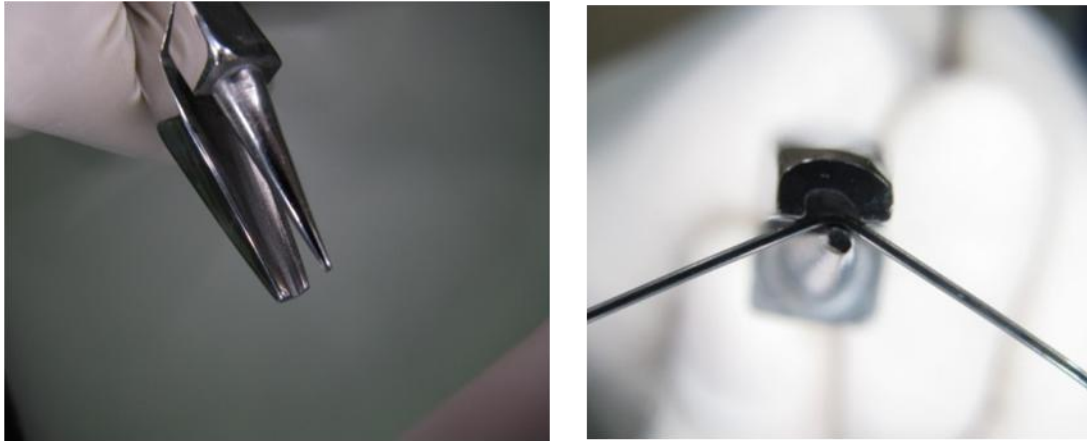


FIG. 22 – Tipo de Alicates utilizado para deformação plástica da liga Ni-Ti.

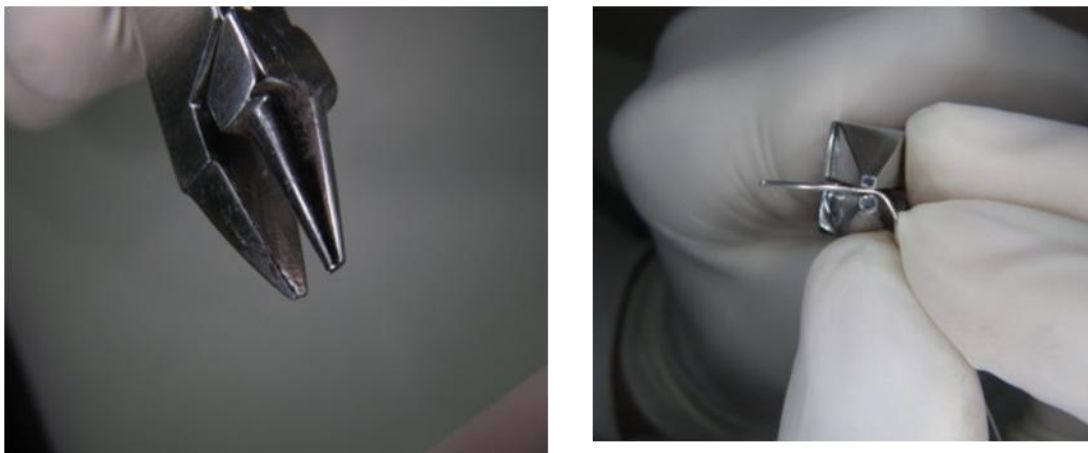


FIG. 23 - Um dos tipos de alicate para deformação plástica dos fios de aço.

Mesmo com evidências clínicas, o efeito da deformação na rigidez da estrutura não tem recebido a merecida atenção da literatura odontológica. A realização de “dobras” nos fios de Ni-Ti pode aumentar a versatilidade dos arcos superelásticos, uma vez que permitiria a conformação dos arcos para cada tipo e tamanho de arcada, ou até mesmo, realização de pequenas “dobras” de 1^a, 2^a e 3^a ordem, diminuindo a necessidade de troca dos fios e aproveitando ao máximo as propriedades superelásticas (FIG. 20 e FIG. 21).

A menor distância entre os brackets é um fator determinante para a utilização de fios superelásticos na ortodontia lingual (FIG. 24). Um fio com alta resiliência e

baixo módulo de elasticidade facilita o manuseio do arco pelo profissional numa área de difícil acesso e menor distância entre os brackets. A devolução suave da força compensa a menor distância entre os pontos de apoio do fio, fazendo com que o dente tolere o uso de arcos com dimensões comumente produzidas pelos fabricantes.

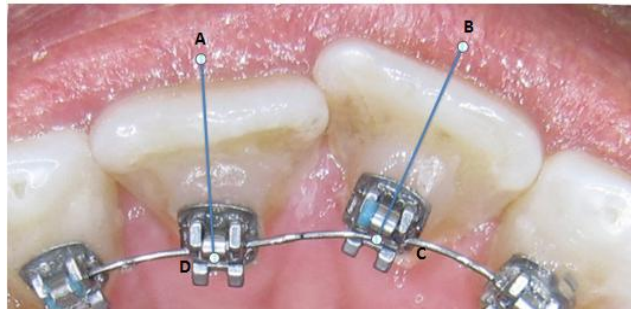


FIG. 24 - Diferença entre a distância inter bracket na técnica lingual (distância pontos D e C) e convencional (distância pontos A e B).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi desenvolvido nas dependências do Instituto Militar de Engenharia (IME), Rio de Janeiro e, teve a colaboração da empresa Morelli (Sorocaba/SP) que permitiu conhecer o processo de manufatura dos fios ortodônticos. Todos os fios usados foram adquiridos no mercado nacional.

3.1 O ENSAIO DE FLEXÃO E TORÇÃO

No presente trabalho foram determinadas as propriedades em flexão e em torção dos fios ortodônticos comercializados pelas empresas GAC, Morelli, Orthometric, Orthosource, 3M e TP.

Os fios de Ni-Ti e Ni-Ti-Cu classificados pelas empresas (GAC, Morelli, Orthometric, Orthosource, 3M e TP) como superelásticos e termoativados com 0.014 polegadas de diâmetro foram submetidos aos ensaios mecânicos.

a) Ensaio de flexão

Foram realizados ensaios de flexão três pontos seguindo as orientações da norma ISO 15841:2006(E). O comprimento do vão foi de 10 mm, a velocidade da máquina de 6,0 mm por minuto e o raio de fulcro e penetrador de 0,1 mm, conforme sugerido pela norma ISO. Os ensaios foram realizados com a máquina de ensaio universal (Emic DL 10000; Emic Co; PR, Brazil) acoplado ao Tesc software (Emic). A distância entre os apoios e o fulcro foi de 5 mm. A deflexão foi realizada com o penetrador posicionado centralmente. Todas as amostras para os testes foram cortadas na seção mais reta do arco com um alicate de corte no tamanho de 30 mm e divididas em 22 grupos (12 superelásticos e 10 termoativados), com 6 corpos-de-prova cada grupo. Um total de 132 corpos-de-prova foram testados em flexão até a formação da flexa de 3,1 mm na temperatura de 37° C. A temperatura do meio foi obtida mediante aquecimento com lâmpadas. Nos ensaios foram obtidas as curvas força (N) versus deflexão (mm), as quais foram analisadas e comparadas. Os fios foram isolados do meio ambiente para garantir a estabilidade da temperatura durante o ensaio, conforme mostrado na FIG. 25.

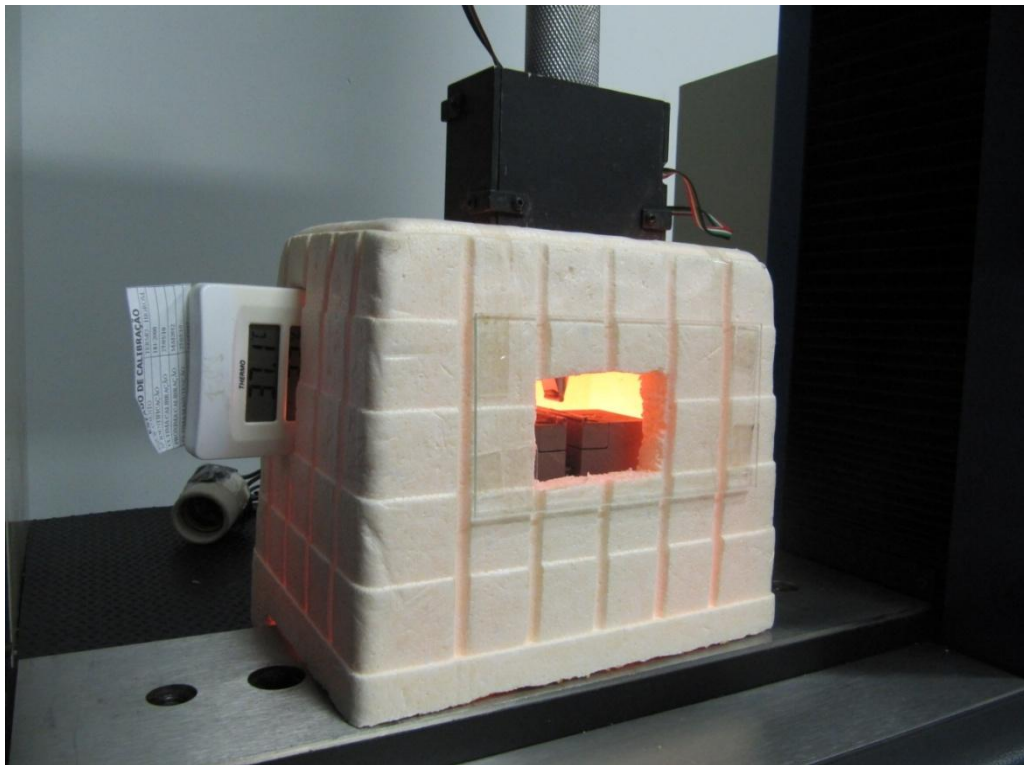


FIG. 25 - Ensaio de flexão três pontos com termômetro para controle de temperatura dos fios.

Dois lotes diferentes de cada fabricante nos grupos superelásticos e termoativados foram analisados e comparados. A única exceção foi a empresa 3M, a qual seus fornecedores independentes nos informaram que a empresa não produz fios termoativados no diâmetro de 0,014”, sendo assim somente dois lotes diferentes de superelásticos foram ensaiados.

TAB. 3 – Relação de fabricantes com suas especificações.

EMPRESA	DESIGNIÇÃO	DIMENSÃO	LOTE
3M Nitinol SuperElastic	SE	0,014 pol	AL5SY
3M Nitinol SuperElastic	SE	0,014 pol	AT8XS
GAC Low Land	SE	0,014 pol	55784
GAC Low Land	SE	0,014 pol	58679
GAC OVT SENT ACU	TA	0,014 pol	H240
GAC OVT SENT ACU	TA	0,014 pol	H359
Morelli NiTi Superelástico	SE	0,014 pol	1269991
Morelli NiTi Superelástico	SE	0,014 pol	1270396
Morelli Thermo Plus	TA	0,014 pol	1187379
Morelli Thermo Plus	TA	0,014 pol	1462504
Orthometric Flexy Superelástico	SE	0,014 pol	310
Orthometric Flexy Superelástico	SE	0,014 pol	509
Orthometric Flexy Thermal	TA	0,014 pol	310
Orthometric Flexy Thermal	TA	0,014 pol	609
Orthosource SuperNitate	SE	0,014 pol	9003
Orthosource SuperNitate	SE	0,014 pol	9005
Orthosource SuperThermal	TA	0,014 pol	9004
Orthosource SuperThermal	TA	0,014 pol	9003
TP Reflex Wire NiTi	SE	0,014 pol	1389098
TP Reflex Wire NiTi	SE	0,014 pol	3429007
TP Reflex Heat-Activated	TA	0,014 pol	686025
TP Reflex Heat-Activated	TA	0,014 pol	1758052

b) Ensaio de torção

Nos ensaios de torção, as extremidades dos corpos-de-prova foram presas em dois mordentes com separação de 10 mm. Após a fixação dos fios nos mordentes, estes foram fixados em mandris. Um dos mandris permaneceu fixo e outro submetido a rotação por meio de um fio de nylon enrolado a seu eixo e amarrado ao travessão da máquina de ensaio de tração FIG. 26). A máquina, ao tracionar o fio girava o mandril, torcendo o corpo-de-prova. Conhecendo-se a força

aplicada, o raio no eixo do mandril e o deslocamento em milímetros da máquina, foram calculados os torques máximos em 45° e a tensão cisalhante no torque em 45°.

O ensaio de torção foi realizado na temperatura ambiente (25°C) em três corpos-de-prova superelásticos de cada fabricante nos seguintes lotes:

- 3M lot AL5SY
- GAC lot 058679
- Morelli lot 1269991
- Orthometric lot.0310
- Orthosource lot 9003
- TP lot 1389098

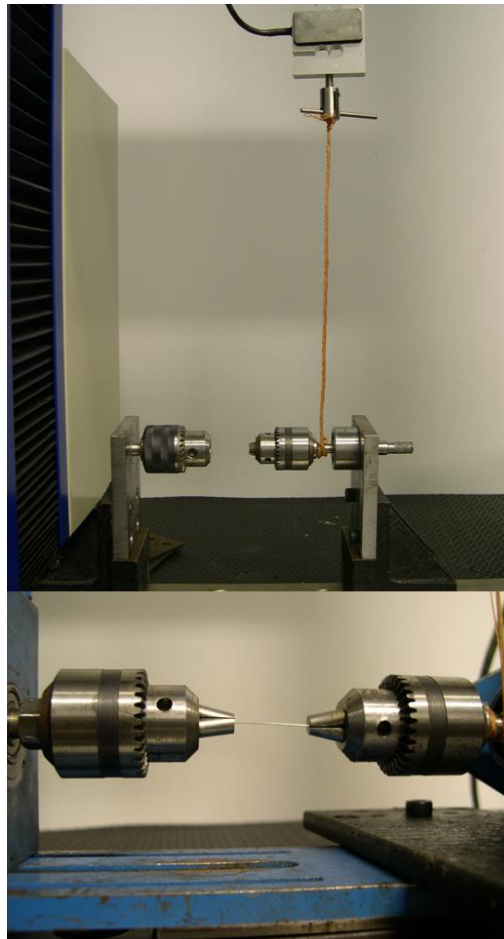


FIG. 26 - Mandris para fixação do corpo-de-prova e fio de nylon para girar o eixo no ensaio de torção.

3.2 ANÁLISE DAS CURVAS COM O ORIGIN PRO 8.5.

Os dados gerados pela máquina de ensaios universal Emic DL 10000 acoplado ao Tesc software foram transferidas para o EXCEL onde foram calculadas as tensões para flexão em MPa, torque máximo em N.cm e tensão cisalhante no torque em MPa. Os cálculos foram feitos com base nas equações 1 a 3. Com os dados obtidos no EXCEL utilizou-se o software *OriginPro* 8.5 para gerar novas curvas. As curvas de 140 corpos-de-prova dos grupos foram avaliadas individualmente para a obtenção das seguintes características:

-TENSÃO MÉDIA NO PLATÔ DE CARREGAMENTO: Média de todos os pontos coletados pela máquina no platô de carregamento. O platô de carregamento foi delimitado entre a deformação no limite de proporcionalidade (início da transformação martensítica induzida por tensão) e a deformação em 3,1mm (do ponto A ao ponto C na FIG. 27).

-TENSÃO MÉDIA NO PLATÔ DE DESCARREGAMENTO: Média de todos os pontos coletados pela máquina no descarregamento entre 2,5 mm e o limite do platô de descarregamento (do ponto D ao ponto F na FIG. 27).

- DEFORMAÇÃO RESIDUAL: Subtração da deformação no final do descarregamento (ponto G da FIG. 27) pela deformação no início do carregamento (ponto H na FIG. 27). Conhecendo o valor total da deformação (3,1 mm) é possível expressar os resultados em porcentagem.

-TENSÃO DE HISTERESE: Subtração da tensão correspondente ao ponto médio da curva no platô de carregamento pela tensão no mesmo ponto na curva de descarregamento (do ponto B ao ponto E da FIG. 27).

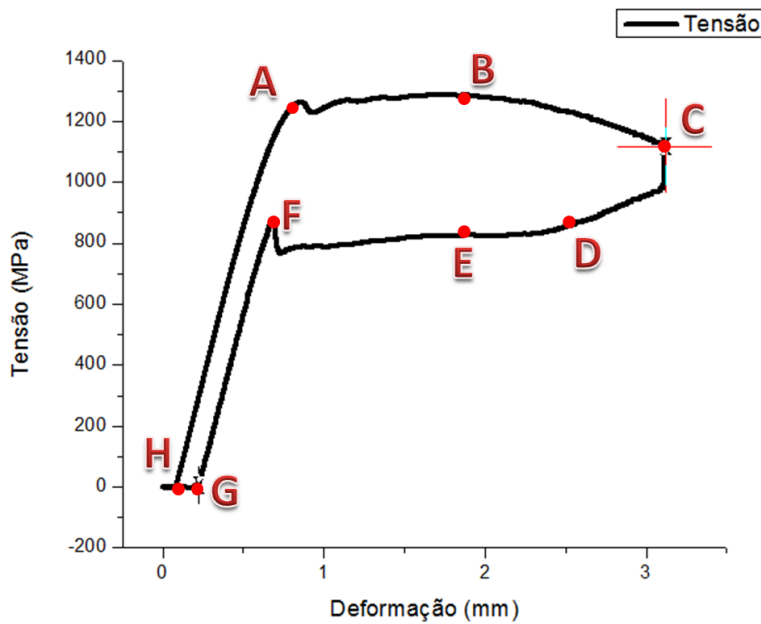


FIG. 27 – Figura representativa dos pontos usados no software Originpro 8.5.

-RESILIÊNCIA NO CARREGAMENTO: Área sobre a curva de carregamento (de 0 até 3,1 mm de deformação) (FIG. 28).

-RESILIÊNCIA NO DESCARREGAMENTO: Área sobre a curva de descarregamento (de 3,1 mm a 0 mm) (FIG. 28).

-ENERGIA DISSIPADA: Subtração do valor da resiliência no carregamento pela resiliência no descarregamento (FIG. 28).

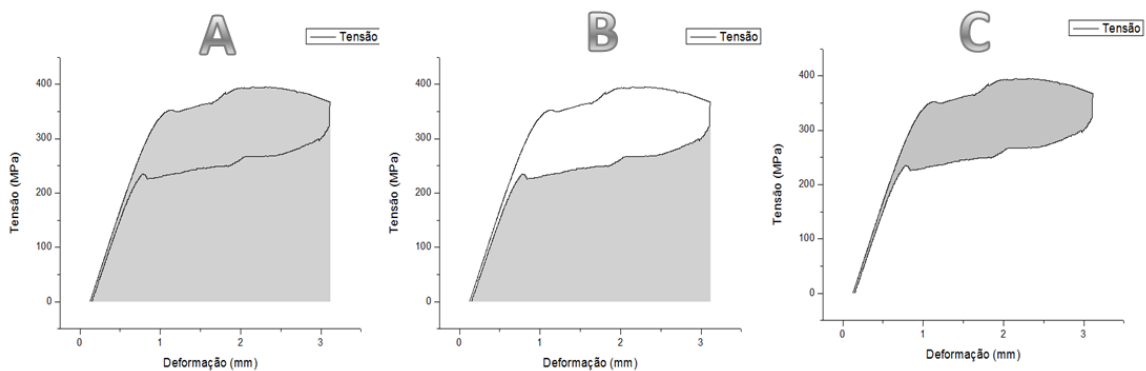


FIG. 28 – Ilustração representativa das áreas abaixo da curva de carregamento (A), descarregamento (B) e a área interna correspondente a energia dissipada do sistema (C).

-TORQUE MÁXIMO: A maior força no ensaio de torção até 45° multiplicada pelo o diâmetro do eixo do mandril (0,4 cm).

-TENSÃO CISALHANTE MÁXIMA NO TORQUE: **EQUAÇÃO 3**

3.3 CÁLCULOS

EQUAÇÃO 1 - TENSÃO EM FLEXÃO 3 PONTOS

$$\sigma_f = \frac{2,546 \times F \times l}{d^3}$$

$$\sigma_f = \frac{2,546 \times F(\text{N}) \times l(\text{m})}{(0,0003556 (\text{m}))^3}$$

$$\sigma_f = F \times \frac{2,546 \times 0,01}{0,0003556^3} \left(\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right)$$

$$\sigma_f = F \times \frac{2,546 \times 0,01}{0,0003556^3} (\text{Pa})$$

$$\sigma_f = F \times \frac{2,546 \times 0,01}{0,0003556^3} \times 10^{-6} \text{ MPa}$$

$$\sigma_f = F \times 566,20 \text{ MPa}$$

F= Força em flexão (N)

l = Distancia entre os apoios (0,01 m)

d= Diâmetro do Fio (0,0003556 m)

EQUAÇÃO 2 - TORQUE MÁXIMO

$$T = F_{\text{max}(\text{N})} \cdot R(\text{cm})$$

R= Raio no eixo do mandril (0,4 cm).

F_{max}= Força máxima no torque em 45° (N).

EQUAÇÃO 3 - TENSÃO CISALHANTE NO TORQUE

$$\tau = \frac{16 \cdot F_{\max} \cdot R}{\pi \cdot d^3}$$

R= Raio do eixo da máquina de torque (0,004 m).

F_{max}= Força máxima no torque em 45° (N).

d= Diâmetro do Fio (0,0003556 m)

$$\tau = \frac{16 \cdot F_{\max(N)} \cdot 0,004 \text{ (m)}}{\pi \cdot (0,0003556 \text{ (m)})^3}$$

$$\tau = F_{\max} \times \frac{16 \cdot 0,004}{3,1416 \cdot 0,0003556^3} \left(\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right)$$

$$\tau = F_{\max} \times \frac{16 \cdot 0,004}{3,1416 \cdot 0,0003556^3} \text{ (Pa)}$$

$$\tau = F_{\max} \times \frac{16 \cdot 0,004}{3,1416 \cdot 0,0003556^3} \times 10^{-6} \text{ MPa}$$

$$\tau = F_{\max} \times 453,05 \text{ MPa}$$

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 FLEXÃO

A seguir, serão apresentadas e discutidas separadamente as propriedades mecânicas dos fios e a influência na aplicação ortodôntica. Mostra-se nas figuras 29,30, 31, 32, 33 e 34 as curvas representativas obtidas nos ensaios de flexão dos diferentes grupos de fios. Pode-se observar que ocorreu diferença na forma das curvas tanto no carregamento como no descarregamento. De uma forma geral, observam-se três tipos de curva que se diferem principalmente no padrão de descarregamento: no primeiro padrão, e o mais comum, o descarregamento ocorre com a formação de um platô tendendo a um paralelismo com o eixo das abscissas e com tensões mais altas. O segundo padrão ocorre quando o platô de

descarregamento está inclinado em relação ao eixo das abscissas, e isso indica uma taxa de descarregamento maior, já que o fio recupera a forma mais rapidamente. No terceiro padrão, o descarregamento ocorre com um platô também paralelo a abscissa, mas dessa vez com tensões menores.

Uma movimentação ortodôntica fisiológica depende de fatores biológicos e mecânicos que podem agir individualmente ou sinergicamente. Alguns fatores mecânicos incluem magnitude da força aplicada, duração da força aplicada, direção da força aplicada, tipo de movimento aplicado e tipo de aparelho usado. Esses fatores mecânicos podem ser controlados até certo ponto pelo clínico ou pelo paciente ou ambos. Fatores biológicos, entretanto, não são controláveis. O clínico pode apenas atentar para os pacientes de risco. Tais fatores biológicos incluem fatores sistêmicos, sexo, idade, nutrição, trauma prévio e genética e etnia. (Weltman, Vig *et al.*, 2010; Bartley, Türk *et al.*, 2011; Paetyangkul, Turk *et al.*, 2011; Wu, Turk *et al.*, 2011).

Os fatores mecânicos estão relacionados ao tipo e propriedades dos fios. Com bases nas curvas dos ensaios, o clínico pode selecionar o fio mais adequado que seja capaz de aplicar uma determinada força no tratamento. A intensidade e a taxa de aplicação das forças no descarregamento são fatores mecânicos que influenciam na movimentação dentária fisiológica. Para cada tipo de fio haverá uma maior ou menor movimentação dentária, com maior ou menor efeito colateral (reabsorção radicular). O objetivo é determinar o melhor padrão de comportamento no ensaio mecânico para que os fabricantes ofereçam fios com melhores propriedades mecânicas e o ortodontista tenha resultados mais previsíveis na clínica.

Normalmente na literatura odontológica, consideram-se valores da força que devem ser aplicados no dente para a movimentação dentária (Chan e Darendeliler, 2005; Harris, Jones *et al.*, 2006; Barbagallo, Jones *et al.*, 2008; Bartley, Türk *et al.*, 2011; Paetyangkul, Turk *et al.*, 2011; Wu, Turk *et al.*, 2011; Weltman, Vig *et al.*, 2010). No presente trabalho foram determinadas as tensões aplicadas nos ensaios, isto porque, variando-se as dimensões dos fios e supondo que eles possuem o mesmo processamento termomecânico e propriedades mecânicas é possível determinar força aplicada e assim comparar com resultados de outros autores. Para

fins de exemplo, mostra-se na TAB. 4 a relação entre a força aplicada durante o ensaio e a tensão calculada.

TAB. 4. Equivalência entre os patamares de força (gf) e tensão (MPa) aplicados nos fios 0,014 pol em um vão de 10 mm. Valores obtidos na máquina de ensaios universal Emic DL 10000 acoplado ao Tesc software.

F (gf)	Tensão (MPa)
54	300
72	400
90	500
108	600
126	700

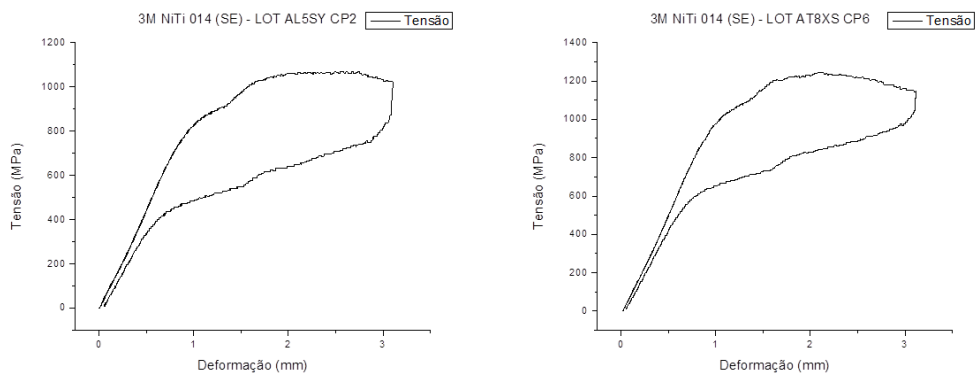


FIG. 29– Curvas representativas dos grupos ensaiados da 3M em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).

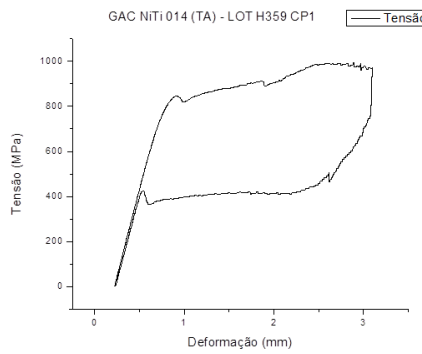
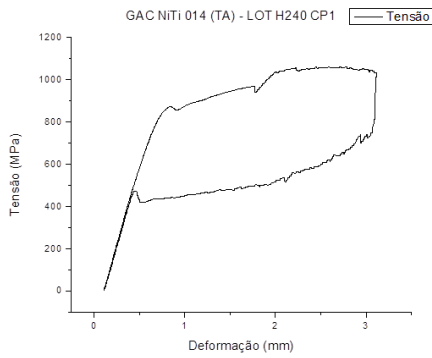
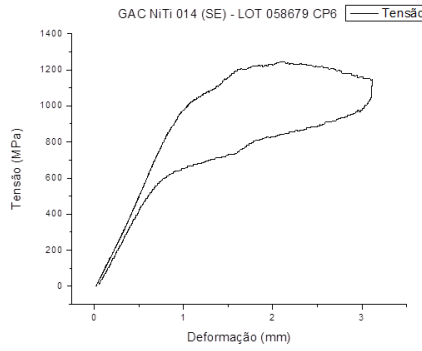
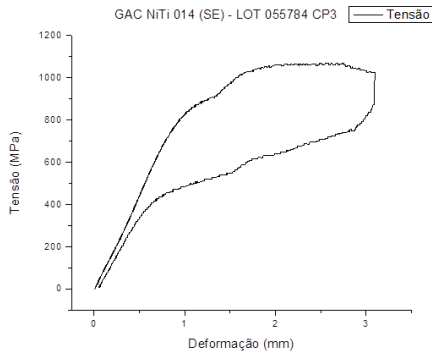


FIG. 30– Curvas representativas dos grupos ensaiados da GAC em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).

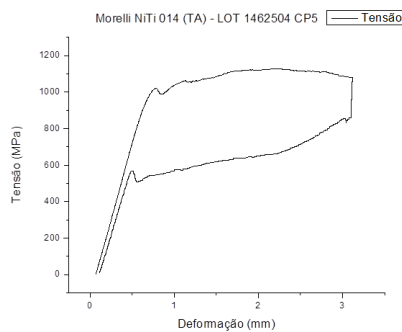
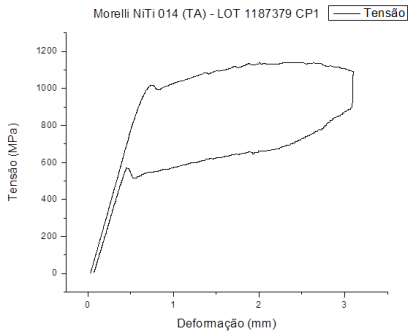
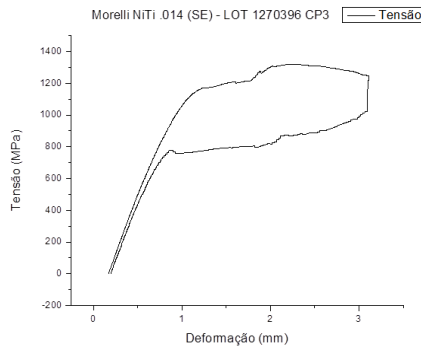
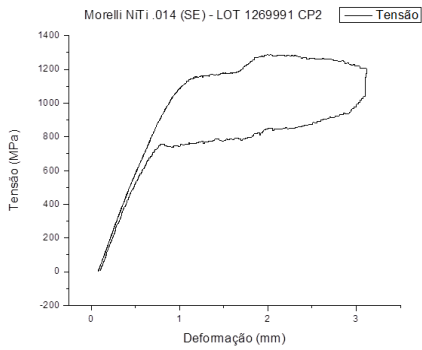


FIG. 31– Curvas representativas dos grupos ensaiados da Morelli em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).

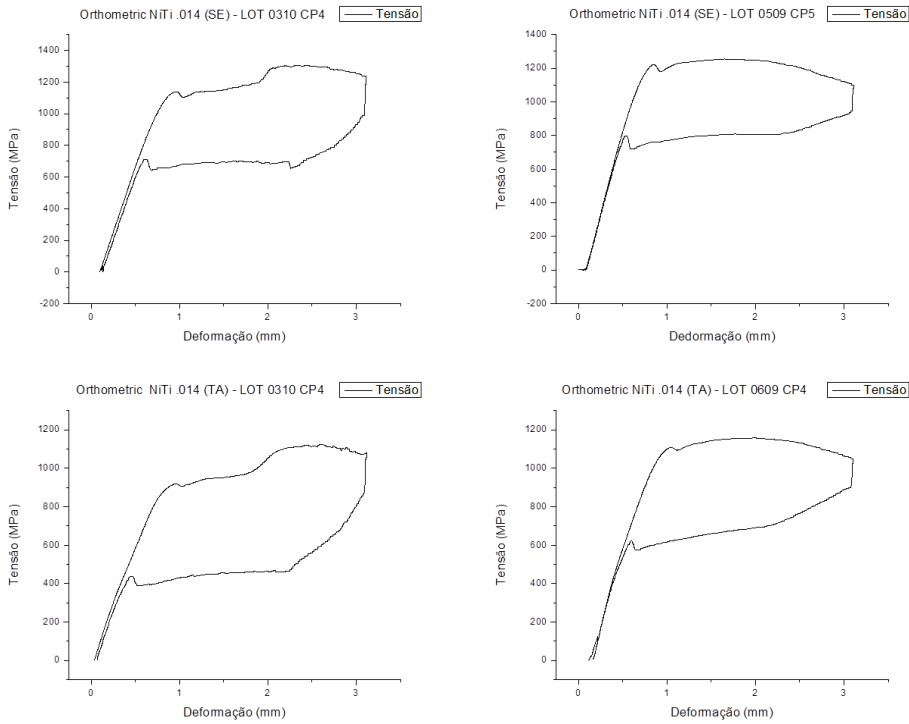


FIG. 32– Curvas representativas dos grupos ensaiados da Orthometric em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).

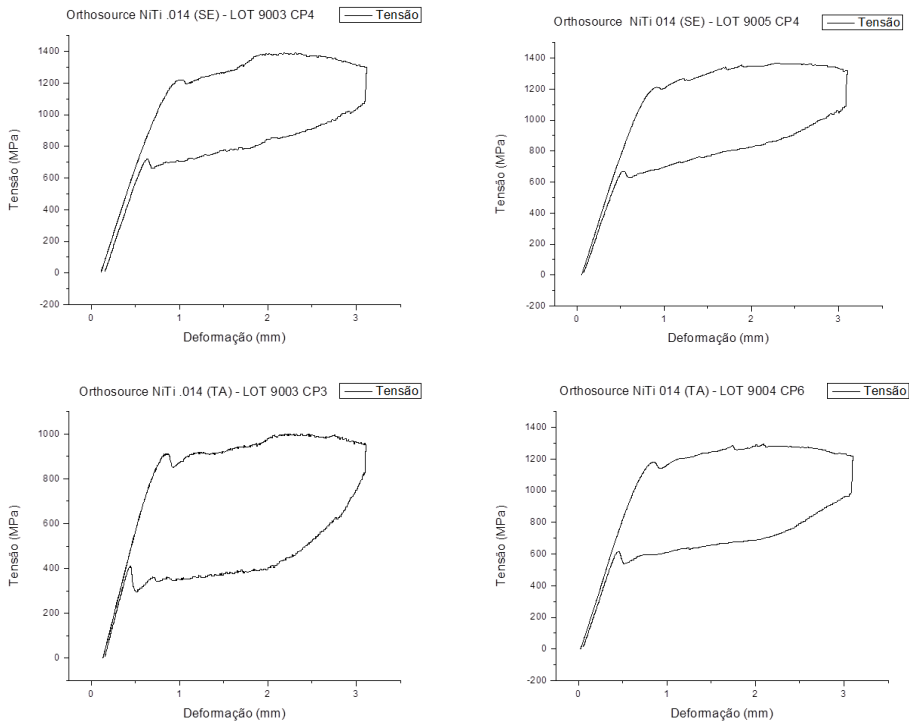


FIG. 33– Curvas representativas dos grupos ensaiados Orthosource em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).

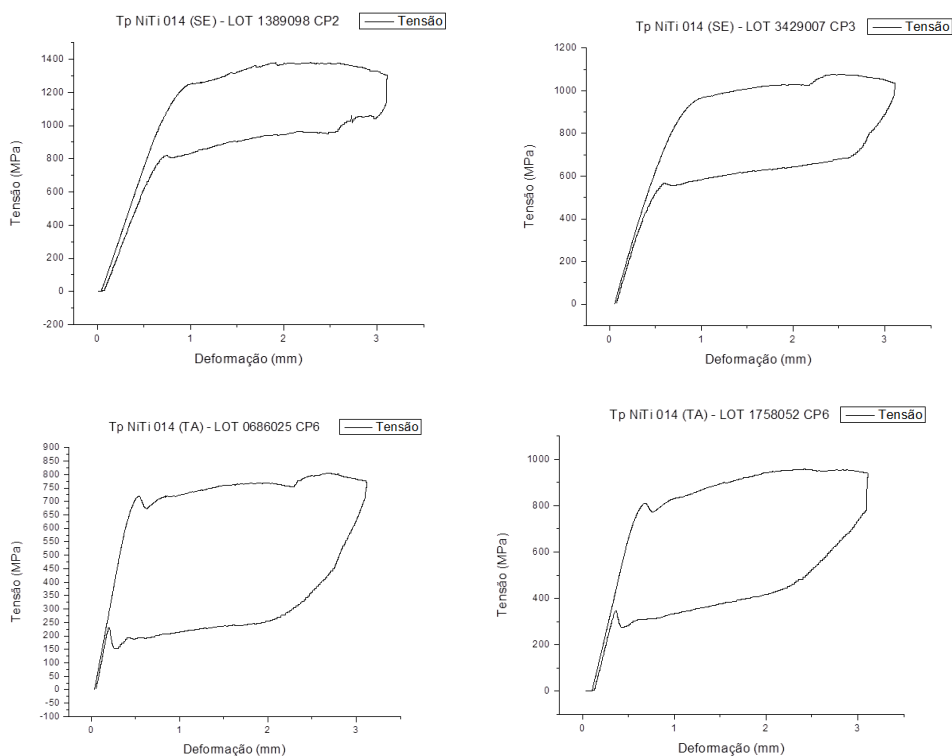


FIG. 34– Curvas representativas dos grupos ensaiados da TP em flexão três pontos. Cada fabricante ilustra uma curva para cada lote superelástico (SE) e/ou termoativado (TA).

4.2 TENSÃO MÉDIA NO PLATÔ DE DESCARREGAMENTO

Para discutir os resultados nos ensaios é necessário determinar uma faixa de tensão ideal para a movimentação dentária. Na revisão de literatura foi possível perceber uma tendência entre os autores mais atuais em considerar patamares mais baixos para a força ideal. A TAB. 4 faz a equivalência entre os patamares de tensão e os valores em gf obtidos na máquina de ensaios universal Emic DL 10000 acoplado ao Tesc software para os fios ensaiados. Se considerarmos 25 gf como força ideal nenhum dos fabricantes atingiu esse patamar no descarregamento. O fabricante TP (TA), que teve os menores patamares de tensão média no descarregamento, seus lotes atingiram valores de 300 e 400 MPa, o que equivaleria aproximadamente a 54 e 72 gf. Levando em consideração os trabalhos mais atuais sobre força ortodôntica ideal (Chan e Darendeliler, 2005; Harris, Jones *et al.*, 2006; Barbagallo, Jones *et al.*, 2008; Bartley, Türk *et al.*, 2011; Paetyangkul, Turk *et al.*, 2011; Wu, Turk *et al.*, 2011) esses patamares poderiam ser considerados forças

intemediárias. Observando a FIG. 35 / TAB. 7, nota-se que todos os fabricantes tiveram algum lote termoativado acima de 500 MPa (aprox. 90 gf) com excessão da TP que se manteve entre 300 e 400 MPa (54 e 72 gf) e a GAC que se manteve no patamar de 500 MPa (90 gf). A não homogeneidade entre os lotes termoativados das empresas TP e GAC mostrou-se estatisticamente significativa ($p < 0,05$), mas muito pequena em termos de força (TP=12 gf e GAC=10 gf).

Os patamares de força obtidos nos ensaios estão em concordância com outros trabalhos previamente publicados (Berger e Waram, 2007) (Lombardo, Marafioti *et al.*, 2011).

A empresa que teve maior homogeneidade entre seus lotes foi a Morelli. As maiores diferenças entre lotes no descarregamento foram nos fios superelásticos da TP (192 MPa ou 34 gf) e termoativados da Orthosource (168 Mpa ou 30 gf), merecendo atenção dos fabricantes.

Fica claro que o melhor padrão de curva é aquele onde existe uma tendência ao paralelismo e uma proximidade entre o platô de descarregamento e o eixo da abscissa. Isso indica uma menor taxa de descarregamento e leva a média das tensões no descarregamento para níveis mais baixos, o que é favorável para a movimentação dentária.

Ainda é difícil quantificar a proporcionalidade existente entre a tensão média no descarregamento e a taxa de movimentação dentária. Isso por que existe grande variedade na morfologia alveolar e radicular dos indivíduos e muitas lacunas na literatura quanto à remodelação óssea (Cattaneo, Dalstra *et al.*, 2009; Roberts, Huja *et al.*, 2004; Henneman, Von Den Hoff *et al.*, 2008; Melsen, 2001). A determinação da tensão necessária para movimentação dentária auxilia a definir até qual parte da recuperação da forma existiria tensão suficiente para a movimentação real do dente. Mesmo assim, os trabalhos que sinalizam as forças suaves como mais fisiológicas do que forças pesadas (Chan e Darendeliler, 2005; Harris, Jones *et al.*, 2006; Barbagallo, Jones *et al.*, 2008; Weltman, Vig *et al.*, 2010; Bartley, Türk *et al.*, 2011; Paetyangkul, Turk *et al.*, 2011; Wu, Turk *et al.*, 2011) levam a uma preferência de uso clínico dos fios termoativados devido as menores tensões geradas nos dentes.

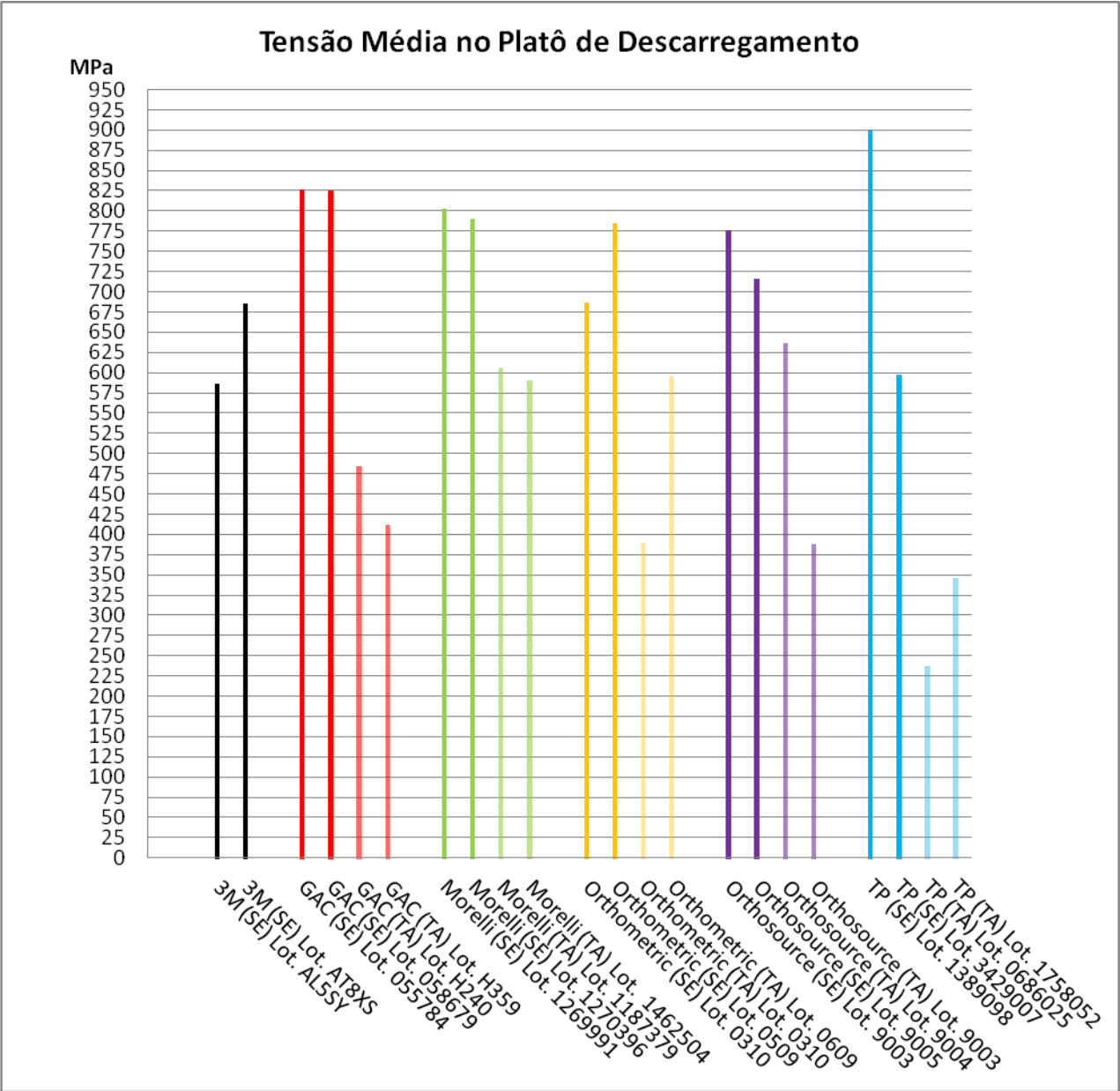


FIG. 35 – Tensão Média no platô de descarregamento para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).

TAB. 5 - Tensão Média no platô de descarregamento para os ensaios de flexão três pontos.

FABRICANTE	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO (MPa)	DESVIO PADRÃO
3M (SE) Lot. AL5SY	585,52	31,75
3M (SE) Lot. AT8XS	685,85	36,04
GAC (SE) Lot. 055784	826,62	21,25
GAC (SE) Lot. 058679	824,50	32,82
GAC (TA) Lot. H240	484,63	20,73
GAC (TA) Lot. H359	412,31	14,43
Morelli (SE) Lot. 1269991	803,02	20,39
Morelli (SE) Lot. 1270396	789,81	23,65
Morelli (TA) Lot. 1187379	606,33	11,93
Morelli (TA) Lot. 1462504	590,31	97,88
Orthometric (SE) Lot. 0310	686,37	12,53
Orthometric (SE) Lot. 0509	785,06	49,33
Orthometric (TA) Lot. 0310	388,74	42,16
Orthometric (TA) Lot. 0609	596,01	57,68
Orthosource (SE) Lot. 9003	775,65	20,22
Orthosource (SE) Lot. 9005	716,68	76,04
Orthosource (TA) Lot. 9004	637,13	20,86
Orthosource (TA) Lot. 9003	388,13	13,46
TP (SE) Lot. 1389098	900,37	18,46
TP (SE) Lot. 3429007	597,27	16,89
TP (TA) Lot. 0686025	237,35	3,92
TP (TA) Lot. 1758052	345,98	16,75

4.3 RESILIÊNCIA NO DESCARREGAMENTO

A resiliência é a energia armazenada pelo material durante a deformação elástica. As unidades de resiliência são o produto das unidades de cada um dos

eixos do gráfico tensão-deformação. Para unidades SI, essa unidade é Joules por metro cúbico (J/m^3 , que é equivalente a Pa) (William D. Callister, 2007).

A resiliência no descarregamento é energia que o fio ortodôntico transfere para o dente após ser fixado no bracket. Existe proporcionalidade entre o U_{rd} e a taxa de movimentação dentária. Os fabricantes de fios termoativados TP e GAC geraram o menor resiliência e menores tensões no descarregamento (FIG. 36 /TAB.6) (FIG. 35/TAB. 5).

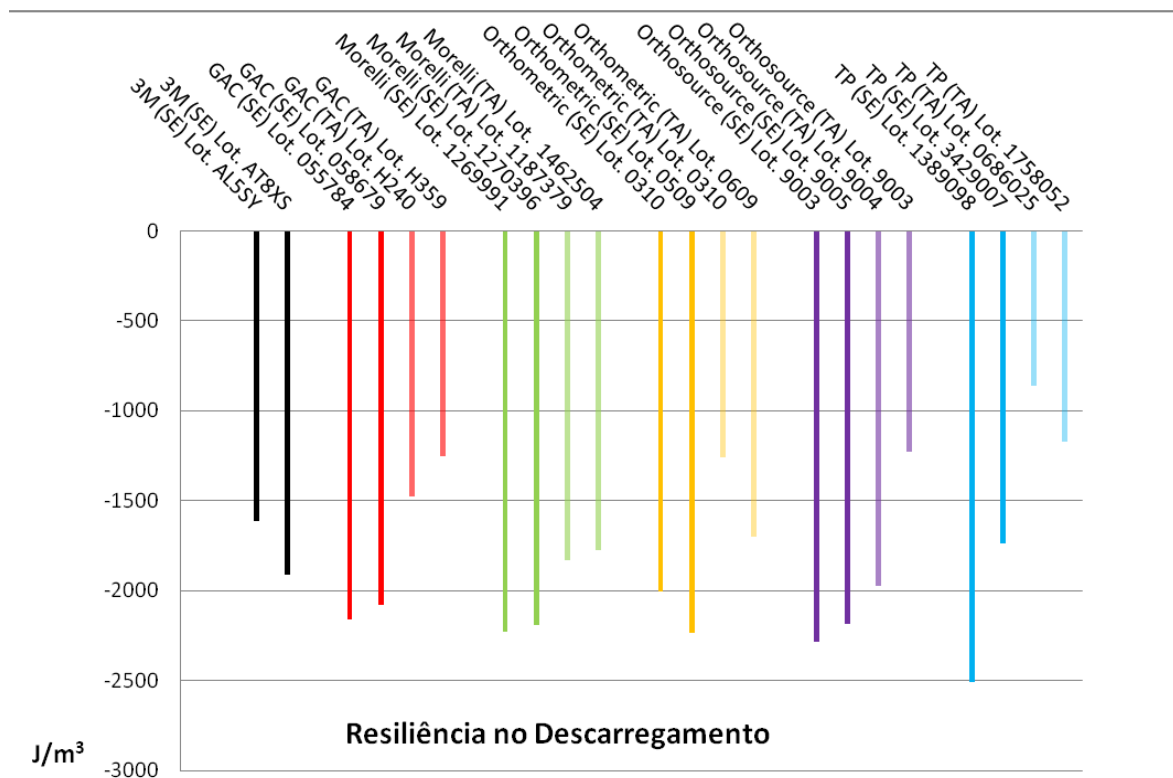


FIG. 36 – Resiliência no Descarregamento para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).

TAB. 6 - Resiliência no Descarregamento para os ensaios de flexão três pontos.

FABRICANTE	Resiliência no DESCARREGAMENTO (J/m ³)	DESVIO PADRÃO
3M (SE) Lot. AL5SY	-1604,84	141,55
3M (SE) Lot. AT8XS	-1906,20	120,36
GAC (SE) Lot. 055784	-2152,82	88,98
GAC (SE) Lot. 058679	-2073,51	82,92
GAC (TA) Lot. H240	-1472,71	73,70
GAC (TA) Lot. H359	-1247,57	53,62
Morelli (SE) Lot. 1269991	-2223,61	37,96
Morelli (SE) Lot. 1270396	-2182,77	59,09
Morelli (TA) Lot. 1187379	-1826,18	27,82
Morelli (TA) Lot. 1462504	-1770,66	247,22
Orthometric (SE) Lot. 0310	-2000,93	41,64
Orthometric (SE) Lot. 0509	-2230,58	108,48
Orthometric (TA) Lot. 0310	-1254,40	146,86
Orthometric (TA) Lot. 0609	-1693,74	139,52
Orthosource (SE) Lot. 9003	-2278,69	61,20
Orthosource (SE) Lot. 9005	-2179,03	182,91
Orthosource (TA) Lot. 9004	-1964,49	48,43
Orthosource (TA) Lot. 9003	-1223,38	51,18
TP (SE) Lot. 1389098	-2502,27	42,57
TP (SE) Lot. 3429007	-1733,57	52,53
TP (TA) Lot. 0686025	-852,53	12,00
TP (TA) Lot. 1758052	-1162,99	54,75

A resiliência no descarregamento manteve aproximadamente os mesmos padrões de variação que no carregamento quando se comparou lotes, fabricantes e tipo de fio (superelástico e termoativado). Por exemplo, resiliência baixa no carregamento foi acompanhado de resiliência baixa no descarregamento. O padrão seguido pelos fios termoativados que apresentam menor resiliência e menor tensão no descarregamento é devido ao tipo de tratamento termomecânico na sua

manufatura, o que traz consequências em suas propriedades mecânicas e melhor explicadas no item 4.1.4.

4.4 TENSÃO MÉDIA E RESILIÊNCIA NO PLATÔ DE CARREGAMENTO

Na aplicação clínica, a resiliência no carregamento equivale a energia necessária para amarrar o fio no aparelho ortodôntico. Sendo assim, o material que apresenta o melhor comportamento é aquele que gera menor dificuldade para o dentista deformar o fio e amarrar no “bracket”. Ou seja, um metal com baixo módulo de elasticidade.

Mostra-se na FIG. 37 e na TAB. 7 os valores da resiliência calculados durante o carregamento em flexão dos fios. O fabricante TP foi o que apresentou maior diferença entre os fios termoativados e superelásticos para σ_{mpc} e U_{rc} (σ_{mpc} : 577,07 MPa / U_{rc} : 1395,24 J/m³), seguido pela Orthosource (σ_{mpc} : 344,56 MPa / U_{rc} : 872,89 J/m³).

Os fios superelásticos da TP tiveram a maior diferença entre seus lotes superelásticos (U_{rc} : 816,08 J/m³ / σ_{mpc} : 302,78 MPa).

O fio do fabricante Orthosource foi o que teve a maior diferença entre lotes no tipo de fio termoativado (U_{rc} : 715,78 J/m³ / σ_{mpc} : 265,79 MPa), seguido pela TP e GAC.

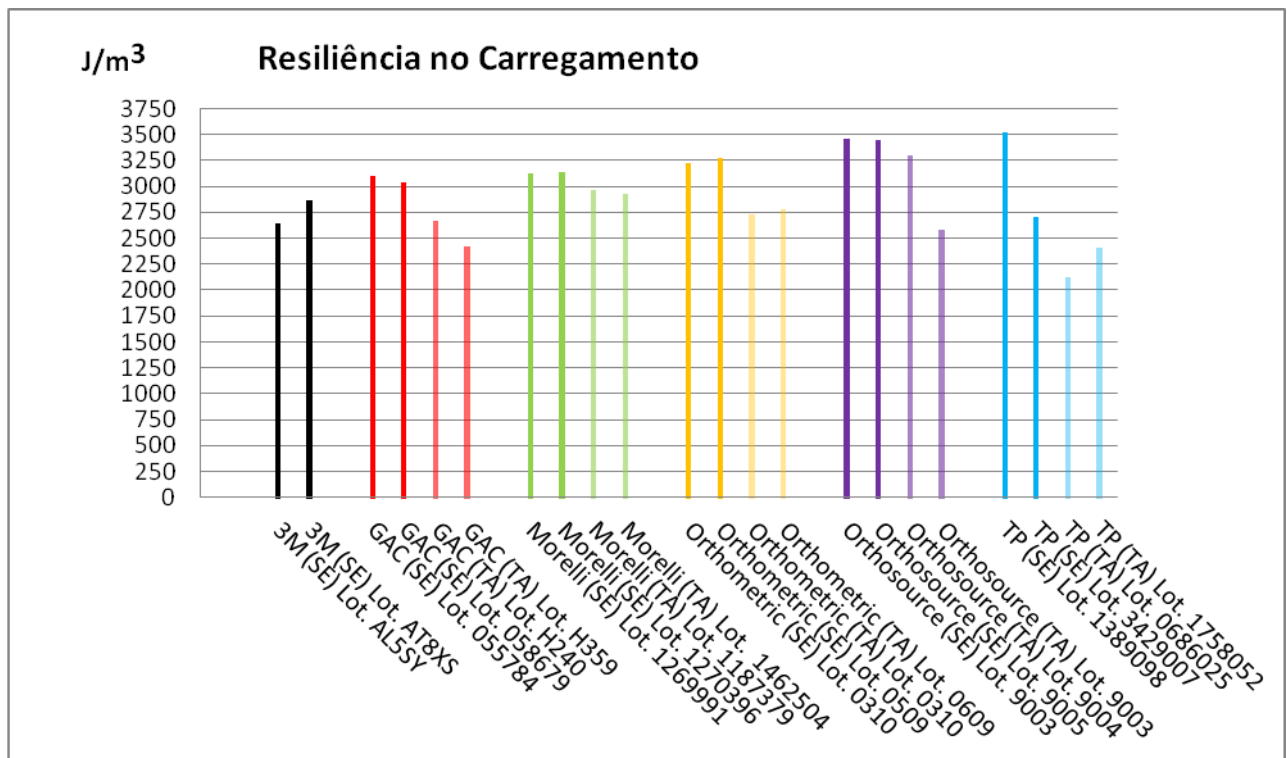


FIG. 37 – Resiliência no Carregamento no ensaio de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos de prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).

TAB. 7 - Resiliência no Carregamento no ensaio de flexão três pontos.

FABRICANTE	Resiliência no CARREGAMENTO (J/m ³)	DESVIO PADRÃO
3M (SE) Lot. AL5SY	2637,85	57,89
3M (SE) Lot. AT8XS	2861,25	67,24
GAC (SE) Lot. 055784	3102,55	127,98
GAC (SE) Lot. 058679	3040,77	95,03
GAC (TA) Lot. H240	2667,37	160,63
GAC (TA) Lot. H359	2415,81	109,28
Morelli (SE) Lot. 1269991	3123,05	54,33
Morelli (SE) Lot. 1270396	3141,87	56,67
Morelli (TA) Lot. 1187379	2969,82	24,66
Morelli (TA) Lot. 1462504	2924,13	157,20
Orthometric (SE) Lot. 0310	3219,94	125,23
Orthometric (SE) Lot. 0509	3277,48	161,39
Orthometric (TA) Lot. 0310	2723,58	101,94
Orthometric (TA) Lot. 0609	2773,07	117,35
Orthosource (SE) Lot. 9003	3458,53	91,78
Orthosource (SE) Lot. 9005	3447,21	136,62
Orthosource (TA) Lot. 9004	3301,42	94,83
Orthosource (TA) Lot. 9003	2585,64	61,10
TP (SE) Lot. 1389098	3521,80	49,16
TP (SE) Lot. 3429007	2705,71	63,69
TP (TA) Lot. 0686025	2126,56	22,99
TP (TA) Lot. 1758052	2413,51	62,69

Nos ensaios de flexão realizados, avaliou-se somente o comportamento superelástico do material devido a temperatura constante do ensaio. Sendo assim a resiliência no carregamento dos fios ensaiados representa uma energia maior do que a desprendida na clínica pelo dentista. Isso porque, na clínica, os fios apresentam-se em uma temperatura de trabalho menor até o momento em que é colocado na boca e alcance a temperatura do corpo de 36° C, o que aumenta sua resistência mecânica. Sendo assim, nos fios rotulados com termoativados a temperatura de transformação

(A_s) deve ser abaixo dos 36° C a ponto que permita algum tempo de trabalho para o dentista adaptar o fio na boca, mas não muito baixa a ponto que o fio austenitise na temperatura ambiente (25° C), tornando-se superelástico.

Quando comparamos a tensão média no carregamento e a resiliência no carregamento dos diferentes fabricantes e tipos de fio (FIG. 37 /TAB. 7) (FIG. 38 / TAB. 8), observa-se uma proporcionalidade. Isso ocorre porque as duas propriedades apresentam relação. Quanto mais alto o platô da curva de carregamento maior a área abaixo da curva (resiliência).

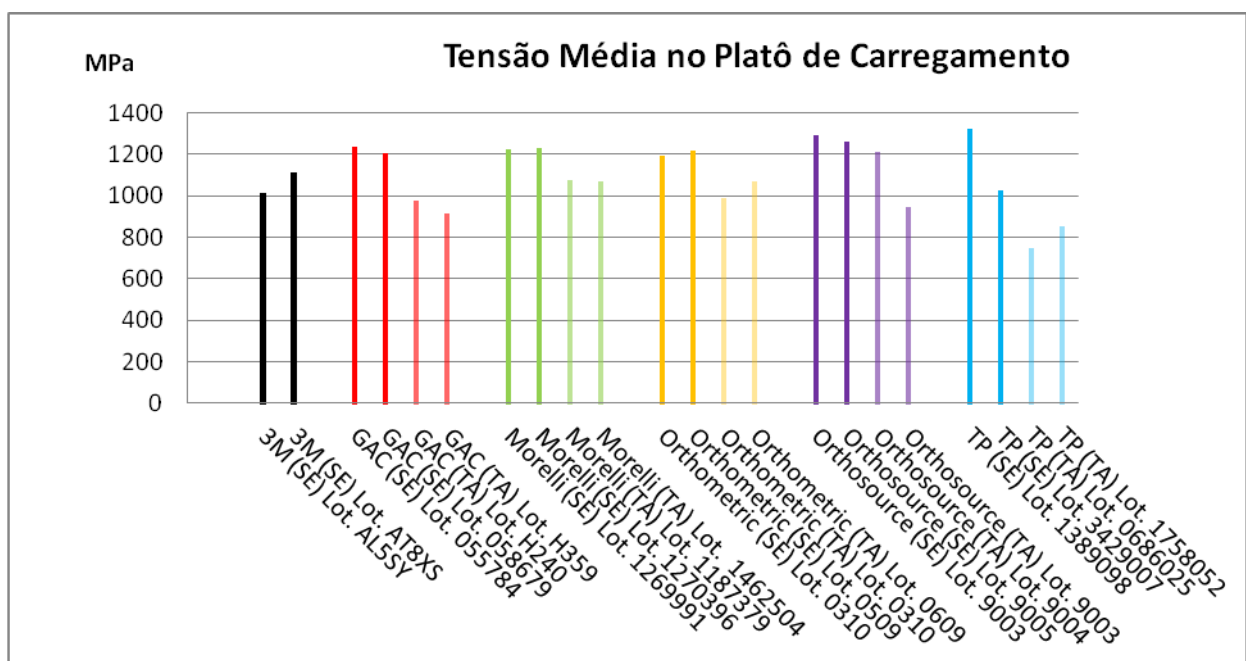


FIG. 38 – Tensão média no platô de carregamento. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).

TAB. 8 - Tensão média no platô de

FABRICANTE	Tensão Média no Platô de CARREGAMENTO (MPa)	DESVIO PADRÃO
3M (SE) Lot. AL5SY	1014,81	36,92
3M (SE) Lot. AT8XS	1114,60	33,66
GAC (SE) Lot. 055784	1233,77	30,44
GAC (SE) Lot. 058679	1202,95	29,16
GAC (TA) Lot. H240	978,65	40,17
GAC (TA) Lot. H359	915,52	22,87
Morelli (SE) Lot. 1269991	1221,32	8,99
Morelli (SE) Lot. 1270396	1228,76	23,15
Morelli (TA) Lot. 1187379	1077,98	12,23
Morelli (TA) Lot. 1462504	1066,57	70,77
Orthometric (SE) Lot. 0310	1189,56	28,11
Orthometric (SE) Lot. 0509	1216,42	48,46
Orthometric (TA) Lot. 0310	991,12	27,63
Orthometric (TA) Lot. 0609	1067,15	46,52
Orthosource (SE) Lot. 9003	1290,39	26,35
Orthosource (SE) Lot. 9005	1259,93	67,03
Orthosource (TA) Lot. 9004	1211,62	15,16
Orthosource (TA) Lot. 9003	945,83	18,52
TP (SE) Lot. 1389098	1325,49	24,54
TP (SE) Lot. 3429007	1022,71	15,00
TP (TA) Lot. 0686025	748,41	4,71
TP (TA) Lot. 1758052	850,56	20,55

carregamento.

4.5 ENERGIA DISSIPADA E HISTERESE

A energia dissipada (FIG. 40 / TAB. 10) e a histerese (FIG. 39/TAB. 9) são relevantes na aplicação ortodôntica, uma vez que, quanto maior a energia dissipada pelo sistema, maior a histerese e menor a tensão liberada pelo fio na recuperação de sua forma. Como se pode observar, a maior histerese e a energia dissipada são características comuns dos fios classificados como termoativados, isso por que nos

fios termoativados a temperatura de transformação (A_s) é deslocada para níveis mais altos pelo tratamento termomecânico. Isso faz com que na temperatura de trabalho a 37° C ele apresente menor percentual de austenita e conseqüentemente gere menores tensões no platô de carregamento e descarregamento.

As ligas com memória de forma apresentam alto grau de amortecimento. A origem desse comportamento é relacionada a transformação martensítica responsável pela dissipação interna da energia mecânica. (San Juan e Nó, 2003). Na aplicação ortodôntica, isso permite a utilização de fios com sessão transversal maior no início do tratamento, com aplicação especial para os fios de sessão retangular que produzem o movimento de “torque”. As propriedades do material permitem então que mesmo os fios de maior sessão não sobrecarreguem o dente na recuperação de forma.

Na FIG. 40 / TAB. 10 observa-se que existe maior energia dissipada nos fios termoativados do que nos superelásticos de todos os fabricantes, exceto na ORTHOMETRIC ($p=0,0015$). Essa diferença pode ser um indicativo que o tratamento termomecânico não foi insuficiente para deslocar a temperatura de transformação (A_s) para níveis mais altos no lote 0609 do fio termoativado, merecendo investigações futuras com Calorímetro Diferencial de Varredura (DSC) e assim ponderar a necessidade de diminuir os teores de Ni ou aumentar o tempo de tratamento termomecânico.

A energia dissipada se manteve no mesmo patamar quando se comparou lotes do mesmo fabricante com exceção da ORTHOMETRIC que apresentou uma maior variação entre seus lotes ($p=0,0002$) (FIG. 40 / TAB. 10).

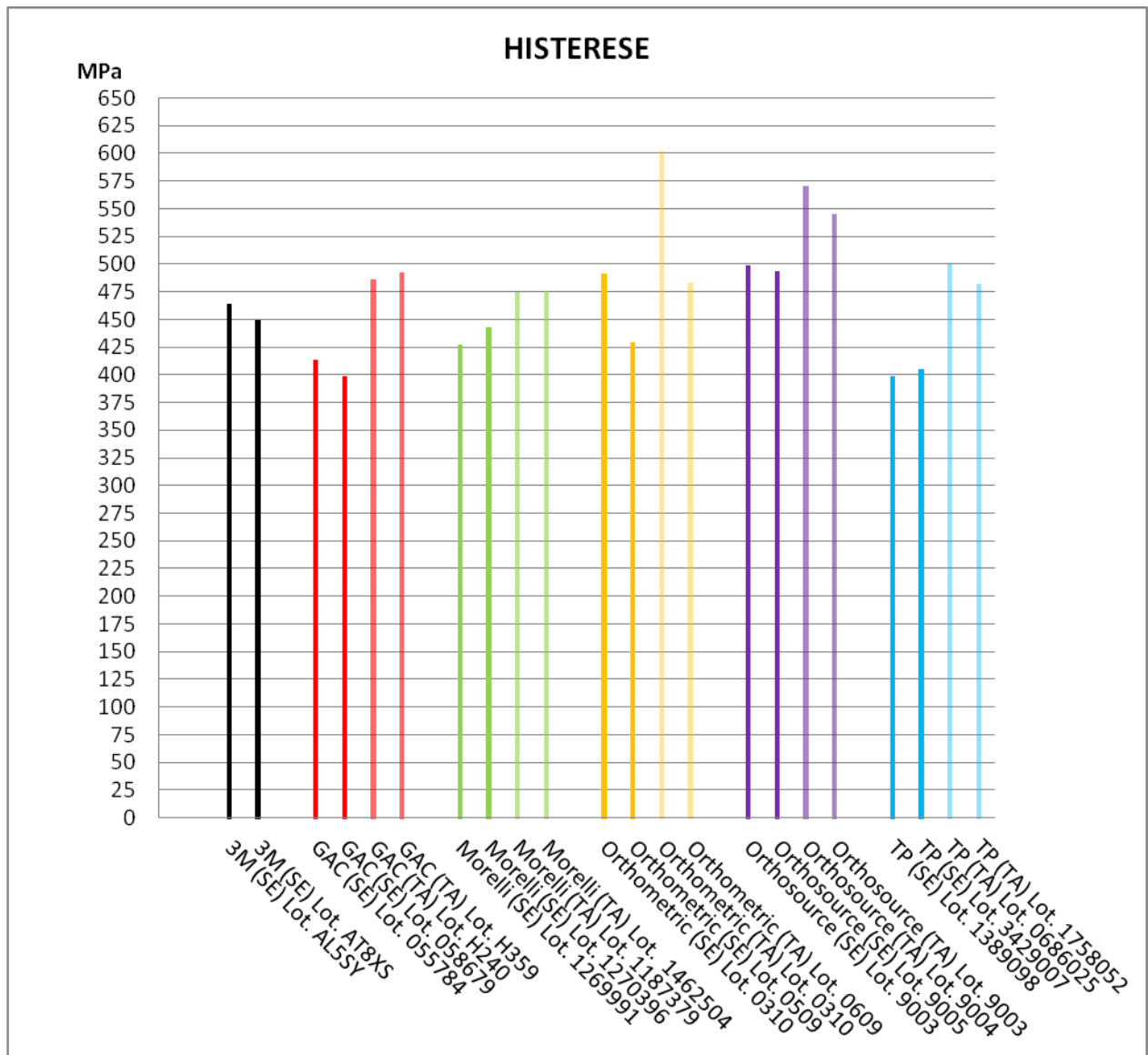


FIG. 39 – Histerese para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).

TAB. 9 - Histerese para os ensaios de flexão três pontos.

FABRICANTE	HISTERESE (MPa)	DESVIO PADRÃO
3M (SE) Lot. AL5SY	463,69	19,61
3M (SE) Lot. AT8XS	449,74	36,83
GAC (SE) Lot. 055784	413,42	26,18
GAC (SE) Lot. 058679	398,63	22,65
GAC (TA) Lot. H240	486,06	21,71
GAC (TA) Lot. H359	492,73	12,71
Morelli (SE) Lot. 1269991	426,78	17,45
Morelli (SE) Lot. 1270396	443,09	24,75
Morelli (TA) Lot. 1187379	474,23	17,36
Morelli (TA) Lot. 1462504	475,53	31,46
Orthometric (SE) Lot. 0310	491,91	34,11
Orthometric (SE) Lot. 0509	429,53	19,35
Orthometric (TA) Lot. 0310	601,80	59,43
Orthometric (TA) Lot. 0609	483,13	13,31
Orthosource (SE) Lot. 9003	498,78	32,73
Orthosource (SE) Lot. 9005	493,59	12,52
Orthosource (TA) Lot. 9004	570,42	33,67
Orthosource (TA) Lot. 9003	545,67	11,71
TP (SE) Lot. 1389098	399,17	49,93
TP (SE) Lot. 3429007	405,44	21,20
TP (TA) Lot. 0686025	501,38	4,93
TP (TA) Lot. 1758052	482,05	5,17

A histerese ocorre devido a transição de fases que acontece nas ligas com memória de forma, e é causada pelo atrito interno gerado pelo movimento da interface austenita-martensita e pela criação de defeitos estruturais dentro da estrutura da liga (Zhang, Zhao *et al.*, 1990). Os defeitos de especial interesse são a complexa rede de discordâncias gerada pela ciclagem através das regiões de transformação. Alta densidade dessa rede de discordâncias com características similares são produzidas pela ciclagem termomecânica e ciclagem térmica. A

histerese é o resultado de uma contribuição termodinâmica irreversível, na qual o atrito durante o movimento das interfaces martensita-austenita são de longe a mais importante contribuição (Otsuka e Wayman, 1998).

Otsuka relatou que entre os mecanismos que podem ser explorados para o desenvolvimento de materiais de alto amortecimento, um dos mais promissores é a transformação martensítica exibida por ligas com efeito memória de forma. (Otsuka e Wayman, 1998).

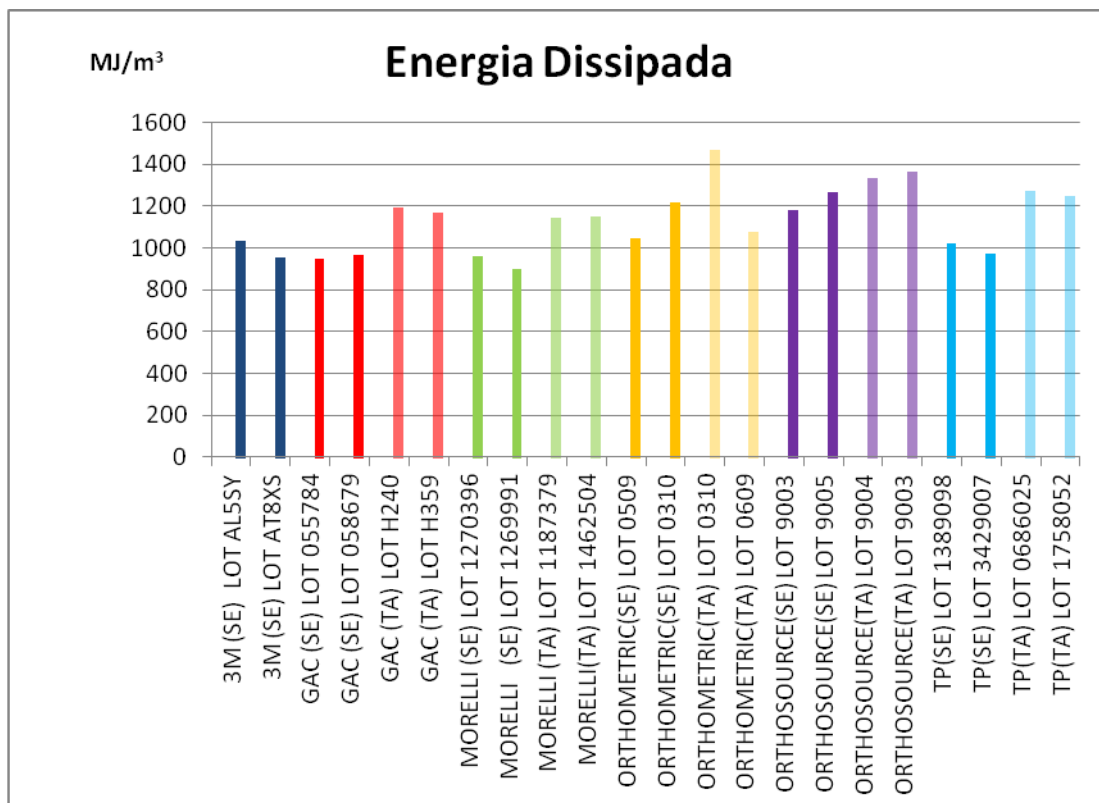


FIG. 40 – Energia dissipada para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).

TAB. 10 - Energia dissipada para os ensaios de flexão três pontos.

FABRICANTE	DEFORMAÇÃO RESIDUAL (J/m ³)	DESVIO PADRÃO
3M (SE) Lot. AL5SY	0,0441	0,008
3M (SE) Lot. AT8XS	0,0324	0,017
GAC (SE) Lot. 055784	0,1394	0,099
GAC (SE) Lot. 058679	0,1030	0,083
GAC (TA) Lot. H240	0,0511	0,078
GAC (TA) Lot. H359	0,0238	0,020
Morelli (SE) Lot. 1269991	0,0278	0,008
Morelli (SE) Lot. 1270396	0,0321	0,005
Morelli (TA) Lot. 1187379	0,0401	0,011
Morelli (TA) Lot. 1462504	0,0576	0,032
Orthometric (SE) Lot. 0310	0,0638	0,042
Orthometric (SE) Lot. 0509	0,0642	0,085
Orthometric (TA) Lot. 0310	0,0658	0,048
Orthometric (TA) Lot. 0609	0,1099	0,084
Orthosource (SE) Lot. 9003	0,0525	0,009
Orthosource (SE) Lot. 9005	0,0294	0,013
Orthosource (TA) Lot. 9004	0,0173	0,014
Orthosource (TA) Lot. 9003	0,0273	0,008
TP (SE) Lot. 1389098	0,0448	0,022
TP (SE) Lot. 3429007	0,0248	0,008
TP (TA) Lot. 0686025	0,0182	0,011
TP (TA) Lot. 1758052	0,0583	0,090

4.6 DEFORMAÇÃO RESIDUAL

A deformação residual (FIG. 41/TAB. 11) considerada no presente trabalho refere-se a deformação não recuperada pelo fio após o descarregamento na temperatura oral de 36° C.

Os fabricantes que tiveram maior deformação residual e conseqüentemente menor recuperação de forma nos ensaios de flexão foram os fios superelásticos da GAC (SE) no lote 055784 (aprox. 4,5% com desvio padrão 3,2%) e lote. 058679

(aprox. 3,3% com desvio padrão 2,7%) e os fios termoativados da ORTHOMETRIC Lot. 0609 (aprox. 3,5% com desvio padrão 2,7%). Os demais fios tiveram deformação residual menor que 2,2%.

Os fios ensaiados recuperaram boa parte de forma original e uma boa recuperação da deformação imposta no ensaio (superelasticidade) sugere um bom comportamento clínico do material.

As variações entre os lotes dos fabricantes GAC (SE), ORTHOMETRIC (TA) e TP (TA) não teve significância estatística.

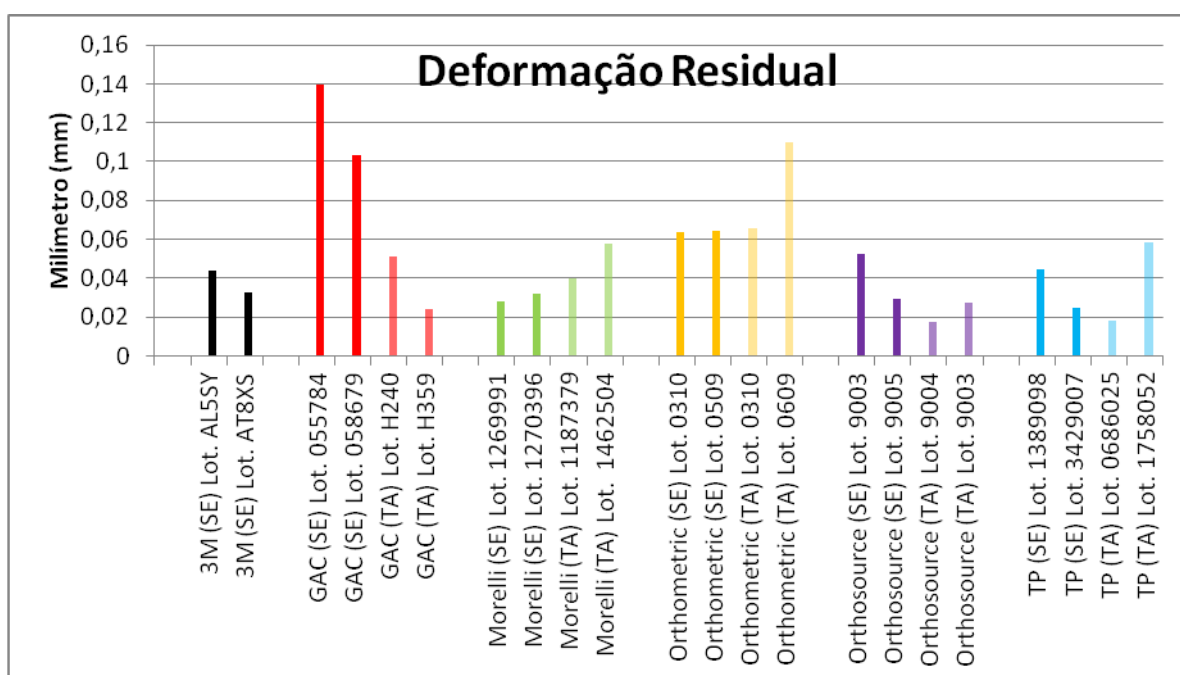


FIG. 41 – Deformação Residual para os ensaios de flexão três pontos. Cada cor representa um fabricante e a média do ensaio em seis corpos-de-prova com seus respectivos lotes e propriedades (SE ou TA).

TAB. 11 - Deformação Residual para os ensaios de flexão três

FABRICANTE	DEFORMAÇÃO RESIDUAL (mm)	DESVIO PADRÃO
3M (SE) Lot. AL5SY	0,0441	0,008
3M (SE) Lot. AT8XS	0,0324	0,017
GAC (SE) Lot. 055784	0,1394	0,099
GAC (SE) Lot. 058679	0,1030	0,083
GAC (TA) Lot. H240	0,0511	0,078
GAC (TA) Lot. H359	0,0238	0,020
Morelli (SE) Lot. 1269991	0,0278	0,008
Morelli (SE) Lot. 1270396	0,0321	0,005
Morelli (TA) Lot. 1187379	0,0401	0,011
Morelli (TA) Lot. 1462504	0,0576	0,032
Orthometric (SE) Lot. 0310	0,0638	0,042
Orthometric (SE) Lot. 0509	0,0642	0,085
Orthometric (TA) Lot. 0310	0,0658	0,048
Orthometric (TA) Lot. 0609	0,1099	0,084
Orthosource (SE) Lot. 9003	0,0525	0,009
Orthosource (SE) Lot. 9005	0,0294	0,013
Orthosource (TA) Lot. 9004	0,0173	0,014
Orthosource (TA) Lot. 9003	0,0273	0,008
TP (SE) Lot. 1389098	0,0448	0,022
TP (SE) Lot. 3429007	0,0248	0,008
TP (TA) Lot. 0686025	0,0182	0,011
TP (TA) Lot. 1758052	0,0583	0,090

pontos.

4.7 TORÇÃO

Para os ensaios de torção optou-se por usar somente os fios designados pelos fabricantes como superelásticos, já que os ensaios foram feitos na temperatura ambiente. Caso os fios designados como termoativados (martensíticos)

fossem usados, seu comportamento seria muito diferente do comportamento clínico, tornando difícil a interpretação dos resultados.

Mostra-se na FIG. 44 a forma característica das curvas obtidas nos ensaios de torção. Na FIG. 45 são mostradas as tensões cisalhantes máximas dos diferentes fios. Na FIG. 46 são mostrados os torques máximos para torcer os fios em 45 graus.

Mesmo com as características de ensaio aparentemente distantes do ideal para simular o comportamento do fio na clínica ortodôntica, algumas observações a respeito do material podem ser feitas para futuros trabalhos e até mesmo extrapoladas para o dia-a-dia clínico.

Com o ângulo de torção em 45° , o que corresponde à deformação de 3,1 mm nos gráficos (FIG. 44), obtiveram-se curvas no regime elástico do material e nenhum dos fios ensaiados apresentou limite de proporcionalidade aparente. Isso significa que não houve início da transformação martensítica induzida por tensão. Nota-se que mesmo tomando como referência 45° de torção (3,1mm), o carregamento continua até 5 mm onde também não se observa o limite de proporcionalidade das curvas (FIG. 44).

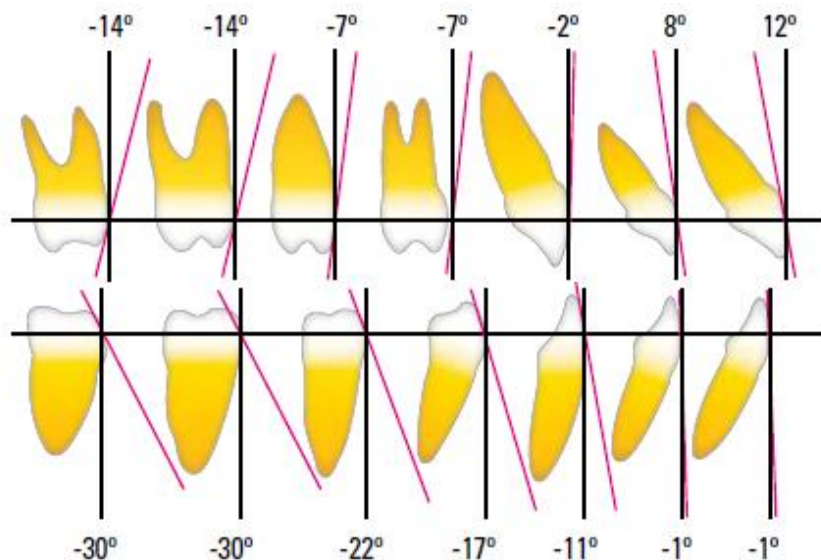


FIG. 42 - Ilustração referente a prescrição proposta por Roth (Brito Júnior e Ursi, 2006).

Na literatura odontológica as maiores prescrições de torque não ultrapassam 35° nos molares e 22° nos incisivos (FIG. 42) (Brito Júnior e Ursi, 2006). Sem levar

em consideração a folga do fio no slot que causa perdas no torque de aproximadamente 10 graus com fios 0,019"X0,025" em slots de 0,022" (Archambault, Lacoursiere *et al.*, 2010) (Harzer, Bourauel *et al.*, 2004) (Major, Carey *et al.*, 2011). Uma vez que o atrito interno entre as interfaces austenita-martensita durante a transformação é o responsável pela histerese do material (Zhang, Zhao *et al.*, 1990) (Otsuka e Wayman, 1998) é questionável se um fio ortodôntico retangular a base de Ni-Ti apresentará histerese mecânica e produzirá tensões menores no descarregamento para uso clínico.

A torção usual no fio durante o tratamento ortodôntico não parece gerar tensão suficiente para induzir a transformação martensítica. Deste modo, em termos de força gerada no descarregamento em torção, os fios de liga com memória de forma avaliados teriam um comportamento semelhante aos fios de aço.

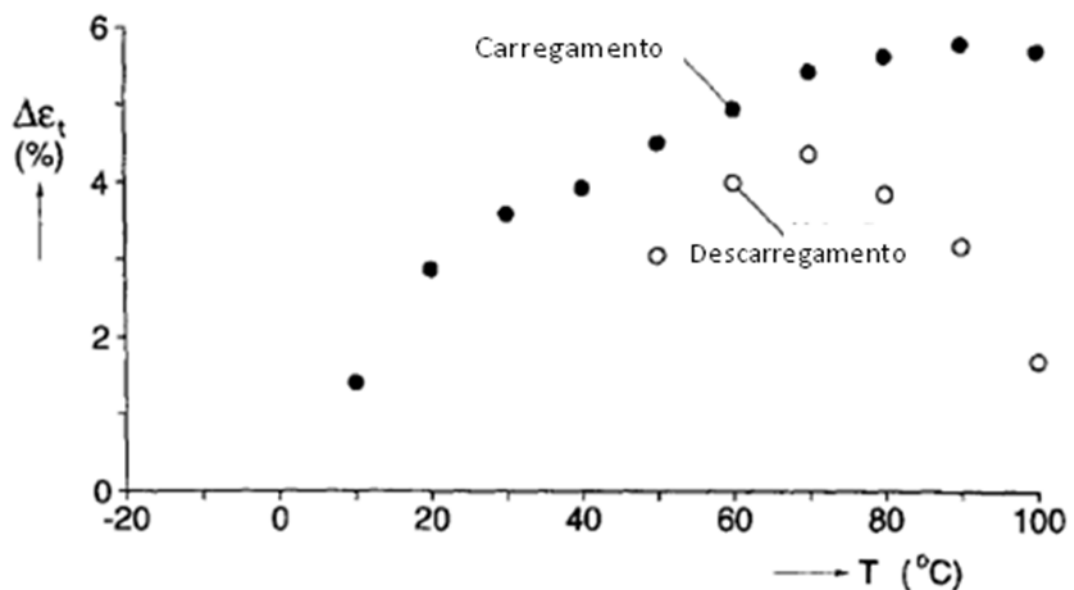


FIG. 43 – Gráfico da deformação de transformação em função da temperatura (Shaw e Kyriakides, 1995).

Como os ensaios foram feitos abaixo da temperatura de trabalho do material, a deformação de transformação vai ser menor do que seria em temperaturas mais altas (FIG. 43).

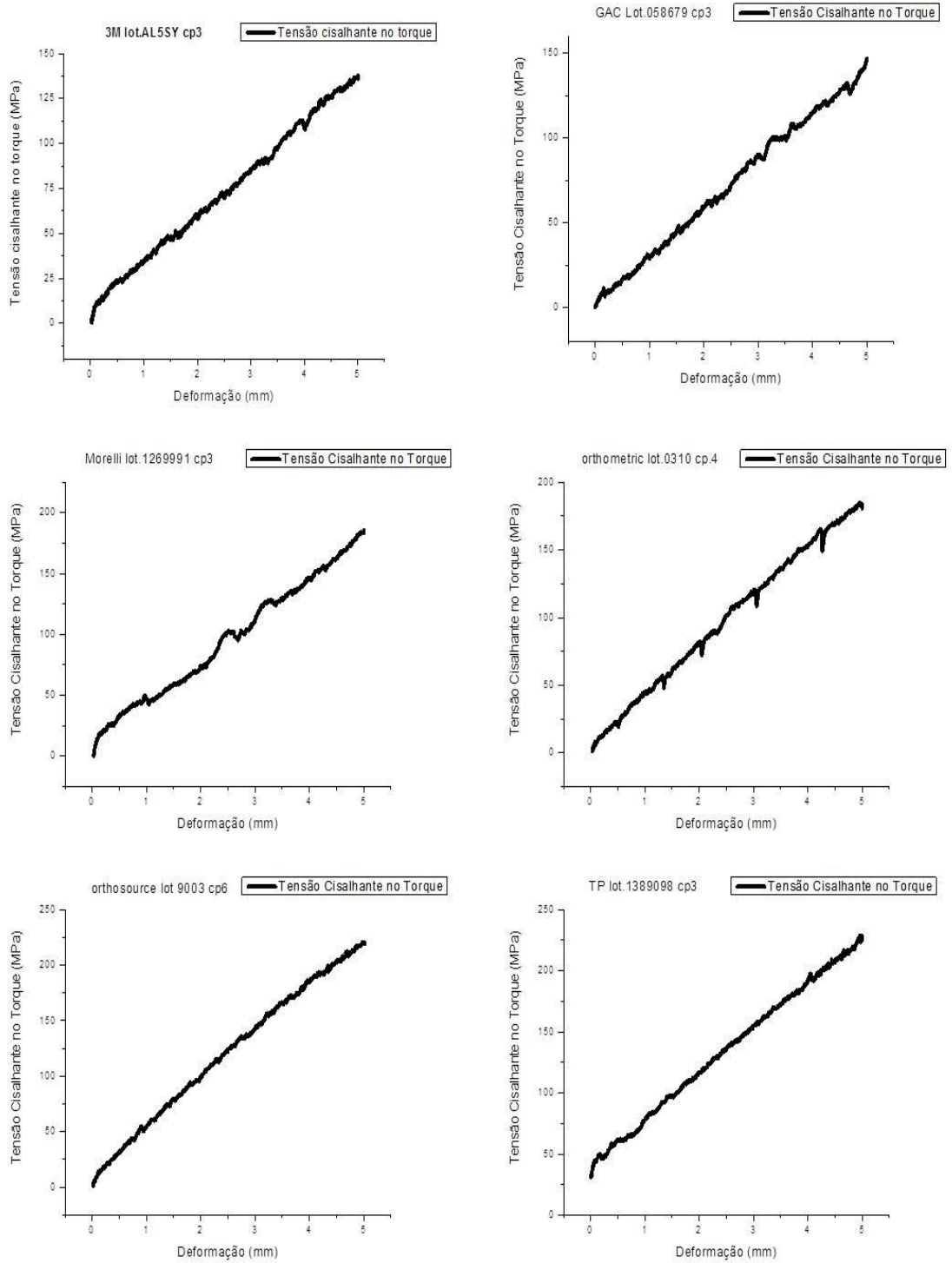


FIG. 44 - Curvas de torção dos fios de diferentes fabricantes.

Tensão Cisalhante no Torque (MPa)

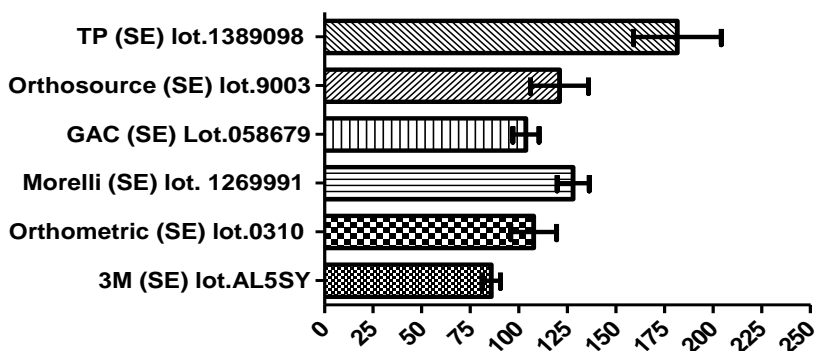


FIG. 45 – Tensão cisalhante no torque (MPa) em 45° de torção para os fios superelásticos.

Torque Máximo (N.cm)

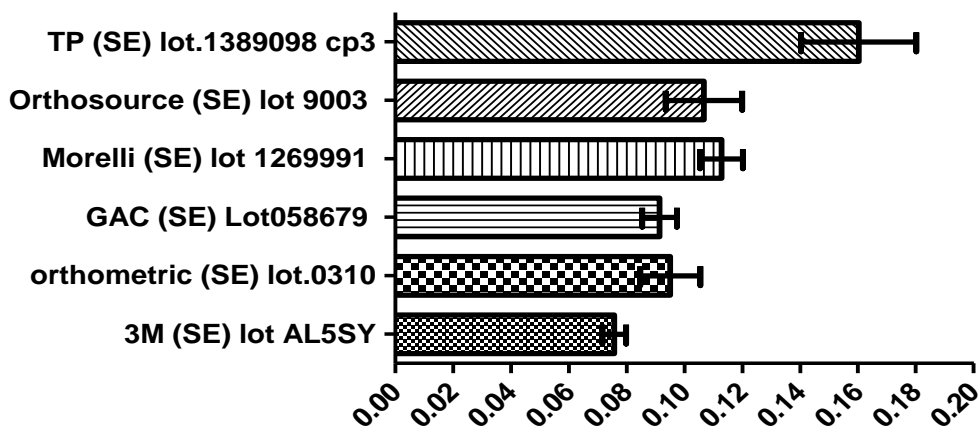


FIG. 46 – Torque máximo em torção de 45° para os fios superelásticos.

TAB. 12 - Na tabela foram calculados os torques (N.mm) para os ângulos de torção mais comuns na ortodontia.

FABRICANTE	TORQUE (N.mm)	TORQUE (N.mm)	TORQUE (N.mm)	TORQUE (N.mm)
	12 GRAUS	22 GRAUS	30 GRAUS	45 GRAUS
3M	0,20267	0,37156	0,50667	0,76
Orthometric	0,25333	0,46444	0,63333	0,95
GAC	0,24267	0,44489	0,60667	0,91
Morelli	0,29333	0,53778	0,73333	1,1
Orthosource	0,29333	0,53778	0,73333	1,1
TP	0,42667	0,78222	1,06667	1,6

Os trabalhos na área de ortodontia que estudam a torção em fios ortodônticos têm o hábito de usar fios com sessão retangular maior do que as usadas nos ensaios no presente trabalho (Huang, Keilig *et al.*, 2009; Moller, Klocke *et al.*, 2009; Archambault, Lacoursiere *et al.*, 2010; Archambault, Major *et al.*, 2010; Joch, Pichelmayer *et al.*, 2010; Partowi, Keilig *et al.*, 2010; Hirai, Nakajima *et al.*, 2011; Major, Carey *et al.*, 2011). Isso porque, para realizar o movimento de rotação ao redor do eixo do dente e levar a coroa para lingual ou bucal, o arco precisa encaixar no *slot* do *bracket* gerando um torque. Muitos fatores afetam a expressão do torque no dente para os fios de Ni-Ti: o aumento do ângulo de torque, o aumento da sessão do fio ou diminuição do *slot* do *bracket*, o tipo de ligadura do fio no *bracket*, o material do *bracket*, a temperatura do ensaio e até mesmo a precisão dimensional durante a manufatura do material (*bracket* e fio) (Huang, Keilig *et al.*, 2009; Moller, Klocke *et al.*, 2009; Archambault, Lacoursiere *et al.*, 2010; Archambault, Major *et al.*, 2010; Joch, Pichelmayer *et al.*, 2010; Partowi, Keilig *et al.*, 2010; Hirai, Nakajima *et al.*, 2011; Major, Carey *et al.*, 2011).

Na literatura revisada a faixa de valor para o torque de 20 graus de torção em fios de Ni-Ti 0.019 X 0,025 pol em *slot* 0,022 pol variaram amplamente entre 10 a 25 Nmm (Huang, Keilig *et al.*, 2009; Moller, Klocke *et al.*, 2009; Archambault, Lacoursiere *et al.*, 2010; Archambault, Major *et al.*, 2010; Joch, Pichelmayer *et al.*, 2010; Partowi, Keilig *et al.*, 2010; Hirai, Nakajima *et al.*, 2011; Major, Carey *et al.*, 2011). Sugere-se que para gerar forças de 130 gf no ápice radicular de uma raiz de 13 mm são necessários torques de 10 a 20 N.mm (Reitan, 1985; Burstone, 1994; Lee, 1995b; a; 1996; Ash e Nelson, 2003).

Nos ensaios realizados, os valores do torque foram bem menores (TAB. 12) do que os citados na literatura que usa fios com sessão retangular maior. Sendo assim, a comparação ou extrapolação para a clínica ortodôntica torna-se difícil. Os ensaios de torção mostraram que podem existir grandes variações das propriedades entre fabricantes de fios com a mesma dimensão e designação. A FIG. 46 mostra três patamares diferentes de força para um mesmo ângulo de torção. Os fios da 3M tiveram os menores torques registrados e a TP os maiores torques, uma diferença de 47% entre fabricantes. Os fabricantes Orthometric, GAC, Morelli e Orthosource se mantiveram em um patamar intermediário. Essa variação de propriedades mecânicas seria mais um fator que afeta a expressão de torque no dente e

colaboraria para explicar os diferentes valores de torque para o mesmo ângulo de torção em outros trabalhos que usam fios de Ni-Ti como referência.

5 CONCLUSÃO

- 1- . Todos os fabricantes tiveram maior histerese nos fios termoativados do que nos superelásticos exceto a Orthometric no lote 0609. Isso acarretou também em uma diferença de 19% entre seus lotes termoativados (t test $p=0,0002$).
- 2- Quanto a deformação residual, todos os fabricantes tiveram boa recuperação de forma e não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos.
- 3- Se considerarmos 25 gf como ideal para ser aplicada no tratamento ortodôntico, nenhum dos fabricantes atingiu esse patamar no descarregamento. Para o alinhamento e nivelamento dentário os fios termoativados apresentaram níveis de força mais próximo do ideal.
- 4- Os fios superelásticos das empresas TP e Orthosource apresentaram diferença no descarregamento de 192 MPa (34 gf) e 168 MPa (30 gf) entre seus lotes respectivamente, isso merece alguma atenção de seus fabricantes para composição química e tempo de tratamento termomecânico.
- 5- Os fabricantes Orthometric termoativados lot. 0609 e Orthosource termoativado lot. 9004 geraram tensões no descarregamento muito semelhantes as dos fios designados como superelásticos.
- 6- Os fios da TP tiveram a diferença de 23% na resiliência no carregamento entre seus lotes superelásticos, merecendo atenção dos fabricantes.
- 7- Os fios da orthosource tiveram a diferença de 21% na resiliência no carregamento entre seus lotes termoativados, merecendo atenção dos fabricantes
- 8- A empresa que teve maior homogeneidade entre seus lotes foi a Morelli.
- 9- Observaram-se três patamares de torque para um mesmo ângulo de torção para seis fabricantes diferentes. Os fios da 3M tiveram os menores torques registrados e a TP os maiores torques, uma diferença de 47% entre fabricantes.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1. Novos trabalhos devem ser feitos em busca de uma padronização nas propriedades mecânicas dos fios ortodônticos de Ni-Ti.
2. Novos ensaios de flexão devem ser conduzidos com o carregamento na temperatura ambiente (25°C) e o descarregamento na temperatura do corpo (36°C) para simular melhor as condições clínicas e analisar a propriedade de memória de forma do material.
3. Novos ensaios de torção devem ser conduzidos com fios retangulares para confirmar os achados nos fios redondos.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AL-HAIDARY, J. T.; AL-KHATIAB, S. **Manufacturing and characterization of dental shape memory alloy**. Materials Science and Engineering: A, v. 419, n. 1-2, p. 45-49, 2006. ISSN 0921-5093. ANDREASEN, G. F.; BARRETT, R. D. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. Am J Orthod, v. 63, n. 5, p. 462-70, May 1973.
- ANDREASEN, G. F.; BRADY, P. R. **A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics**. Angle Orthod, v. 42, n. 2, p. 172-7, Apr 1972.
- ANDREASEN, G. F.; HILLEMANN, T. B. **An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics**. J Am Dent Assoc, v. 82, n. 6, p. 1373-5, Jun 1971.
- ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. **Laboratory and clinical analyses of nitinol wire**. Am J Orthod, v. 73, n. 2, p. 142-51, Feb 1978.
- ARCHAMBAULT, A. et al. **Torque expression in stainless steel orthodontic brackets**. A systematic review. Angle Orthod, v. 80, n. 1, p. 201-10, Jan 2010.
- _____. **A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets**. Angle Orthod, v. 80, n. 5, p. 884-9, Sep 2010.
- ASH, M. M.; NELSON, S. J. **Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion**. 8th. Philadelphia: Saunders, 2003.
- ASM, H. **Properties and Selections Nonferrous Alloy and Special Purpose Materials**. In: (Ed.). ASM Handbook 5, v.2, 1998. p.897-901.
- BARBAGALLO, L. J. et al. **Physical properties of root cementum: Part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 133, n. 2, p. 218-27, Feb 2008.
- BARRAS, C. D.; MYERS, K. A. **Nitinol - its use in vascular surgery and other applications**. Eur J Vasc Endovasc Surg, v. 19, n. 6, p. 564-9, Jun 2000.
- BARTLEY, N. et al. **Physical properties of root cementum: Part 17. Root resorption after the application of 2.5° and 15° of buccal root torque for 4 weeks: A microcomputed tomography study**. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, v. 139, n. 4, p. e353-e360, 2011.

- BARTZELA, T. N.; SENN, C.; WICHELHAUS, A. **Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires.** Angle Orthod, v. 77, n. 6, p. 991-8, Nov 2007.
- BERGER, J.; WARAM, T. **Force levels of nickel titanium initial archwires.** J Clin Orthod, v. 41, n. 5, p. 286-92, May 2007.
- BERZINS, D. W.; ROBERTS, H. W. **Phase transformation changes in thermocycled nickel-titanium orthodontic wires.** Dental Materials, v. 26, n. 7, p. 666-674, 2010.
- BRADLEY, T. G.; BRANTLEY, W. A.; CULBERTSON, B. M. **Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 109, n. 6, p. 589-97, Jun 1996.
- BRANTLEY, W. A.; ELIADES, T., Eds. **Orthodontic materials. Scientific and clinical aspects.** New York: Thieme, p.77–103ed. 2001.
- BRANTLEY, W. A.; IIJIMA, M.; GRENTZER, T. H. **Temperature-modulated DSC study of phase transformations in nickel-titanium orthodontic wires.** Thermochemica Acta, v. 392-393, p. 329-337, 2002.
- _____. **Temperature-modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations.** American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, v. 124, n. 4, p. 387-394, 2003.
- BRITO JÚNIOR, V. D. S.; URSI, W. J. D. S. **O aparelho pré-ajustado: sua evolução e suas prescrições.** Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, v. 11, p. 104-156, 2006.
- BRUDVIK, P.; RYGH, P. **The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament.** Eur J Orthod, v. 15, n. 4, p. 249-63, Aug 1993.
- _____. **Root resorption beneath the main hyalinized zone.** Eur J Orthod, v. 16, n. 4, p. 249-63, Aug 1994.
- BURSTONE, C. **Application of bioengineering to clinical orthodontics.** In: GRABER, T. (Ed.). Orthodontics: current principles and techniques. St Louis: Mosby, 1985. p.193-227.
- _____. **Application of bioengineering to clinical orthodontics.** In: GRABER, T. (Ed.). Orthodontics: current principles and techniques. St Louis: Mosby, 1994. p.193-227.
- CARROLL, M. S., C. EGGELER, G. Scripta Mater. 2004.
- CATTANEO, P. M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. **Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element.** Orthod Craniofac Res, v. 12, n. 2, p. 120-8, May 2009.

- CHAN, E.; DARENDELILER, M. A. **Physical properties of root cementum: Part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 127, n. 2, p. 186-95, Feb 2005.
- CHAN, E. K.; DARENDELILER, M. A. **Exploring the third dimension in root resorption.** Orthod Craniofac Res, v. 7, n. 2, p. 64-70, May 2004.
- CHROBAK, D. S. O. Z., D. MORAWIEC, H. Scripta Mater. 2003.
- FRICK, C. P. et al. **Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys.** Materials Science and Engineering: A, v. 405, n. 1-2, p. 34-49, 2005.
- GIL, F. J.; PLANELL, J. A. **Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications.** J Biomed Mater Res, v. 48, n. 5, p. 682-8, 1999.
- HARRIS, D. A.; JONES, A. S.; DARENDELILER, M. A. **Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 130, n. 5, p. 639-47, Nov 2006.
- HARRY, M. R.; SIMS, M. R. **Root resorption in bicuspid intrusion. A scanning electron microscope study.** Angle Orthod, v. 52, n. 3, p. 235-58, Jul 1982.
- HARZER, W.; BOURAUUEL, C.; GMYREK, H. **Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot.** Eur J Orthod, v. 26, n. 4, p. 435-41, Aug 2004.
- HENNEMAN, S.; VON DEN HOFF, J. W.; MALTHA, J. C. **Mechanobiology of tooth movement.** Eur J Orthod, v. 30, n. 3, p. 299-306, Jun 2008.
- HIRAI, M. et al. **Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations.** Eur J Orthod, May 13 2011.
- HORIKAWA, H. et al. MRS Int Mtg Adv Mater: 9-195 p. 1989.
- HUANG, Y. et al. **Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 136, n. 5, p. 638-43, Nov 2009.
- JANSON, G. R. et al. **A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with 3 different fixed appliance techniques.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 118, n. 3, p. 262-73, Sep 2000.
- JOCH, A.; PICHELMAYER, M.; WEILAND, F. **Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance.** J Orthod, v. 37, n. 4, p. 241-9, Dec 2010.

- KING, G. J.; FISCHLSCHWEIGER, W. **The effect of force magnitude on extractable bone resorptive activity and cemental cratering in orthodontic tooth movement.** J Dent Res, v. 61, n. 6, p. 775-9, Jun 1982.
- KUSY, R. P. **A review of contemporary archwires: their properties and characteristics.** Angle Orthod, v. 67, n. 3, p. 197-207, 1997.
- LEE, B. W. **The force requirements for tooth movement, Part I: Tipping and bodily movement.** Aust Orthod J, v. 13, n. 4, p. 238-48, Mar 1995a.
- _____. **The force requirements for tooth movement. Part II: Uprighting and root torque.** Aust Orthod J, v. 14, n. 1, p. 34-9, Oct 1995b.
- _____. **The force requirements for tooth movement. Part III: The pressure hypothesis tested.** Aust Orthod J, v. 14, n. 2, p. 93-7, Mar 1996.
- LIU, Y. Y., H. VOIGT, A. Mater. Sci. Eng. 2003.
- LOMBARDO, L. et al. **Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires.** Angle Orthod, Sep 13 2011.
- MAJOR, T. W. et al. **Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 139, n. 1, p. e31-44, Jan 2011.
- MELSEN, B. **Tissue reaction to orthodontic tooth movement--a new paradigm.** Eur J Orthod, v. 23, n. 6, p. 671-81, Dec 2001.
- MIURA, F. et al. **The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 90, n. 1, p. 1-10, Jul 1986.
- >.
- MIYAZAKI, S.; IGO, Y.; OTSUKA, K. **Effect of thermal cycling on the transformation temperatures of Ti--Ni alloys.** Acta Metallurgica, v. 34, n. 10, p. 2045-2051, 1986.
- MOLLER, M. et al. **Torque stability of plastic brackets following multiple loading and artificial material aging--an in-vitro comparison.** J Orofac Orthop, v. 70, n. 5, p. 385-95, Sep 2009.
- MULLINS, W. S.; BAGBY, M. D.; NORMAN, T. L. **Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires.** Dent Mater, v. 12, n. 5, p. 308-14, Sep 1996.
- OLTJEN, J. M. et al. **Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires.** Angle Orthod, v. 67, n. 3, p. 209-18, 1997.
- OTSUKA, K.; REN, X. **Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys.** Progress in Materials Science, v. 50, n. 5, p. 511-678, 2005.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C. M., Eds. **Shape Memory Material**: Cabridge University Press, v.1ed. 1998.

PAETYANGKUL, A. et al. **Physical properties of root cementum: Part 16. Comparisons of root resorption and resorption craters after the application of light and heavy continuous and controlled orthodontic forces for 4, 8, and 12 weeks**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 139, n. 3, p. e279-84, Mar 2011.

PARTOWI, S. et al. **Experimental analysis of torque characteristics of orthodontic wires**. J Orofac Orthop, v. 71, n. 5, p. 362-72, Sep 2010.

PELTON, A. R.; DICELLO, J.; MIYAZAKI, S. **Optimization of Processing and Properties of Medical-Grade Nitinol Wire**. We Are Nitinol, v. 9, n. 2, p. 107-118, 2000.

REITAN, K. Initial tissue behavior during apical root resorption. Angle Orthod, v. 44, n. 1, p. 68-82, Jan 1974.

_____. **Biomechanical principles and reactions**. In: GRABER, T. e SWAIN, B. (Ed.). Orthodontics: current principles and techniques. St Louis: Mosby, 1985. p.101-92.

RESNINA, N.; BELYAEV, S. **Multi-stage martensitic transformations induced by repeated thermal cycling of equiatomic TiNi alloy**. Journal of Alloys and Compounds, v. 486, n. 1-2, p. 304-308, 2009.

RICKETTS, R. M. **Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs**. Part I. Am J Orthod, v. 70, n. 3, p. 241-68, Sep 1976a.

_____. **Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs**. Part II. Am J Orthod, v. 70, n. 4, p. 359-97, Oct 1976b.

ROBERTS, W. E.; HUJA, S.; ROBERTS, J. A. **Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives**. Seminars in Orthodontics, v. 10, n. 2, p. 123-161, 2004.

RYGH, P. **Orthodontic root resorption studied by electron microscopy**. Angle Orthod, v. 47, n. 1, p. 1-16, Jan 1977.

SACHDEVA., R. C. L.; MIYAZAKI., S.; FARZIN-NIA, F. **United States patent #5,044,947**. September 3, 1991.

SAN JUAN, J.; NÓ, M. L. **Damping behavior during martensitic transformation in shape memory alloys**. Journal of Alloys and Compounds, v. 355, n. 1-2, p. 65-71, 2003.

SEGNER, D.; IBE, D. **Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment**. Eur J Orthod, v. 17, n. 5, p. 395-402, Oct 1995.

- SEYYED AGHAMIRI, S. M.; AHMADABADI, M. N.; RAYGAN, S. **Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires.** J Mech Behav Biomed Mater, v. 4, n. 3, p. 298-302, Apr 2011.
- SHAHMIR, H.; NILI-AHMADABADI, M.; NAGHDI, F. **Superelastic behavior of aged and thermomechanical treated NiTi alloy at $A_f + 10$ °C.** Materials & Design, v. 32, n. 1, p. 365-370, 2011.
- SHAW, J. A.; KYRIAKIDES, S. **Thermomechanical aspects of NiTi.** Journal of the Mechanics and Physics of Solids, v. 43, n. 8, p. 1243-1281, 1995.
- STROZ, D. et al. **Effect of thermal cycling on as-quenched and aged nickel-rich Ni-Ti alloy.** Journal of Materials Science, v. 26, n. 7, p. 1741-1748, 1991.
- THOMAS W. DUERIG, K. N. M., D. STÖCKEL, C. M. WAYMAN ENGINEERING **ASPECTS OF SHAPE MEMORY ALLOYS.** London: Butterworth-Heinemann (November 1990) p. 36–45 p. 1990.
- TOBUSHI, H. et al. Shape Memory Alloys. In: CISMASIU, C. (Ed.). **Bending Deformation and Fatigue Properties of Precision-Casting TiNi Shape Memory Alloy Brain Spatula.** Rijeka: Sciyo, 2010. cap. 3, p.41-60.
- UEHARA, T. Shape Memory Alloys. In: CISMASIU, C. (Ed.). **Molecular Dynamics Simulation of Shape-memory Behavior.** Rijeka: Sciyo, 2010. cap. 1, p.1-16.
- WELTMAN, B. et al. **Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 137, n. 4, p. 462-76; discussion 12A, Apr 2010.
- WEST, A. E.; JONES, M. L.; NEWCOMBE, R. G. **Multiflex versus superelastic: a randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 108, n. 5, p. 464-71, Nov 1995.
- WILLIAM D. CALLISTER, J. **Materials science and engineering : an introduction.** 7th. 2007.
- WU, A. T. et al. **Physical properties of root cementum: Part 18. The extent of root resorption after the application of light and heavy controlled rotational orthodontic forces for 4 weeks: a microcomputed tomography study.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 139, n. 5, p. e495-503, May 2011.
- ZHANG, C. S. et al. **Effects of deformation on the transformation hysteresis and shape memory effect in a Ni47Ti44Nb9 alloy.** Scripta Metallurgica et Materialia, v. 24, n. 9, p. 1807-1812, 1990.

8 ANEXOS

8.1 TABELAS DE RESULTADOS

			Tensão Média no Platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada
3M	SE	Lot.	978,723	550,7516333	2585,006967	-1570,433	0,04911	465,43333	1014,574
		AL5SY	977,3685333	550,7118667	2565,718567	-1645,7873	0,049196	427,8352	919,93123
			1020,4154	581,1343667	2641,969667	-1666,217	0,031676	465,9182	975,7527
			1000,3162	590,8943667	2654,2977	-1335,0353	0,05144	461,18427	1319,2624
			1040,631767	609,3304333	2651,209667	-1691,915	0,038926	476,9395	959,29467
			1071,397667	630,2875333	2728,919133	-1719,6447	0,043931	484,82233	1009,2745
		MÉDIA	1014,808761	585,5183667	2637,853617	-1604,8387	0,0440465	463,68881	1033,0149
		DSV/PAD	36,91762015	31,74785607	57,88764289	141,55167	0,0075642	19,60599	144,45957
		Lot. AT8XS	1099,640267	666,5486333	2831,695333	-1825,38	0,035681	465,14027	1006,3153
			1128,573633	680,2700333	2848,92013	-1797,6973	0,045485	474,9403	1051,2228
			1104,843633	669,6433	2823,551983	-1836,5352	0,043673	465,24363	987,01678
			1113,1677	660,9883333	2879,509003	-1897,8361	0,044623	474,5724	981,6729
			1070,304967	679,8718	2797,18089	-1957,8317	0,022354	379,46	839,34922
			1171,054067	757,7759	2986,631287	-2121,9182	0,00259	439,0874	864,71312
MÉDIA	1114,597378	685,8496667	2861,248104	-1906,1997	0,032401	449,74067	955,04837		
DSV/PAD	33,66127093	36,03751474	67,23890772	120,35614	0,0170178	36,82931	83,851563		

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada
GAC	SE	LOT 055784	1245,154067	817,2706333	3111,49809	-2091,9547	0,190657	427,05407	1019,5434
			1240,3992	822,2347	3200,241	-2311,744	0,022786	417,5992	888,497
			1208,400367	807,8548333	2853,8615	-2085,4777	0,0113	395,80037	768,38383
			1197,0083	842,6488	3151,802667	-2133,212	0,251856	371,1083	1018,5907
			1283,1496	861,3815667	3191,915333	-2200,358	0,19377	423,61627	991,55733
			1228,538067	808,3558667	3105,959333	-2094,1437	0,16606	445,33807	1011,8157
		MÉDIA	1233,774933	826,6244	3102,546321	-2152,815	0,1394048	413,41938	949,73132
		DSV/PAD	30,44438216	21,24919006	127,9790462	88,976023	0,0989433	26,179426	101,83887
		LOT 058679	1169,2689	773,5811333	2962,597667	-1934,606	0,1028	410,30223	1027,9917
			1163,974833	811,4233	2908,681333	-2009,1037	0,08708	356,07483	899,57767
			1215,418367	871,1210667	3102,661333	-2141,4047	0,254526	396,91837	961,25667
			1226,3766	832,8026333	3155,921667	-2128,29	0,07509	402,84327	1027,6317
			1231,801933	842,0198667	3101,871	-2107,6833	0	422,70193	994,18767
			1210,8396	816,0305667	3012,916667	-2119,9597	0,09874	402,9396	892,957
MÉDIA	1202,946706	824,4964278	3040,774944	-2073,5079	0,1030393	398,63004	967,26706		
DSV/PAD	29,16307819	32,81726861	95,03463923	82,919744	0,0832102	22,653455	60,325859		

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada
GAC	TA	LOT H240	964,5407333	488,5820333	2631,599667	-1503,72	0,01412	474,87407	1127,8797
			928,2079667	468,2021667	2444,681667	-1384,4143	0,04652	458,10797	1060,2673
			1000,022533	482,5209	2694,306667	-1476,6977	0,01528	509,1892	1217,609
			939,8418	455,2354	2554,0066	-1410,0875	0,01277	469,37513	1143,9191
			1018,925233	510,3813333	2789,293233	-1468,44	0,207489	495,22523	1320,8532
			1020,368033	502,8559333	2890,302667	-1592,9073	0,010185	509,56803	1297,3953
		MÉDIA	978,65105	484,6296278	2667,365083	-1472,7111	0,0510607	486,05661	1194,6539
		DSV/PAD	40,17168261	20,73306008	160,6304477	73,703264	0,0778104	21,709053	102,07995
		LOT H359	905,8587	408,0824	2364,986667	-1221,679	0,01321	491,7587	1143,3077
			943,6849333	428,1113	2434,400667	-1267,9433	0,0063	505,68493	1166,4573
			945,7168333	428,8497667	2625,597	-1345,721	0,05206	499,51683	1279,876
			903,4080667	405,5468333	2335,654667	-1212,577	0,01597	477,9414	1123,0777
			897,5852	412,2980333	2338,803333	-1238,396	0,00889	477,21853	1100,4073
896,8807333	390,9802667		2395,437333	-1199,1063	0,04609	504,28073	1196,3311		
MÉDIA	915,5224111	412,3114333	2415,813278	-1247,5704	0,0237533	492,73352	1168,2428		
DSV/PAD	22,86583101	14,43478883	109,2786888	53,621714	0,0199874	12,708757	64,058427		

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada	
MORELLI	SE	LOT 1269991	1229,9358	804,2214667	3088,424667	-2187,5273	0,02719	431,0358	900,89733	
			1216,838867	795,2110667	3149,437333	-2239,825	0,023301	430,4722	909,61233	
			1221,473733	793,9948667	3214,348333	-2249,8933	0,037976	432,27373	964,455	
			1223,128967	838,7073667	3078,898333	-2277,8493	0,0214	392,12897	801,049	
			1230,2504	808,1553333	3073,425767	-2202,486	0,01916	441,5504	870,93977	
			1206,267633	777,8368	3133,773333	-2184,089	0,037978	433,20097	949,68433	
			MÉDIA	1221,3159	803,02115	3123,051294	-2223,6117	0,0278342	426,77701	899,43963
			DSV/PAD	8,988150483	20,38641379	54,32773658	37,962447	0,0082868	17,447137	58,906868
			LOT 1270396	1236,8377	778,7847333	3176,801333	-2156,591	0,03703	459,47103	1020,2103
		1184,864		773,4555	3045,354667	-2153,7257	0,03168	412,79733	891,629	
		1242,816767		811,5806	3119,217333	-2197,401	0,02891	437,28343	921,81633	
		1239,2141		774,1009667	3132,402667	-2121,634	0,03099	468,9141	1010,7687	
		1221,863567		773,4655667	3172,432333	-2175,3197	0,038755	464,0969	997,11267	
		1246,981733		827,4890667	3205,008	-2291,9487	0,02495	415,98173	913,05933	
		MÉDIA		1228,762978	789,8127389	3141,869389	-2182,77	0,0320525	443,09076	959,09939
		DSV/PAD		23,14554495	23,64999556	56,67211763	59,086511	0,0051242	24,749676	56,411413

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada
MORELLI	TA	LOT	1081,167367	615,1396	3000,979667	-1861,743	0,044277	461,96737	1139,2367
		1187379	1083,5039	621,0324333	2937,504	-1842,79	0,029779	459,6039	1094,714
			1079,046767	612,8123333	2943,609	-1835,4103	0,044109	461,01343	1108,1987
			1095,8768	603,1779333	2986,297	-1810,3503	0,049372	502,4768	1175,9467
			1062,990233	594,6048667	2977,145333	-1825,2723	0,0231307	473,12357	1151,873
			1065,2972	591,2328333	2973,413333	-1781,5321	0,049887	487,1972	1191,8813
		MÉDIA	1077,980378	606,3333333	2969,824722	-1826,183	0,0400925	474,23038	1143,6417
		DSV/PAD	12,22826839	11,92585338	24,65899086	27,823221	0,0110431	17,356421	37,703988
		LOT	1068,956633	605,59	2960,382333	-1815,3137	0,057655	467,75663	1145,0687
		1462504	1132,5715	687,0137	3042,239333	-1989,337	0,019078	437,03817	1052,9023
			1100,5101	625,7363	2979,622	-1855,72	0,053688	478,5101	1123,902
			1090,396333	614,8083	2992,73	-1854,2617	0,048854	471,59633	1138,4683
			1077,646833	608,4536667	2960,616333	-1826,9183	0,04989	465,44683	1133,698
			929,3195667	400,2311333	2609,206	-1282,4227	0,11617	532,81957	1326,7833
MÉDIA	1066,566828	590,3055167	2924,132667	-1770,6622	0,0575558	475,52794	1153,4704		
DSV/PAD	70,76990348	97,87690381	157,1990754	247,21599	0,0318296	31,464793	91,336956		

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada
Orthometr	SE	LOT 0310	1202,9784	700,6437667	3326,0169	-2033,7677	0,1198864	494,51173	1292,2492
			1211,8245	699,7231667	3181,269333	-2000,9967	0,113759	518,19117	1180,2727
			1212,812167	674,5624667	3369,416333	-2046,4393	0,047125	530,17883	1322,977
			1202,0412	685,1961333	3210,538667	-1991,0513	0,030463	502,17453	1219,4873
			1157,556633	670,2510333	3220,363	-2005,847	0,031676	469,8233	1214,516
			1150,150167	687,8276	3012,020267	-1927,4487	0,0397	436,5835	1084,5716
		MÉDIA	1189,560511	686,3673611	3219,937417	-2000,9251	0,0637682	491,91051	1219,0123
		DSV/PAD	28,10535702	12,5282794	125,2278586	41,642976	0,0415782	34,106237	84,578733
		LOT 0509	1200,956867	777,5806667	3211,102667	-2229,4227	0,00932	431,05687	981,68
			1251,679	815,5843	3397,097467	-2260,7407	0,141897	462,179	1136,3568
			1142,306	708,2119	3025,265267	-2030,4177	0,01571	440,47267	994,8476
			1202,494567	765,5648	3252,459333	-2227,911	0,010447	415,7279	1024,5483
			1217,038633	788,4966	3284,111333	-2280,3687	0,007768	412,63863	1003,7427
			1284,054833	854,9250667	3494,830667	-2354,5931	0,200321	415,1215	1140,2376
MÉDIA	1216,42165	785,0605556	3277,477789	-2230,5756	0,0642438	429,53276	1046,9022		
DSV/PAD	48,46434078	49,32809417	161,3926151	108,48156	0,0848561	19,346584	72,16603		

		Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada		
Orthometria	TA	LOT 0310	1006,0945	383,3854	2858,802667	-1251,3533	0,042895	602,56117	1607,4493	
			1027,491433	334,8921333	2713,509333	-1036,5373	0,073879	708,89143	1676,972	
			959,6932667	352,8275667	2675,663333	-1173,2663	0,14189	618,39327	1502,397	
			1002,2446	449,0125667	2733,569	-1442,1684	0,029345	541,1446	1291,4006	
			993,9637	420,8511333	2796,959333	-1388,9917	0,010789	559,89703	1407,9677	
			957,2195667	391,4570333	2562,968667	-1234,0983	0,09606	579,88623	1328,8703	
			MÉDIA	991,1178444	388,7376389	2723,578722	-1254,4026	0,0658097	601,79562	1469,1762
			DSV/PAD	27,62549217	42,16457463	101,9440061	146,86058	0,048271	59,430026	153,90814
			LOT 0609	1066,006867	620,8878	2778,005	-1709,0483	0,154147	461,9	1068,9567
				1090,307267	615,2573	2840,590133	-1701,9133	0,20438	489,10727	1138,6768
				1014,7762	542,1100333	2635,705333	-1605,7957	0,017437	484,00953	1029,9097
				1126,801467	657,8898667	2916,331333	-1913,388	0,05195	481,76813	1002,9433
				1010,3417	508,4946667	2629,470667	-1495,7027	0,03633	502,67503	1133,768
		1094,638133	631,4359	2838,292667	-1736,5673	0,19498	479,33813	1101,7253		
		MÉDIA	1067,145272	596,0125944	2773,065856	-1693,7359	0,1098707	483,13302	1079,33	
		DSV/PAD	46,52237837	57,68468725	117,3464517	139,52316	0,0841939	13,307557	55,44725	

		Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada		
Orthosource	SE	LOT 9003	1325,5129	794,5364	3599,127	-2388,923	0,04401	521,9129	1210,204	
			1296,6237	744,5545333	3545,12	-2213,8901	0,07034	551,75703	1331,2299	
			1296,7846	792,9714667	3376,3079	-2270,0579	0,05437	461,8846	1106,25	
			1303,470167	777,4377	3433,595067	-2250,6967	0,04782	495,17017	1182,8984	
			1268,269767	786,1964333	3409,974667	-2301,462	0,050232	479,06977	1108,5127	
			1251,671033	758,1753667	3387,029033	-2247,0816	0,048334	482,90437	1139,9475	
			MÉDIA	1290,388694	775,6453167	3458,525611	-2278,6852	0,0525177	498,78314	1179,8404
			DSV/PAD	26,35496872	20,2160489	91,77971198	61,198269	0,0093621	32,730804	84,787646
			LOT 9005	1175,1232	607,6662	3290,903333	-1917,149	0,034351	515,58987	1373,7543
				1199,706867	658,0788667	3331,616	-2047,3009	0,039703	490,4402	1284,3151
				1250,539267	702,8003333	3449,711333	-2158,624	0,036076	497,4726	1291,0873
				1304,6377	762,6471667	3493,259967	-2273,1397	0,029777	490,10437	1220,1203
				1272,744667	752,0052667	3439,557767	-2236,7487	0,003964	477,74467	1202,8091
		1356,8477	816,8885	3678,185	-2441,225	0,03228	490,21437	1236,96		
		MÉDIA	1259,933233	716,6810556	3447,205567	-2179,0312	0,0293585	493,59434	1268,1744	
		DSV/PAD	67,02721778	76,04386222	136,6225532	182,9125	0,0128891	12,518858	62,432051	

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada	
Orthosource	TA	LOT 9003	941,0236	377,8953333	2533,821233	-1143,644	0,0215	598,55693	1361,0797	
			937,5454	429,9672333	2535,377667	-1272,883	0,0322	542,71207	1312,4402	
			942,8155	382,6088667	2531,63	-1254,3573	0,02253	553,34883	1315,3287	
			925,8657	385,8946333	2499,429	-1248,1647	0,02184	528,19903	1323,267	
			964,0266	375,4256667	2701,922667	-1188,024	0,02434	612,15993	1346,8798	
			963,682	377,0154333	2711,6557	-1233,2307	0,041256	587,54867	1362,55	
			MÉDIA	945,8264667	388,1345278	2585,639378	-1223,3839	0,0272777	570,42091	1336,9242
		DSV/PAD	15,16051875	20,85912667	94,82881267	48,434149	0,0079214	33,672139	22,766794	
		LOT 9004	1206,4232	622,0473333	3269,992033	-1908,9123	0,006991	547,28987	1390,1772	
			1190,396133	640,7697667	3288,7849	-1976,3447	0,026842	524,9628	1262,4947	
			1212,298733	628,2597667	3230,938667	-1915,61	0,003625	554,29873	1277,2727	
			1194,191733	626,9469	3266,405667	-1943,1387	0,029431	540,1584	1251,2643	
			1234,172333	655,3958	3384,5998	-2037,72	0,004228	550,339	1513,8987	
			1232,211667	649,3507	3367,79	-2005,24	0,03297	556,97833	1478,425	
			MÉDIA	1211,615633	637,1283778	3301,418511	-1964,4943	0,0173478	545,67119	1362,2554
			DSV/PAD	18,51641847	13,46176989	61,09802082	51,181519	0,0137688	11,712582	115,5543

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada	
TP	SE	LOT	1319,0847	893,6404	3485,691	-2475,716	0,064384	375,3847	125,12823	
		1389098	1328,125733	903,5094333	3537,277333	-2513,77	0,03884	387,95907	129,31969	
			1327,4427	900,7663333	3532,411	-2521,0873	0,013724	500,17603	166,72534	
			1320,701	890,6834333	3489,799667	-2465,5537	0,040302	377,73433	125,91144	
			1366,9604	933,9319	3608,080333	-2573,439	0,035905	384,49373	128,16458	
			1290,6088	879,6925	3477,515667	-2464,0813	0,0754348	369,24213	123,08071	
			MÉDIA	1325,487222	900,3706667	3521,795833	-2502,2746	0,044765	399,165	133,055
		DSV/PAD	24,54063838	18,45584106	49,16384927	42,574515	0,0220119	49,928353	16,642784	
		LOT	1025,692433	584,8995333	2790,593	-1752,0713	0,029949	428,79243	1038,5217	
		3429007	1007,947733	589,3159667	2634,407667	-1702,983	0,0189	395,74773	931,42467	
			1014,8955	617,1480667	2741,992333	-1825,0817	0,023304	375,6955	916,91067	
			1025,508967	585,6332333	2639,262	-1674,9747	0,02098	429,00897	964,28733	
			1049,6535	620,7248	2681,438667	-1707,457	0,01821	410,0535	973,98167	
			1012,537533	585,9282333	2746,594	-1738,852	0,037722	393,33753	1007,742	
			MÉDIA	1022,705944	597,2749722	2705,714611	-1733,5699	0,0248442	405,43928	972,14467
			DSV/PAD	15,00100811	16,88555673	63,68907252	52,527041	0,0075967	21,200291	45,710178

			Tensão Média no platô de CARREGAMENTO	Tensão Média no Platô de DESCARREGAMENTO	Módulo de Resiliência (CARREGAMENTO)	Módulo de Resiliência (DESCARREGAMENTO)	Deformação Residual	Histerese	Energia Dissipada
		LOT	753,3980667	238,2817	2119,685133	-837,57533	0,01735	503,69807	1282,1098
		686025	750,306	240,0237	2136,3861	-855,02033	0,034004	504,506	1281,3658
			747,2468667	241,4265	2106,513667	-861,654	0,00008	493,21353	1244,8597
			753,2219333	238,4436	2098,692	-838,14907	0,01769	506,25527	1260,5429
			744,2782	235,4791333	2136,543333	-856,7568	0,018816	497,71153	1279,7865
			742,0268667	230,4635667	2161,513	-866,0504	0,021059	502,89353	1295,4626
		MÉDIA	748,4129889	237,3530333	2126,555539	-852,53432	0,0181665	501,37966	1274,0212
TP	TA	DSV/PAD	4,707426376	3,917999508	22,99424263	12,004744	0,0108409	4,926523	18,135046
		LOT	831,0531667	328,6572667	2411,667667	-1149,891	0,015363	476,41983	1261,7767
		1758052	832,585	328,0208667	2293,078	-1102,4357	0,01805	483,85167	1190,6423
			837,4776333	342,6498667	2415,707733	-1100,6283	0,240974	483,2443	1315,0794
			865,4613333	352,7715667	2448,433433	-1195,4452	0,02322	488,928	1252,9882
			854,6678667	351,4698667	2443,9332	-1194,2093	0,021923	475,4012	1249,7239
			882,1339667	372,3113333	2468,226027	-1235,3443	0,03004	484,4673	1232,8817
		MÉDIA	850,5631611	345,9801278	2413,507677	-1162,9923	0,0582617	482,05205	1250,5154
		DSV/PAD	20,54558397	16,75291304	62,69154917	54,754958	0,0896504	5,1716123	40,491479

Tabela 13 – Tabelas com resultados dos ensaios de flexão três pontos para todos fabricantes e corpos-de-prova. Cada tabela representa um fabricante (superelástico ou termoativado) com os dois lotes diferentes. Média dos seis ensaios com o desvio padrão representados em negrito.