



**UNIDADE DE ENSINO SUPERIOR INGÁ
FACULDADE INGÁ
MESTRADO PROFISSIONALIZANTE EM ODONTOLOGIA**

TATIANA SOBOTTKA SPINI

**AVALIAÇÃO DO INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA DE LIGAS
DE NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADAS**

**MARINGÁ
2012**



TATIANA SOBOTTKA SPINI

**AVALIAÇÃO DO INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA DE LIGAS
DE NIQUEL TITÂNIO TERMOATIVADAS**

Dissertação apresentada à UNINGÁ –
Faculdade Inga – para obtenção do Título
de Mestre em Odontologia. Área de
Concentração Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Fabrício Pinelli
Valarelli

Co-orientador: Prof. Dr. Rodrigo Hermont
Cançado

MARINGÁ
2012

SPINI, Tatiana Sobottka

----- Avaliação do intervalo de transição térmica de ligas de Níquel Titânio termoativadas. / Tatiana Sobottka Spini – Maringá: UNINGÁ, 2012.

119 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) Departamento de Pós-Graduação em Odontologia – Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Subárea Ortodontia. Faculdade Ingá, 2012.

Orientação: Prof. Dr. Fabrício Pinelli Valarelli.

1. Fios Ortodônticos. 2. Níquel Titânio. 3. Memória de forma. 4. DSC. I. SPINI, Tatiana Sobottka. II. Avaliação do intervalo de transição térmica de ligas de Níquel Titânio termoativadas.

TATIANA SOBOTTKA SPINI

**AVALIAÇÃO DO INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA DE LIGAS
DE NIQUEL TITÂNIO TERMOATIVADAS**

Dissertação apresentada como exigência parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Ortodontia, à Comissão Julgadora da UNINGÁ – Faculdade Ingá.

Aprovada em _____ / _____ / _____

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Fabrício Pinelli Valarelli

Universidade

Prof.^a Dr.^a Karina Maria Salvatore de Freitas

Universidade

Prof. Dr. Júlio de Araújo Gurgel

Universidade

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho...

Aos meus pais, Sérgio e Marli, pela paciência, por todos os valores morais a mim ensinados, incentivo, persistência e muito amor.

Ao meu marido Waldir, por estar sempre ao meu lado, compartilhando comigo este crescimento pessoal e profissional, com paciência, compreensão e amor.

Às minhas amadas filhas, Giovana e Ana Luiza, pelo imenso amor que despertam em meu ser, que me estimula a progredir e a me tornar uma pessoa melhor.

À minha sogra Sueli, pelo carinho, amizade e por estar sempre presente cuidando das minhas filhas em minha ausência.

Aos meus irmãos, Gabriel e Mariana, pelo companheirismo e apoio incondicional.

Aos meus amigos e companheiros de mestrado, Giordana, Ed, Rafael, Daniel, Fernando, Emerson, Tiago e Edson, por dividir comigo estes momentos preciosos de conhecimento, aprendizagem e experiências. Que possamos agora sempre contar um com o outro, no decorrer deste novo caminho que iremos trilhar.

A Deus, acima de tudo, por ter me dado o dom da vida, capacidade de lutar pelos meus ideais, fé, força e coragem.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor **Fabício Pinelli Valarelli**, meu professor e meu orientador, pela paciência, incentivo e oportunidades. Minha profunda admiração pela sua dedicação, competência e amor a Ortodontia.

Ao Professor Doutor **Rodrigo Hermont Cançado**, por todos os valores agregados à minha formação pessoal e profissional, meus mais sinceros agradecimentos pelo apoio e amizade.

À Professora Doutora **Karina Maria Salvatore de Freitas**, coordenadora do Mestrado em Odontologia, área de concentração Ortodontia, da Faculdade Ingá, minha grande admiração, obrigado pela convivência, e, acima de tudo, pelo exemplo de determinação, perseverança e trabalho.

Fabício, Rodrigo e Karina, muito obrigada, levarei vocês sempre em meu coração!

AGRADEÇO AINDA...

*Ao Mestre Engenheiro mecânico do Laboratório de Transformação Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, **Denis Jardim Villarinho**, por me acolher na Universidade, e me repassar com tanto amor e dedicação seus conhecimentos.*

*Ao Professor e coordenador de Laboratório de Polímeros – LAPOL – da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, **Carlos Ferreira**, pela realização dos testes de DSC que foram fundamentais para que este trabalho fosse concretizado, ainda por toda orientação que me ofereceu neste caminho, com paciência e camaradagem.*

Ao Doutor Ricardo Oliveira, diretor da Faculdade Ingá.

Ao Doutor Roberto Oliveira, presidente da mantenedora.

À Doutora Gisele Gomes, diretora de pós-graduação da Faculdade Ingá.

Ao Professor Ney Stival, diretor de ensino da Faculdade Ingá.

Ao Professor Doutor Helder Dias Casola, coordenador do curso de Graduação em Odontologia da Faculdade Ingá.

Ao Professor Doutor Luiz Fernando Lolli, coordenador da pós-graduação e do Programa de Mestrado em Odontologia da Faculdade Ingá.

AOS AMIGOS E COLEGAS DE CURSO

“BONS AMIGOS

*Abençoados os que possuem amigos, os que os têm sem pedir.
Porque amigo não se pede, não se compra, nem se vende.
Amigo a gente sente!*

*Benditos os que sofrem por amigos, os que falam com o olhar.
Porque amigo não se cala, não questiona, nem se rende.
Amigo a gente entende!*

*Benditos os que guardam amigos, os que entregam o ombro pra chorar.
Porque amigo sofre e chora.
Amigo não tem hora pra consolar!*

*Benditos sejam os amigos que acreditam na tua verdade ou te apontam a realidade.
Porque amigo é a direção. Amigo é a base quando falta o chão!*

*Benditos sejam todos os amigos de raízes, verdadeiros.
Porque amigos são herdeiros da real sagacidade.
Ter amigos é a melhor cumplicidade!*

*Há pessoas que choram por saber que as rosas têm espinho,
Há outras que sorriem por saber que os espinhos têm rosas!”*

Machado de Assis

*“Aos velhos e jovens professores
Aos mestres de todos os tempos
Que foram agraciados pelos céus
Por essa missão tão digna e feliz
Ser professor é um privilégio
Ser professor é semear em terreno sempre fértil
E se encantar com a colheita
Ser professor é ser condutor de almas e de sonhos
É lapidar diamantes”*

Gabriel Chalita

Sumário



SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	22
2. REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1 EVOLUÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS	25
2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ORTODÔNTICOS.....	28
2.2.1 Carga X Deflexão	28
2.2.2 Módulo de elasticidade ou Módulo de Young (E)	29
2.2.3 Resiliência	29
2.2.4 Formabilidade	30
2.2.5 Superelasticidade ou “pseudoelasticidade”	30
2.2.6 Memória de forma (“efeito mola”)	32
2.2.7 Soldabilidade	34
2.2.8 Atrito	34
2.2.9 Biocompatibilidade e estabilidade ambiental	34
2.3 TRANSFORMAÇÕES MARTENSÍTICAS NAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO	35
2.3.1 Transformação martensítica induzida pelo stress	39
2.4 TIPOS DE LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO	42
2.4.1 Níquel-Titânio Estável (M-NiTi ou trabalhado a frio)	42
2.4.2 Fio trançado de M-NiTi	43
2.4.3 Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi ou NiTi termoativado, superelástico ou trabalhado em altas temperaturas)	43
2.5 ENSAIOS DSC (DIFFERENTIAL SCANNING CALORIMETRY).....	60

3. PROPOSIÇÃO	65
4. MATERIAIS E MÉTODOS	67
4.1 MATERIAIS	67
4.2 MÉTODOS.....	68
5. RESULTADOS	74
5.1 RESULTADOS	74
6. DISCUSSÃO	92
6.1 CONCEITOS E NORMAS.....	92
6.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA	93
6.3 MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DAS TEMPERATURAS DE TRANSFORMAÇÃO DE FASE.....	94
6.4 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	95
6.5 APLICABILIDADE CLÍNICA.....	99
6.5.1 SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS	102
8. CONCLUSÕES	104
9. REFERÊNCIAS	107
ANEXOS	113
ANEXO A - Relatório de Ensaio 012/12, de 30/03/2012	114
APÊNDICES	118
APÊNDICE A - Formação Acadêmica	119

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Comparação entre o comportamento elástico de um material metálico sem superelasticidade (a) com uma liga superelástica (b).	32
Figura 2 – Deformação e Efeito Memória de Forma (EMF).	33
Figura 3 – Estrutura em 3D da Austenita.....	35
Figura 4 – Estrutura em 3D da Martensita.....	36
Figura 5 – Marcas comerciais testadas.....	67
Figura 6 – Cadinhos de alumínio inseridos no DSC.	69
Figura 7 – DSC Q20-TA Instruments.....	70
Figura 8 – Placa do LAPOL.....	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação do módulo de elasticidade (E) de algumas ligas metálicas para fios de mesmo diâmetro.	29
Tabela 2 – Fios de Níquel Titânio termoativados utilizados.	68
Tabela 3 – Temperaturas de transição térmica de fios ortodônticos de NiTi (°C).....	75
Tabela 4 – Comportamento das transformações de fase das ligas de NiTi.....	76

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Gráfico tensão/deformação.....	28
Gráfico 2 – A resiliência pode ser calculada pela área do regime elástico (R).	30
Gráfico 3 – Gráfico tensão/deformação de um fio superelástico.	31
Gráfico 4 – Gráfico da resistividade/temperatura para ligas de NiTi, Mf: Martensite final; Ms: Martensite start; As: Austenite start; Af: Austenite final.....	37
Gráfico 5 – Gráfico tridimensional de tensão, deformação e temperatura do comportamento de memória de forma da liga de NiTi deformada abaixo de Mf, acima de Ms e acima de Af e Md.....	38
Gráfico 6 – Curva tensão X deformação da liga de Níquel-Titânio a 70 °C, associada ao esquema de mudanças microestruturais.	41
Gráfico 7 – Curva de DSC típica de uma liga de NiTi.....	60
Gráfico 8 - Termogramas de aquecimento e resfriamento de DSC para a liga de NiTi.....	63
Gráfico 9 – Curvas de DSC da liga Aditek.....	78
Gráfico 10 – Curvas de DSC da liga Dentsply.....	80
Gráfico 11 – Curvas de DSC da liga Morelli.	82
Gráfico 12 – Curvas de DSC da liga Ormco.....	84
Gráfico 13 – Curvas de DSC da liga Orthometric.	86
Gráfico 14 – Curvas de DSC da liga Orthosource.	88
Gráfico 15 – Curvas de DSC da liga Highland Metals.	90

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Fases da evolução dos fios ortodônticos.	27
Quadro 2 – Aplicações clínicas dos fios de CuNiTi fabricados com diferentes temperaturas de ativação.	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM – American Society for Testing and Materials.

Af – Austenítica final – Temperatura na qual ocorre o final da transformação austenítica durante o aquecimento da liga.

As – Austenítica inicial – Temperatura na qual ocorre o início da transformação austenítica durante o aquecimento da liga.

CCC – Cúbica de Corpo Centrado.

Cu-NiTi – Copper Nickel Titanium.

DMA - Análise Mecânica Dinâmica

DSC – Calorimetria Diferencial de Varredura.

DSC – Differential Scanning Calorimetry.

EMF – Efeito Memória de Forma.

FSI – Force System Identification.

GPa – Gigapascal.

ISO – International Organization for Standardization.

ITT – Intervalo de Transição Térmica.

LAPOL – Laboratório de Materiais Poliméricos.

Md – Temperatura Limite de Transformação austenita.

Mf – Martensítica Final – Temperatura na qual ocorre o final da transformação martensítica durante o resfriamento da liga.

Ms – Martensítica inicial – Temperatura na qual ocorre o início da transformação martensítica durante o resfriamento da liga.

NiTi – Níquel-Titânio.

OCP – Open Circuit Potential.

R – Romboédrica.

Rf – Romboédrica Final – Temperatura na qual ocorre o final da transformação da fase R durante o resfriamento da liga.

Rs – Romboédrica Inicial – Temperatura na qual ocorre o início da transformação da fase R durante o resfriamento da liga.

SIM – Martensita Induzida por Tensão.

TMA – Titanium Molybdenum Alloy.

TTR – Temperatura de Transição Térmica.

***R*esumo**

SPINI, Tatiana Sobottka. **Avaliação do intervalo de transição térmica de ligas de Níquel-Titânio termoativadas**. 2012. 119f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Pós Graduação em Odontologia. Faculdade Ingá, Unidade de Ensino Superior Ingá - UNINGÁ, Maringá, 2012.

RESUMO

O efeito de memória de forma de fios de Níquel-Titânio está relacionado com sua temperatura de transição de fase. O objetivo deste trabalho foi avaliar o intervalo de transição térmica de sete fios de Níquel-Titânio Termoativados de dimensão 0,019" X 0,025", caracterizando as temperaturas Austenítica inicial (As), Austenítica final (Af), Martensítica inicial (Ms), Martensítica final (Mf) e da fase Romboédrica (Rs e Rf), quando presente. Os fios Nitinol Termoativado (Aditek), NeoSentalloy F200 (GAC), ThermoPlus (Morelli), Copper NiTi 35 °C (Ormco), Flexy Thermal 35 °C (Orthometric), Superthermal Nickel Titanium Arches (Orthosource) e Heat Activated NiTi (Highland Metals) foram avaliados através do método Differential Scanning Calorimetry (DSC). Os gráficos das curvas exotérmicas (martensita) e endotérmicas (austenita) foram gerados por software da máquina, assim como os valores das temperaturas de transição térmica e da entalpia de cada reação. Nas temperaturas de transformação de fase o comportamento destas transformações diferiu entre as marcas comerciais testadas, resultando em um variável efeito de memória de forma.

Palavras-Chave: Fios ortodônticos. Níquel. Titânio. Memória de forma. DSC.

Abstract



SPINI, Tatiana Sobottka. **Evaluation of the thermal transition interval of nickel-titanium alloy term actives**. 2012. 119f. Dissertation. (Master's degree in Odontology) – Faculdade Ingá, Unidade de Ensino Superior Ingá – UNINGÁ, Maringá, 2012.

ABSTRACT

The effect of shape memory Nickel-Titanium wire is related to its phase transition temperature. The objective of this study was to evaluate the range of thermal transition of seven strands of Nickel-Titanium term actives size 0,019" x 0,025", featuring the temperature Austenitic start (As), Austenitic final (Af), Martensite Start (Ms), Martensitic final (Mf) and the Rhombohedralphase (R and Rf), present. Wires Nitinol Termoativado (Aditek), NeoSentalloy F200 (GAC), ThermoPlus (Morelli), Copper NiTi 35 °C (Ormco), Flexy Thermal 35 °C (Orthometric) Superthermal Nickel Titanium Arches (Orthosource) and Heat Activated NiTi (Highland Metals) were evaluated using the method Differential Scanning Calorimetry (DSC). Graphics exothermic curves (martensite) and endothermic (austenite) were generated by the machine software, as well as the values of the thermal transition temperature and enthalpy of each reaction. The temperature of phase transformation and behavior of these transformations differ between trademarks tested, resulting in a variable shape memory effect.

Key-words: Orthodontic wires. Nickel. Titanium. Shape memory. DSC.

***I*ntrodução**

1. INTRODUÇÃO

O uso de fios ortodônticos de Níquel-Titânio (NiTi) Termoativados se popularizou a partir da década de noventa (GURGEL et al., 2001), quando o ortodontista passou a ter acesso no mercado a diversas empresas que comercializam estes produtos.

A partir deste momento, inúmeros pesquisadores estudaram estas ligas, seu comportamento termomecânico e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica. Encontram-se muitos trabalhos com fios termoativados importados, que estão no mercado há mais tempo, porém no Brasil não encontramos pesquisas que analisam os fios aqui produzidos.

Sabe-se que a memória de forma resultante do efeito pseudoelástico (superelasticidade) e do efeito termoelástico é a característica principal destes fios, e está intrinsecamente relacionada ao Intervalo de Transição Térmica (ITT) que cada liga apresenta, onde ocorre a transformação martensítica responsável por estas notáveis propriedades (BISHARA et al., 1995).

A temperatura austenítica final, inerente a cada marca comercial, é algumas vezes fornecida pelo seu fabricante, e em outras não é mencionada.

O fio ortodôntico termoativado ideal é aquele que apresenta temperatura austenítica final igual, ligeiramente abaixo, ou acima da temperatura bucal, permitindo que o ortodontista encaixe o fio ao slot do braquete, mesmo diante de grandes deflexões, e este fio depois recupere sua forma original, liberando forças leves e contínuas (SANTORO; BESHARS, 2000; SANTORO; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001).

Outra vantagem é o uso de fios retangulares de NiTi termoativados em fases iniciais do alinhamento e nivelamento do tratamento ortodôntico, que permite o controle tridimensional do movimento dentário (alinhamento, nivelamento e torque)

já nesta etapa, resultando em um menor número de fios utilizados e um menor tempo de tratamento (SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006).

Este estudo teve como finalidade analisar o Intervalo de Transição Térmica (ITT) de marcas comerciais de fios de Níquel-Titânio termoativados, disponíveis no mercado brasileiro, nacionais e importados. Objetivou-se saber se a temperatura austenítica final destes fios está em conformidade com o fornecido pelo fabricante e, quando esta não é fornecida, determinar qual é a temperatura austenítica final do fio estudado, esclarecendo aos ortodontistas e auxiliando-os na escolha do fio termoativado que melhor convém, em cada etapa do tratamento ortodôntico.

Revisão da

Literatura

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EVOLUÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Devido à grande variedade de fios ortodônticos existentes no mercado, é necessário o conhecimento, por parte dos ortodontistas, de todas as propriedades mecânicas dos mesmos, para que sejam corretamente aplicados em determinada fase do tratamento ortodôntico, realizando movimentos mais eficientes sem causar danos aos dentes e tecidos de suporte.

Os fios ortodônticos mais utilizados atualmente estão classificados em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável; as ligas de Níquel-Titânio (NiTi) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre); as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos, que são as ligas mais recentes lançadas no mercado de fios (QUINTÃO, 2009).

Edward Angle, patrono da Ortodontia, já em 1887 utilizava ligas de níquel-prata para promover a movimentação dentária através de acessórios ortodônticos, sendo este uso substituído posteriormente pelas ligas de cobre, níquel e zinco, sem prata (KUSY, 1997). Já na década de 30, a liga de ouro tipo IV passou a ser a mais utilizada na ortodontia para fios, bandas, ganchos e ligaduras, pois possuíam variação em sua rigidez quando termicamente tratadas, e apresentavam excelente resistência a corrosão (QUINTÃO, 2009).

Em 1931, Norris Taylor e George Paffenbarger introduziram o aço como substituto ao ouro, ao constatarem sua maior resiliência e menor possibilidade de rompimento sob tensão. Soma-se a isso o fator econômico, que foi imprescindível para a aceitação do aço em detrimento ao ouro em todo o mundo (QUINTÃO, 2009).

Na década de 40, a Elgin Watch Company desenvolveu a liga de cobalto-cromo, composta por 40% de Cobalto, 20% de cromo, 16% de prata e 15% de níquel, posteriormente patenteada como Elgiloy, pela Rocky Mountain Orthodontics.

Essa liga apresenta propriedades semelhantes ao aço inoxidável, porém para se obter suas vantagens é necessário realizar um tratamento térmico após a confecção das dobras, e antes de amarrar o fio ao braquete. É uma liga pouco utilizada na ortodontia (QUINTÃO, 2009).

Em 1963, as ligas de Níquel-Titânio foram desenvolvidas no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, onde o pesquisador Willian Buehler observou o “efeito de memória de forma” desse material (MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990). Mas somente em 1972 essa liga foi produzida para uso clínico, sendo patenteada como Nitinol pela Unitek Corporation, com sua estrutura equiatômica composta por 55% de níquel e 45% de titânio, sem efeito de memória de forma ou superelasticidade, porém com a liberação de forças mais leves, quando comparadas ao aço inoxidável, sobre grandes ativações. Em 1976, várias marcas comerciais de fios ortodônticos de Níquel-Titânio foram lançadas no mercado ortodôntico, e os mesmos se caracterizavam por apresentar alta recuperação elástica e baixa rigidez, sendo amplamente aplicados clinicamente.

Na década de 80 foi também introduzida na ortodontia a liga de titânio em fase “beta”, ou titânio de alta temperatura, comercialmente disponibilizada como TMA (Titanium Molybdenum Alloy) (GOLDBERG; BURSTONE, 1979).

Em 1985, foi relatado o uso clínico e laboratorial em ortodontia de uma nova liga superelástica de Níquel-Titânio, denominada “Chinese Niti”, que possuía maior recuperação elástica e menor rigidez que o fio de Níquel-Titânio convencional de mesma secção transversal, além de menor deformação permanente após flexão. A partir daí, vários estudos foram realizados na tentativa de se produzir fios ortodônticos com propriedades semelhantes, sendo produzido então, em 1986, o “Japanese NiTi” pela empresa GAC Int., NY, EUA, com o nome comercial de Sentalloy (BURSTONE; QIN; MORTON, 1985) (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; MOHLIN et al., 1991).

As ligas termodinâmicas de Níquel-Titânio surgiram para fins comerciais na década de 90, e apresentam além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, a característica adicional da ativação pela

temperatura bucal (ANDREASEN, 1980). Fios de Níquel-Titânio gradualmente termodinâmicos e ligas de Níquel-Titânio com adição de Cobre (CuNiTi) também foram introduzidos no mercado na década de 90, tendo propriedades peculiares que permitem a geração de forças constantes, suaves e também variável nos diferentes segmentos do arco, de acordo com o tamanho dos dentes do paciente, e com maior controle dos movimentos dentários.

Por fim, fios ortodônticos estéticos foram lançados no mercado com a finalidade de serem usados em conjunto com braquetes não metálicos de policarbonato ou cerâmicos. São eles: fios metálicos com cobertura de teflon, fios metálicos recobertos por resina epoxídica, fios ortodônticos compostos por uma matriz à base de nylon contendo fibras de silicone para reforço e fios ortodônticos feitos de material compósito polimérico reforçado com fibra de vidro.

FASES	LIGAS	CRONOLOGIA
FASE I	ouro	da virada do último século ao início da década de 40
	aço inoxidável	década de 40 em diante
FASE II	NiTi estabilizado	década de 70 em diante
	beta-titânio	década de 80
FASE III	NiTi superelástico (austenítico ativo)	meados da década de 80
FASE IV	NiTi termodinâmico (martensítico ativo)	década de 90
FASE V	NiTi gradualmente termodinâmico	década de 90
FASE VI	fios metálicos com cobertura estética	década de 90
FASE VII	fios de compósito polimérico, revestidos com fibra de vidro	em estudos laboratoriais desde 1994, lançados no mercado em 2008

Quadro 1 – Fases da evolução dos fios ortodônticos.

Fonte: Quintão (2009)

2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ORTODÔNTICOS

2.2.1 Carga X Deflexão

O comportamento do fio ortodôntico quanto à sua liberação de forças segue um desenho representado por um gráfico carga/deflexão, que registra a quantidade de força acumulada para cada milímetro de deformação. De acordo com a clássica lei de Hooke, onde a tensão é diretamente proporcional à deformação (BEER, 1989), se um fio for flexionado para incluir no arco um dente que está desnivelado, haverá maior carga acumulada quanto maior a distância de deflexão. Entretanto, há um limite para esta deflexão, sendo que, diante de uma deflexão exagerada, este fio não volta mais a sua forma original, ocorrendo uma deformação permanente. Neste caso, a deflexão ultrapassou o limite elástico do fio, também chamado de limite de proporcionalidade (Gráfico 1) e após este ponto o fio não responderá com a mesma dissipação de carga. Quando o fio recebe tensão antes de atingir seu limite elástico, voltará a sua forma original, portanto estará na sua fase elástica; após o limite elástico, passará para a fase plástica, não retornando mais a sua forma original (GURGEL, 2001).

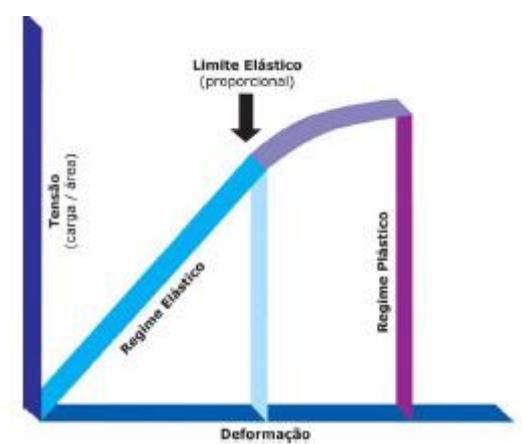


Gráfico 1 – Gráfico tensão/deflexão.

Fonte: Gurgel (2001).

2.2.2 Módulo de elasticidade ou Módulo de Young (E)

O módulo de elasticidade pode ser definido como a medida da rigidez do material (KUSY, 1997). Compreende um valor obtido da razão da tensão pela deformação em qualquer segmento da fase elástica ($E = \text{tensão/deformação}$). Quanto maior o módulo de elasticidade de um fio, mais rígido ele será. Um fio com alto módulo de elasticidade (E) acumula muita força para cada milímetro de ativação, ou seja, será um material com maior rigidez.

O aço inoxidável é o material que apresenta maior rigidez (Tabela 1):

Tabela 1 – Comparação do módulo de elasticidade (E) de algumas ligas metálicas para fios de mesmo diâmetro.

E (x 10 ⁶ psi)	Tipo de liga	Rigidez relativa ao aço
Aço inoxidável	29	1,00
Elgiloy	28	0,97
Beta-titânio	10,5	0,36
M-NITI (Nitinol)	4,8	0,17

Fonte: Gurgel (2001).

2.2.3 Resiliência

A resiliência pode ser definida como a quantidade de energia (tensão) acumulada por uma liga até o seu limite elástico. Esta energia pode ser calculada pela área gráfica do seu regime elástico no gráfico tensão/deformação (Gráfico 2).

Um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, podendo ser mais defletido sem sofrer deformação permanente.

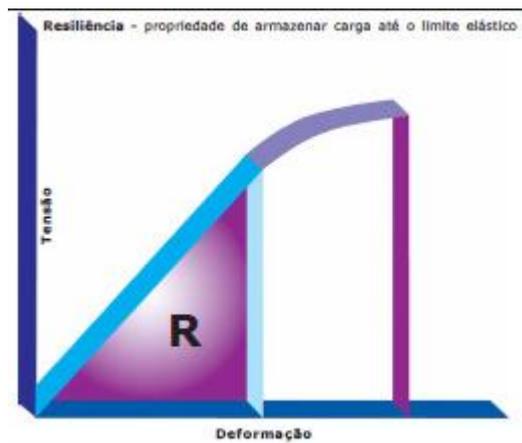


Gráfico 2 – A resiliência pode ser calculada pela área do regime elástico (R).

Fonte: Gurgel (2001).

2.2.4 Formabilidade

A formabilidade é a capacidade da liga deformar-se no regime plástico, sem sofrer fratura, permitindo o uso de suas propriedades quando submetida a uma deflexão subsequente (PHILLIPS, 1993) .

2.2.5 Superelasticidade ou “pseudoelasticidade”

A superelasticidade é caracterizada pelo comportamento atípico da liga em relação ao clássico gráfico de carga/deformação. O fio superelástico possui duas fases estruturais que determinam um regime elástico, um regime plástico, outro regime elástico e então atinge outro regime plástico (Gráfico 3). Enquanto a liga está no regime elástico, comporta-se de maneira convencional, sendo esta fase caracterizada por uma estrutura austenítica; quando o seu limite “pseudoelástico” é ultrapassado, a liga sofre deformação maior, entretanto com um acúmulo de carga quase constante, formando um “platô” no gráfico carga/deformação. Nesta fase, a estrutura torna-se martensítica, ditando esse comportamento atípico.

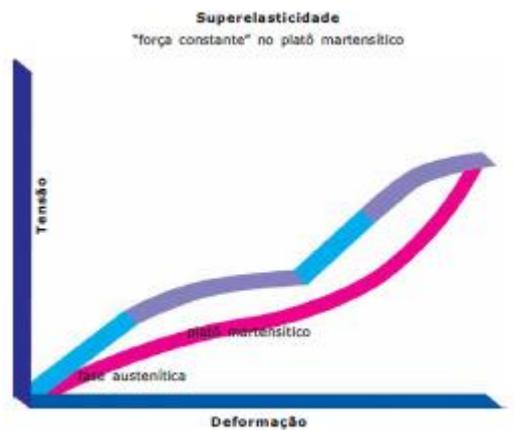


Gráfico 3 – Gráfico tensão/deformação de um fio superelástico.

Fonte: Gurgel (2001).

Wasilevski (WASILEVSKI, 1975) afirmou que a superelasticidade ocorre quando um material deforma bastante além de seu ponto de escoamento aparente, e recupera totalmente a sua forma inicial quando a carga é retirada. A superelasticidade acontece em uma temperatura em que a fase presente é predominantemente austenítica ($T > A_f$).

Uma nova liga denominada NiTi Japonês foi desenvolvida pela Furukawa Electric Co., e testada por Miura et al. (1986) (MIURA et al., 1986). Este fio foi submetido a testes de tração uniaxial e a um teste de flexão de três pontos para determinar a rigidez do fio, a memória de forma e a superelasticidade. Apresentou uma propriedade incomum denominada “superelasticidade”, que nenhum outro fio ortodôntico demonstrou. O fio emitiu uma força constante ao longo de um intervalo grande de desativação, sofrendo menos deformações permanentes durante a ativação. A nova liga exibiu uma curva de tensão-deformação diferente dos outros materiais testados, onde a força permaneceu constante, apesar da mudança de tensão dentro de uma faixa específica. O tratamento térmico a que o fio foi submetido no processo de fabricação permitiu que a força liberada fosse influenciada e controlada pela temperatura e pelo tempo. A aplicação clínica dos fios desta nova liga deve ser mais susceptível de gerar um movimento fisiológico no dente, devido à força relativamente constante, liberada por um longo período de tempo durante a desativação do fio.

O comportamento elástico das ligas de Níquel-Titânio é atípico, quando comparado a outras ligas; a maior parte dos materiais metálicos pode ser deformada elasticamente em até 0,5%; ligas de Ni-Ti podem ser deformadas em até 8% ou 10% de seu comprimento inicial e ainda retornar completamente à sua forma original (Rodriguez,1975) . Nestas ligas, a partir de certo grau percentual de deformação elástica, aproximadamente 2% (MIURA et al., 1986), a relação entre a tensão e a deformação não é mais linear e a força, ao invés de aumentar à medida que o material se deforma, permanece praticamente constante. A liga de Ni-Ti responde diferente conforme a deformação aumenta ou diminui, num comportamento chamado de curva de histerese (REIS, 2001) (Figura 1).

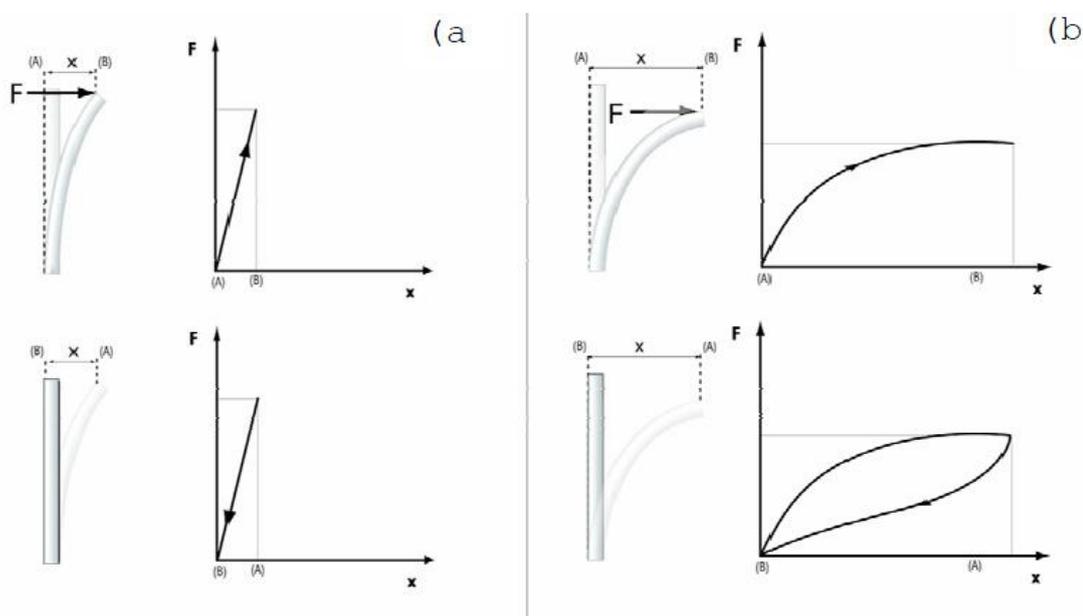


Figura 1 – Comparação entre o comportamento elástico de um material metálico sem superelasticidade (a) com uma liga superelástica (b).

Fonte: Reis,W.P. (Ano 2001).

2.2.6 Memória de forma (“efeito mola”)

A memória de forma (Figura 2) é a capacidade de o fio retornar à sua forma e estrutura original. Quando isto ocorre, o fio dispersa energia ou carga acumulada. Pode ainda ser definida, segundo (KOUSBROEK, 1984), como sendo o efeito pelo qual uma liga metálica, após sofrer uma aparente deformação plástica, retorna à sua

forma original se receber calor e deforma novamente ao ser resfriada (KOUSBROEK, 1984).

Nos materiais convencionais, quando se ultrapassa o limite de escoamento, ao se retirar a carga aplicada, o material apresentará uma deformação permanente da rede cristalina, traduzida pela mudança macroestrutural da forma. Porém, nas ligas com “efeito memória de forma”, ocorre reversão das dimensões iniciais após a deformação plástica e reaquecimento. Esse fenômeno caracteriza-se pelo acúmulo constante de força no fio até um determinado ponto da deformação. Da mesma forma, quando o fio retorna à sua configuração original ao ser desativado, as forças permanecem constantes durante longo período de tempo. Apenas as ligas de Níquel-Titânio apresentam essa propriedade, aplicável em Ortodontia (QUINTÃO, 2009).

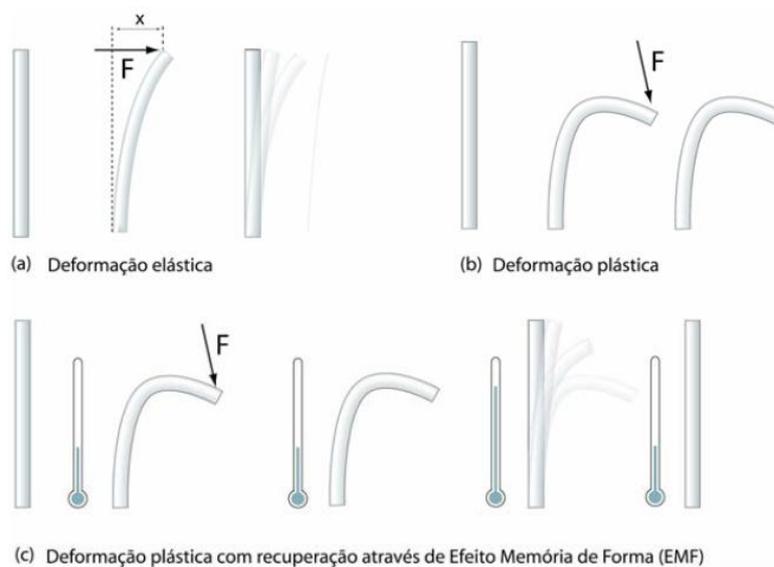


Figura 2 – Deformação e Efeito Memória de Forma (EMF).

Fonte: Reis (2001).

Como vemos na Figura 2, em (a) o corpo é deformado e recupera sua forma tão logo a força é retirada; em (b) a deformação é maior do que o limite elástico do material e as deformações são permanentes; em (c) o corpo é deformado, também

plasticamente, abaixo de certa temperatura e ao ser aquecido recupera totalmente sua forma; este é o típico Efeito Memória de Forma (EMF).

2.2.7 Soldabilidade

A soldabilidade é a capacidade da liga em receber soldas, elétricas ou de prata. O fio de aço apresenta ótima soldabilidade tanto para solda de prata como para solda elétrica. Já o Titânio-molibdênio somente recebe solda elétrica, enquanto o Níquel-Titânio não aceita soldas (NELSON, 1987).

2.2.8 Atrito

O atrito, ou resistência à fricção, refere-se a resistência da superfície de um material em movimentar-se sobre outra. Na ortodontia, corresponde à qualidade de deslize entre o fio ortodôntico e o encaixe (slot) do acessório (braquete ou tubo) (GURGEL, 2001).

Os fios de aço inoxidável austenítico e os de cromo-cobalto apresentam baixa rugosidade superficial, com menor atrito, porém essa rugosidade aumenta nos fios de Níquel-Titânio e nos beta-titânio respectivamente (GARNER; ALLAI; MOORE, 1986; KAPILA et al., 1990; KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991).

2.2.9 Biocompatibilidade e estabilidade ambiental

Todo material colocado na boca, por curto ou longo período, deve apresentar resistência à corrosão, não liberar íons para a cavidade bucal nem causar respostas alérgicas, ser bem tolerado pelos tecidos, não atuar como substrato para a proliferação de microorganismos que possam alterar a microbiota oral ou causar danos ao ligamento periodontal e, eventualmente, comprometer as propriedades mecânicas dos fios (MENEZES; QUINTAO; BOLOGNESE, 2007).

Todas as ligas usadas em ortodontia apresentam boa biocompatibilidade, porém as ligas de aço inoxidável austenítico podem liberar níquel e cromo que, embora muito abaixo dos níveis da dieta média, podem sensibilizar pacientes propensos a reações alérgicas.

O nitinol tem excelente biocompatibilidade, perdendo na escala dos materiais metálicos apenas para o titânio Ti6Al4V (VILLARINHO, 2010).

2.3 TRANSFORMAÇÕES MARTENSÍTICAS NAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO

A superelasticidade e o efeito memória de forma são dois aspectos do mesmo efeito encontrados nas ligas de Níquel-Titânio, resultantes de um tipo peculiar de transformação cristalina denominada **transformação martensítica**. Numa liga de Níquel-Titânio existem duas fases cristalinas presentes de acordo com a temperatura do material: a austenita e a martensita. A austenita possui estrutura cúbica de corpo centrado (CCC ou B2) (Figura 3), onde os átomos ocupam as posições dos vértices e do centro de um cubo e compreendem a fase mais rígida da liga de NiTi. Já a martensita possui uma estrutura cristalina monoclinica, sendo uma distorção da B19 (Figura 4), em que o maior lado é inclinado em relação à base da célula, sendo a forma menos rígida da liga de NiTi (SEHITOGLU, 2001).

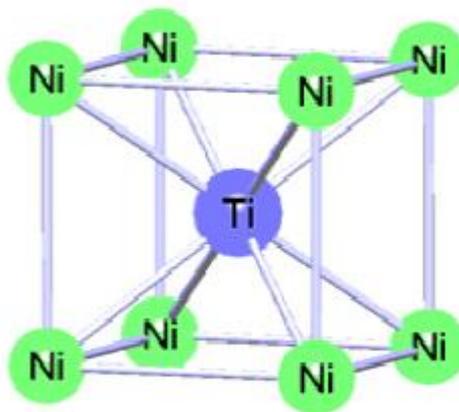


Figura 3 – Estrutura em 3D da Austenita.

Fonte: Filleul (1993).

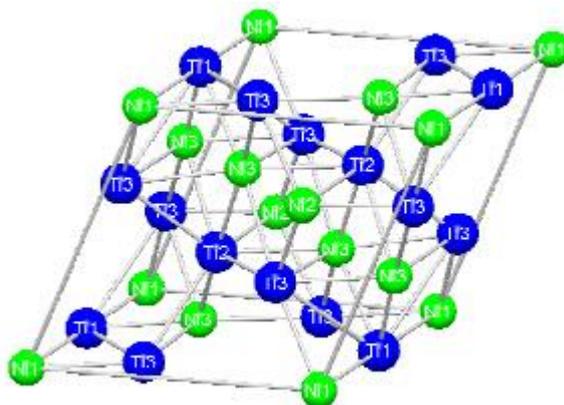


Figura 4 – Estrutura em 3D da Martensita.

Fonte: Filleul (1993)

A transformação da austenita em martensita, ou **transformação martensítica**, se inicia quando a liga passa, no resfriamento, por uma temperatura crítica, denominada Ms (martensite start), e se completa em Mf (martensite finish), quando o material é totalmente martensítico. Uma fase intermediária Romboédrica “R” pode ser encontrada. No sentido oposto, a transformação reversa, ou **transformação austenítica**, se inicia no aquecimento, na temperatura As (austenite start) e termina em Af (austenite finish), quando o material é completamente austenítico (JACOBUS, 1996).

Em outra fase intermediária, a austenita e martensita pode estar presente em algumas ligas de NiTi, dependendo do teor de níquel e do tratamento térmico que esta liga recebeu. Esta fase se caracteriza como uma célula unitária romboédrica, sendo por isso denominada *fase-R*. Suas temperaturas de início e fim da transformação durante o resfriamento e o aquecimento são denominadas respectivamente Rs, Rf, R's e R'f. Sabe-se que essa fase contribui para um pequeno ganho na memória de forma, em torno de 0,75% (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996) (HODSON, 2000) .

Em resposta à variação de temperatura, a estrutura cristalina sofre deformações em seu arranjo molecular, sem que haja mudanças na sua composição atômica; a liga essencialmente se reorganiza frente a uma nova condição ambiental. Essa propriedade termoelástica é denominada efeito de memória de forma, e possui notáveis aplicações clínicas em ortodontia.

Segundo Santoro (SANTORO; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001), através da deflexão e repetidos ciclos de temperatura, o arco na fase austenítica está apto a memorizar uma forma pré-formada, incluindo formas específicas dos arcos ortodônticos; diminuindo-se a temperatura, a liga é transformada em martensítica, torna-se flexível e facilmente deformável. Entretanto, cada vez que a temperatura aumenta acima de Af para a fase austenítica, o arco recuperará sua forma original.

Cada liga de NiTi tem um intervalo de temperatura em que ocorre essa mudança de fase (Intervalo de Transição Térmica – ITT). Idealmente, a estrutura cristalina da liga pode ser observada através de difração radiográfica ou DSC (Differential Scanning Calorimetry). Como as fases austenítica e martensítica possuem diferentes quantidades de resistência à passagem de corrente elétrica, podemos medir a fase de transformação de temperatura através do estudo de sua resistividade (SANTORO; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001) (Gráfico 4).

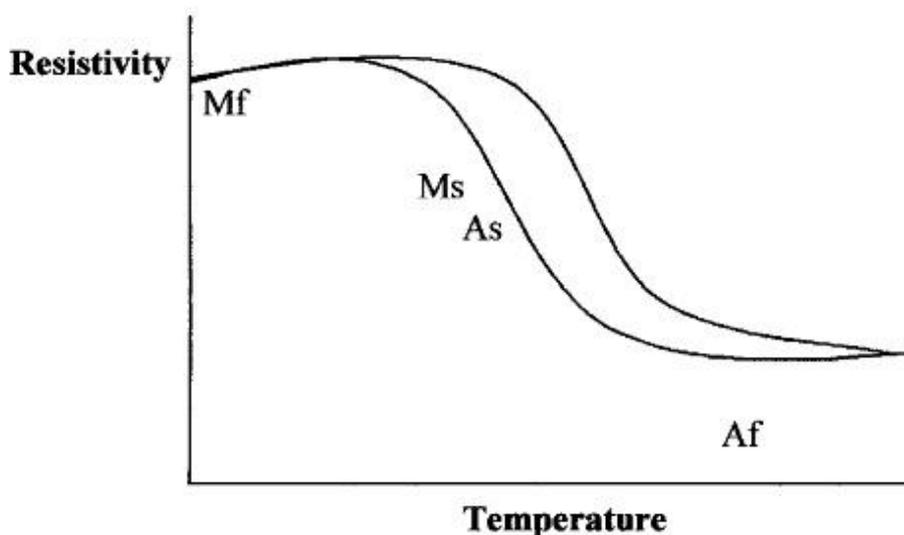


Gráfico 4 – Gráfico da resistividade/temperatura para ligas de NiTi, Mf: Martensite final; Ms: Martensite start; As: Austenite start; Af: Austenite final.

Fonte: Santoro (2001).

Já o Gráfico 5 representa as curvas de tensão X deformação das ligas de NiTi para diferentes temperaturas, mostrando em (A) Liga na fase austenítica, onde numa alta temperatura, acima de Md, apresenta um comportamento semelhante à

curva tensão X deformação clássica dos aços austeníticos, por exemplo, devido ao fato que o fenômeno da superelasticidade, nesta temperatura (acima de M_d) não ocorre. Em (B) há uma temperatura menor que em (A), porém acima de A_f e abaixo de M_d (fase austenítica), a curva mostra o comportamento superelástico da liga, onde esta continua a se deformar sob uma força constante. Após o descarregamento da liga, a força não só permanece constante, como menor quando comparada à fase de carregamento. Este comportamento só ocorre se M_d estiver ligeiramente acima de A_f . Esta característica de uma força constante e menor durante o descarregamento é um dos fatores que levam os ortodontistas a utilizarem esta liga nos tratamentos. Em (C) representa o ensaio de tração da liga em baixa temperatura, abaixo de M_f (martensítico). Além de a deformação ocorrer com uma força menor, depois de descarregada ela estará deformada plasticamente nesta temperatura. Se após o descarregamento for aumentada a temperatura na liga, ela reverterá sua forma da fase austenítica, caracterizando a memória de forma (SABURI, 1982).

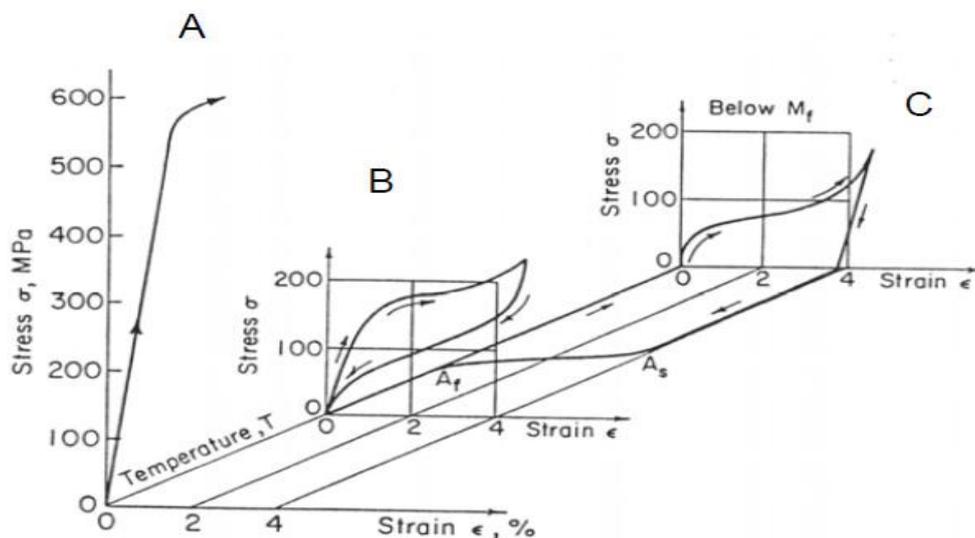


Gráfico 5 – Gráfico tridimensional de tensão, deformação e temperatura do comportamento de memória de forma da liga de NiTi deformada abaixo de M_f , acima de M_s e acima de A_f e M_d .

Fonte: Saburi et al. (1982).

2.3.1 Transformação martensítica induzida pelo stress

Ocorre quando o arco está totalmente na fase austenítica e, ao sofrer uma deflexão, a estrutura B2 (fase austenítica), em vez de atingir o regime plástico, inicia o processo de transformação da conformação do cristal, prolongando a capacidade elástica desse material; ao final da transformação, a liga está totalmente martensítica (B19) na região defletida, ou seja, em seu estado menos rígido (SANTORO; BESHES, 2000).

A maior temperatura onde a fase martensítica induzida por tensão pode se formar é referida como M_d e, em ligas austeníticas, M_d está acima da A_f e acima da temperatura oral, permitindo que a fase martensítica induzida por tensão se forme em áreas ativadas do arco, enquanto o restante está austenítico. Entretanto, essa fase é instável, se revertendo para austenítica assim que a tensão é removida (KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991).

Clinicamente, a fase martensítica induzida por tensão ocorre quando o fio é amarrado ao braquete do dente desalinhado, tornando-se visivelmente flexível nas áreas de deflexão com aparente deformação permanente. Entretanto, quando forças leves são liberadas, o arco será superelástico até que, após a movimentação do dente, a redução da deflexão irá restaurar a fase austenítica. A formação da fase martensítica induzida por tensão compensa a falta de uma transformação martensítica induzida pela temperatura e contribui para a superelasticidade das ligas de NiTi austeníticas. Esta propriedade denomina-se **pseudoelasticidade** e pode ser considerado um fenômeno localizado (COLUZZI, 1996; SEGNER; IBE, 1995; TUISSI, 1995).

Alguns estudos concluíram que a fase martensítica induzida por tensão gera um aumento da temperatura de transição térmica de ligas termoativadas de NiTi. Isso ocorre, pois a aplicação de tensão na forma de deflexão mantém a configuração atômica da fase martensítica em detrimento da fase austenítica. Um aumento de energia (na forma de calor, por exemplo) será requerido para reconverter essa fase martensítica em austenítica. A vantagem desse aumento da temperatura de

transição térmica é a preservação da fase martensítica e as propriedades pseudoelásticas do arco (SANTORO; BESHES, 2000).

Bischara et al. (BISHARA et al., 1995) comparou as propriedades termodinâmicas de três marcas comerciais de NiTi termoativados: Active Arch Nitinol (3M Unitek, Monrovia, Calif), Heat-Activated nitinol (Ortho Arch, Hoffman Estates, Ill) e NeoSentalloy. O experimento consistiu de umas dobras cantilever testadas num ambiente com temperatura controlada; dobras de 30° a 40° foram realizadas em segmentos retos dos fios, e as amostras foram imersas em banho-maria. Todas as amostras retornaram 100% à sua forma original. Active Arch Nitinol apresentou temperatura de transição térmica entre 22,4 e 28 °C; Heat-Activated Nitinol, entre 23 e 26,5 °C, e NeoSentalloy apresentou uma temperatura de transição térmica entre 21 e 28 °C. Todas as amostras apresentaram temperatura de transição térmica abaixo da temperatura bucal.

Shaw e Kyriakides (SHAW, 1995) mostraram em seu trabalho o gráfico tensão X deformação para a liga de NiTi no campo da estabilidade da austenita e abaixo de M_d . O trecho (o-a) representa uma deformação elástica da austenita. No ponto (a) a austenita sofre um alongamento macroscópico e se torna instável, começando assim o processo de transformação em martensita induzida por tensão, onde as duas fases coexistem até o ponto (b), quando a liga começa a se deformar permanentemente. Havendo diminuição da tensão no trecho (a-b) a MIT fica instável e começa a se reverter para austenita. A região pontilhada (bb'a') no Gráfico 6 demonstra que a tensão liberada é menor que a tensão necessária para o carregamento, embora na maioria dos testes científicos esse ponto é pouco destacado. A plenitude do efeito pseudoelástico só ocorre se a liga estiver em uma temperatura acima de A_f e abaixo de M_d . Se a liga for tracionada na temperatura entre A_s e A_f , uma pequena deformação residual permanecerá após o descarregamento, não ocorrendo a superelasticidade em sua plenitude.

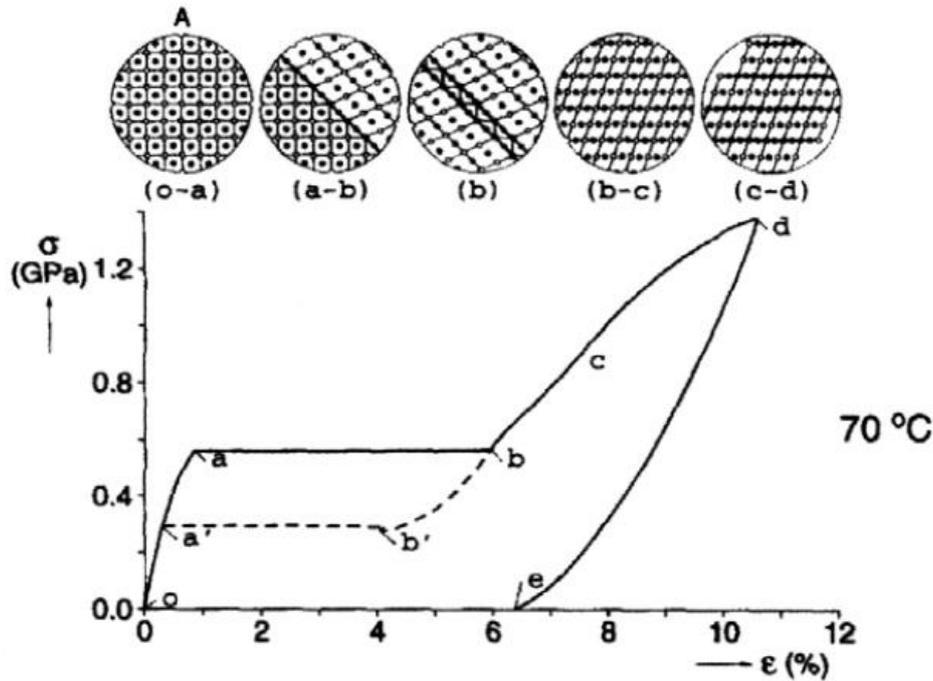


Gráfico 6 – Curva tensão X deformação da liga de Níquel-Titânio a 70 °C, associada ao esquema de mudanças microestruturais.

Fonte: Shaw e Kyriakides (1995).

Coluzzi et al. (COLUZZI, 1996) compararam a temperatura A_f nos fios NeoSentalloy F200 e no fio Thermomemoria (Batch C 8922-16; Leone, Oxnard, Calif) na ausência e na presença de deflexão. NeoSentalloy F200 demonstrou, na ausência de deflexão, uma A_f de 28 °C com deflexão, e atingiu A_f máximo de 34 °C. O arco de Leone apresentou um A_f de 20 °C na ausência de deflexão e o máximo de 35 °C na presença de deflexão.

Santoro e Beshers (SANTORO; BESHES, 2000) testaram os fios NeoSentalloy, 27 °C Superelastic Copper Ni-Ti (Ormco), 35 °C e 40 °C Thermo-Active Copper Ni-Ti. O estudo reproduziu a situação clínica de um incisivo inferior apinhado. NeoSentalloy, como já constatado em estudos prévios, demonstrou uma A_f de 28 °C; 27 °C Superelastic Copper Ni-Ti demonstrou uma A_f sobre tensão de 32 °C; 35 °C Thermo-Active Copper Ni-Ti teve uma A_f de 39 °C, enquanto o 40 °C Thermo-Active Copper Ni-Ti apresentou uma A_f acima da temperatura oral, não

sendo influenciado pela tensão, sendo considerado um verdadeiro arco termoelástico.

2.4 TIPOS DE LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO

Existem no mercado alguns tipos de ligas de Níquel-Titânio que diferem entre si de acordo com o tratamento térmico utilizado durante o processo de fabricação, que serão especificadas a seguir.

2.4.1 Níquel-Titânio Estável (M-Niti ou trabalhado a frio)

A liga de Ni-Ti do grupo estável ou trabalhado a frio foi a primeira liga a surgir no mercado Ortodôntico a partir dos anos 70, desenvolvida sob a supervisão do programa espacial americano com o nome de Nitinol (acróstico das palavras Níquel, Titânio e Nol-Naval Ordinance Laboratory) (ANDREASEN, 1978). Essa liga é do grupo estável, possui 50% de níquel e 50% de titânio (ANDREASEN, 1972), não aceita mudança de fase, portanto não apresenta o efeito memória de forma, estando sempre no estado martensítico, por isso era chamada de M-Niti (BUEHLER, 1969).

Andreasen (ANDREASEN, 1980) comparou os fios de Nitinol com os fios de aço, e verificou que os fios de Nitinol exercem forças leves e contínuas quando sofrem grandes deflexões, com mínimas deformações permanentes, por isso requerem menos trocas de arcos durante o tratamento.

A principal característica dos M-NiTi é a boa elasticidade e, como apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma secção), permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os casos com apinhamento acentuado ou moderado (KAPILA et al., 1990). Possui boa resiliência, oferecendo forças de baixa intensidade. Possui módulo de elasticidade próximo dos fios trançados de aço inoxidável, porém a liga de aço pode se deformar plasticamente, enquanto a liga M-NiTi praticamente não se deforma (TOYAMA, 1995). Devido a pouca formabilidade, é possível a realização apenas de dobras discretas e arredondadas, além de não aceitar soldagens.

2.4.2 Fio trançado de M-NiTi

O M-NiTi pode apresentar-se trançado com configuração retangular; apresenta excelente flexibilidade, sendo indicado para fases iniciais de tratamento em casos que requerem baixíssimos níveis de força, e para a fase de intercuspidação (GRABER, 1996).

2.4.3 Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi ou NiTi termoativado, superelástico ou trabalhado em altas temperaturas)

Características desejáveis nos fios termoativados (GIANELLY 1971):

- Maleáveis na temperatura ambiente de forma que possam ser inseridos facilmente nos acessórios;

- Instantaneamente ativados pela temperatura da boca;

- Capazes de produzir forças ortodônticas;

- Uma vez totalmente ativados, não são afetados pelo aumento da temperatura da boca;

- Possuem uma temperatura de transição térmica bastante pequena, isto é, serem completamente ativados na temperatura da boca e completamente passivos em baixas temperaturas.

Os fios dos anos 90 certamente foram os fios de Ni-Ti do grupo ativo (A-NiTi), superando os M-NiTi devido a superelasticidade; o fio de Níquel-Titânio Chinês, ou "Chinese NiTi" foi o primeiro fio ortodôntico a exibir potencial superelástico, sendo desenvolvido na China, em 1985 (BURSTONE; QIN; MORTON, 1985).

Quando mudam de fase pela transformação martensítica através do recebimento de uma carga, são considerados **superelásticos**, neste caso a temperatura permanece constante; quando essa mudança de fase ocorre devido a

uma variação de carga e temperatura, são ditos **termoativados** (TONNER; WATERS, 1994).

Burstone et al. (BURSTONE; QIN; MORTON, 1985) testaram, através de um teste de flexão, fios com diâmetro de 0,016" de aço inoxidável, nitinol e o fio NiTi Chinês nas temperaturas de 22 °C, 35 °C e 60 °C. O fio de NiTi Chinês possui uma curva de desativação atípica, com forças relativamente constantes produzidas por um longo período de tempo. Como característica, este fio apresenta uma temperatura de transição muito menor que a do Nitinol. Tem sido demonstrado que há uma diferença de força se o arco é mantido em posição ao longo da desativação ou se é removido e amarrado outra vez. Se não é desejada uma mudança na magnitude de força, o arco deve ser mantido em sua posição, pois a simples ação de desamarrar e amarrar o arco ao acessório pode aumentar a magnitude da força. O profissional deve estar atento a essa característica.

Tonner e Waters (TONNER; WATERS, 1994) examinaram as características de fios Niti superelásticos redondos em teste de flexão de três pontos relacionados com a temperatura. Foram testados no intervalo de 5 °C a 50 °C, com ciclos de ativação e desativação em 1, 2, 3, 4 e 5 mm. As curvas de ativação e desativação e as regiões de platô estão muito relacionadas com a temperatura, com a rigidez diminuindo drasticamente sobre uma estreita faixa de temperatura; a variação desta temperatura depende do material que está sendo testado devido às diferenças no processo de fabricação. Encontraram-se diferenças, na temperatura bucal, em 600% para fios de mesmo diâmetro feitos por diferentes fábricas.

Os fios termoativados foram introduzidos para uso clínico nos anos 90; estes fios retornam ao seu formato original quando aquecidos até a sua Temperatura de Transição Térmica (TTR). Uma maneira de alterar a TTR de um fio é variar a quantidade de níquel da liga, ou ainda, substituindo-o por cobalto (BISHARA et al., 1995).

A composição dos fios termoativados é de 52% de níquel, 45% de titânio e 3% de cobalto, sendo mais eficientes na clínica ortodôntica devido a sua grande elasticidade, quando comparados ao aço inoxidável (PROFFIT, 1995).

Bishara et al. (BISHARA et al., 1995) conduziram um estudo para determinar a variação da TTR de três arcos termoativados disponíveis comercialmente e determinar a taxa de recuperação dos fios quando voltaram à forma original. Os resultados indicam quais as TTRs para os três fios termoativados disponíveis comercialmente são semelhantes (6,7 °C, 6,2 °C e 6,7 °C), as maiores diferenças foram em desvios-padrão (1,3 °C, 2,2 °C e 3,7 °C), que pode ser em função da produção do fio e/ou seu tratamento térmico.

Segner e Ibe (SEGNER; IBE, 1995) desenvolveram um estudo onde ferramentas foram utilizadas para testar e comparar os arcos de nivelamento nos quais os fabricantes afirmaram ter propriedades superelásticas. Foi demonstrado que três parâmetros são necessários para descrever um arco superelástico adequadamente: a distinção do platô de pseudoelasticidade, a deformação no início do platô e o nível de força do platô. Os resultados mostraram que muitos materiais ou não possuem nenhuma das propriedades de pseudoelasticidade ou os parâmetros do fio foram de tal forma que não deram nenhuma vantagem sobre os fios de NiTi convencionais. Em muitos arcos, o início do platô e as características desejadas só começaram quando o arco foi deslocado um milímetro ou mais. Para muitos arcos o nível de força do platô se mostrou bastante elevada, com valores geralmente acima de 500 gr.

Bradley et al. (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996) realizaram um estudo com o objetivo de determinar as temperaturas de transformação austenita, martensita e fase romboédrica (R) dos fios de NiTi como recebidos, para reconciliar as discrepâncias entre as publicações mais recentes. As amostras foram analisadas por calorimetria diferencial exploratória (DSC) em uma faixa de temperatura de aproximadamente -170 °C a 100 °C, com uma taxa de varredura de 10 °C/min. Dois diferentes meios com a estrutura R intermediária presente ou ausente foram observados para a transformação de martensítica para austenítica, enquanto que a transformação inversa de austenítica para martensítica sempre incluiu a estrutura R. A entalpia para a transformação de martensítica para austenítica variou de 0,3 para 3,5 calorias por grama. O menor valor de entalpia do fio de nitinol não superelástico é consistente com uma microestrutura martensítica estável deste produto. Os resultados de DSC indicam que os processos de transformação são bastante

semelhantes em superelásticos, termoativados e os fios de NiTi não superelásticos. Diferenças nas propriedades de flexão para os fios ortodônticos de NiTi em temperatura ambiente e a 37 °C são devido às proporções relativas das fases metalúrgicas nas microestruturas.

Airoldi et al. (AIROLDI et al., 1997) realizaram um estudo para avaliar a mudança na temperatura oral de acordo com a ingestão de líquidos quentes e frios, pois a introdução de ligas de NiTi com memória de forma na ortodontia requer o domínio das propriedades destes fios, sendo à força de desativação temperatura dependente. As alterações de temperatura, induzidas pela ingestão de bebida fria ou quente na cavidade oral, foram investigadas usando arcos fixados a aparelhos de Hawley, semelhantes aos atualmente utilizados na prática ortodôntica, por meio de sensores de temperatura colocados em correspondência com os dentes específicos. Da mesma forma, as mudanças de temperatura foram detectadas em uma armação metálica, fixada na região palatina da placa de Hawley, onde um expansor foi colocado para corrigir a mordida cruzada unilateral ou bilateral na dentição decídua ou mista precoce. A maior mudança de temperatura foi observada na área interincisiva; a alteração de temperatura sobre os outros dentes depende da modalidade de ingestão de bebida, com a mais alta variação de temperatura detectada na zona palatina. Portanto, modificações no estado de tensão durante o tratamento ortodôntico com fios de NiTi são esperados.

Segundo Kusy (KUSY, 1997), as ligas termoativadas possuem o efeito de memória de forma induzido pela temperatura, sendo que esse efeito depende de sua temperatura de transição térmica da liga e a temperatura do meio bucal.

Sachdeva (SACHDEVA, 1997) mencionou as vantagens de uma nova liga quaternária composta por Níquel, Titânio, Cobre e Cobalto denominada Copper NiTi, produzida pela Ormco Corporation; essa liga gera forças mais constantes, é mais resistente a deformações permanentes e exibe melhores características elásticas. A adição de Cobre, combinado com um sofisticado processo de fabricação e tratamento térmico, tornou possível a elaboração de quatro diferentes fios com temperatura de transformação de fase precisas e constantes, sendo eles: 15 °C (Arcos tipo I); 27 °C (Arcos tipo II); 35 °C (Arcos tipo III) e 40 °C (Arcos tipo IV).

Segundo Martins et al. (MARTINS, 1996), para cada tipo desta liga há uma indicação específica, sendo:

15 °C (tipo I) - Indicado para pacientes com alto limiar de dor, periodonto normal e quando são necessários momentos de alta magnitude;

27 °C (tipo II) - Indicado para pacientes com alto ou médio limiar de dor, periodonto normal e quando movimentos rápidos com força constante são necessários;

35 °C (tipo III) - Indicado para pacientes com limiar de dor normal ou baixo, periodonto normal ou levemente alterado; e

40 °C (tipo IV) - Indicado para pacientes com limiar de dor baixo ou normal, periodonto alterado, e quando movimentos lentos e consultas espaçadas são desejados.

Meling e Odegaard (MELING; ODEGAARD, 1998) estudaram o efeito de pequenas mudanças de temperatura na propriedade mecânica de torção nos fios retangulares de Níquel-Titânio. Devido a sua excepcional sensibilidade à temperatura, os fios de Níquel-Titânio superelásticos podem ser afetados por mudanças de temperatura associada à ingestão de alimentos frios ou quentes. Sabe-se que as alterações na rigidez do arco associadas ao resfriamento de curto prazo ou de aquecimento são transitórias. A rigidez à torção do fio foi fortemente afetada. O efeito da água quente desapareceu rapidamente, mas os fios permaneceram a um nível de rigidez torcional reduzido (até 85% menos) após aplicações de água fria. Os arcos mais termodinâmicos mostraram reduções adicionais na rigidez torcional quando água fria foi repetidamente aplicada. Além disso, a rigidez torcional permaneceu baixa (até 50% menos) e não mostrou tendência a aumentar mesmo após duas horas da exposição. Portanto, é concebível que alguns fios podem fornecer forças insuficientes para o movimento do dente após a ingestão de líquidos frios.

Meling e Odegaard (MELING; ODEGAARD, 1998) investigaram as respostas à torção longitudinal e o efeito da temperatura na rigidez à torção de arcos de níquel titânio superelásticos. Oito lotes de fios retangulares foram testados em 18, 27, 37 e 40 °C de temperatura ambiente. Os fios foram torcidos em 25° e estudados na desativação. Metade dos fios testados foi marcadamente influenciado por variações de temperatura ambiente e a outra metade foi relativamente insensível à temperatura. A resposta aos estímulos térmicos parecia intimamente relacionada a tendência superelástica.

Nakano et al. (NAKANO, 1999) fizeram um estudo para esclarecer as propriedades mecânicas de 42 marcas de fios ortodônticos de níquel titânio de nove fabricantes (sendo 19 marcas com diâmetro de 0,016" e 23 com diâmetro 0,016" X 0,025") através da realização de ensaios em uma máquina de flexão de 3 pontos sob condições de teste uniformes. Os fabricantes foram: A-company, Hoya Medical, Lancer, Ormco, Rocky Mountain, Sankin, Tomy (GAC), TP e 3M/Unitek. Fios de cobalto-cromo e titânio molibdênio também foram testados como referência para comparação dos níveis de força. Todos os dados eram registrados durante o processo de desativação para simular a força que um fio exerce em um dente, quando movido na arcada dentária de uma posição de má oclusão. Os seguintes resultados foram obtidos: (1) entre os fios redondos de 0,016", testados sob um desvio máximo de 1,5 mm, a diferença entre o menor (Copper NiTi 35°) e o maior (Aline) nos valores de carga foi de 136 g. Para os fios retangulares testados, a diferença entre o menor (Copper NiTi 40°) e o maior (Aline) nos valores de carga foi de 337 g. (2) A mudança na carga entre 1,5 e 0,5 mm de deformação foi analisada para esclarecer as propriedades superelásticas dos fios testados. Para os fios de 0,016", 17 marcas produziram uma diferença de carga inferior a 100 g, e duas marcas produziram uma diferença de pelo menos 100 g (Aline e Titanal). Para os fios de 0,016" X 0,022", 15 marcas produziram uma diferença de carga inferior a 100 g, e oito marcas produziram uma diferença de mais de 100 g. As menores e as maiores diferenças de carga foram de 3 g (Copper NiTi 35°) e 200 g (Aline). (3) A maioria das amostras com uma menor diferença de carga entre os desvios de 1,5 mm e 0,5 mm para o processo de desativação foi encontrada entre os fios superelásticos, enquanto as amostras com maior diferença de carga foram predominantemente encontradas entre os fios pesados. Em comparação com o

cromo-cobalto e fios de TMA, os fios de Níquel-Titânio exerceram força significativamente menor, no entanto a quantidade de força variou muito entre as marcas. Por isso, as marcas de fios de NiTi devem ser escolhidas com cuidado, considerando-se a severidade da má oclusão e a fase do tratamento ortodôntico.

A temperatura intra-oral pode flutuar acentuadamente, com valores entre 5 °C e 58 °C na região de incisivos superiores, porém a média dessa temperatura encontra-se em torno de 33 a 37 °C, em 80% do tempo (MOORE et al., 1999).

Santoro e Beshers (SANTORO; BESHERS, 2000) investigaram a possibilidade da indução do estresse mecânico nos fios de Níquel-Titânio influenciar a temperatura de transição da liga e, portanto, a expressão das propriedades superelásticas. Os resultados confirmaram a presença de deslocamentos na faixa de temperatura de transição em direção a temperaturas mais altas, quando o estresse foi induzido. Uma liga com uma mudança de temperatura de transição associada ao estresse correspondente às flutuações da temperatura oral deve expressar propriedades superelásticas mais consistentes do que outras. De acordo com os resultados, Copper NiTi 27 °C e fios Nitinol ativados pelo calor podem ser considerados ligas adequadas para a fase de alinhamento.

Santoro et al. (SANTORO; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001) avaliaram as ligas de Níquel-Titânio mais utilizadas, por meio de uma revisão sistemática. Concluíram que o comportamento termomecânico destas ligas depende da correlação entre o Intervalo de Transição Térmica de cada liga e a temperatura oral.

Gurgel et al. (GURGEL et al., 2001) afirmou que detalhes na produção da liga de A-NiTi determinam algumas particularidades aos fios comercializados como superelásticos ou termoativados. Os fios de A-NiTi podem ser encontrados em diferentes temperaturas de transição térmica, indicando a ação em intervalos de forças previamente estabelecidos, o que possibilita seu uso em diferentes situações clínicas, que podem requerer maior ou menor rigidez. O estudo analisou o comportamento de 8 arcos ortodônticos de Níquel-Titânio superelásticos (0,017" X 0,025") em relação a força X deflexão. Para simular o alinhamento de um incisivo lateral, utilizou braquetes metálicos e tubos de molares sem inclinação e angulação,

inseridos em um jig de plástico para simular a arcada mandibular. Uma máquina de teste (Instron) aplicou deflexões de 0,2 a 2,0 mm em uma temperatura de 35 °C na área do incisivo lateral. Diagramas de força X deflexão foram gerados de uma posição passiva para uma ativação de 2 mm, e durante a desativação. Forças de desativação em deflexão de 1 mm foram comparadas pela análise de variância. Foram encontradas diferenças significantes ($p < 0,05$) entre as forças dos arcos. Todos os arcos exibiram comportamento superelástico, mas em níveis estratificados. As marcas comerciais testadas foram: Copper NiTi 35 °C (C35 – Ormco), Copper NiTi 27 °C (C27 – Ormco), Elastinol 35 (E35 – Masel), Elastinol 27 (E27 – Masel), Nickel-titanium (MO – Morelli), Nitinol Heat Activated (NI – 3M/Unitek), NeoSentalloy F200 (NS – GAC) e Rematitan Lite (RL – Dentaaurum). As forças de desativação foram ordenadas da menor para a maior: E35=MO=NI=C35=NS<C27=E27<RL. Cinco dos arcos superelásticos testados (MO, NI, NS, E35 e C35) exibiram uma curva de força X deflexão com platô de desativação entre 190 g a 350 g, enquanto E27 e C27 entre 450 g a 550 g. Somente RL exibiu um nível de força maior que 600 g.

Kayser et al. (KAYSER et al., 2002) fizeram um estudo comparativo das propriedades mecânicas dos fios de Níquel-Titânio superelásticos usando um teste de flexão de três pontos. Os resultados apontam que esta elasticidade aplica-se a apenas uma parte dos fios examinados. Embora outros fios apresentem comportamento superelástico, os platôs de descarga têm um nível de força de até 6N, e não podem ser recomendados para aplicação em ortodontia. O platô superelástico é muitas vezes verificado quando há ativação superior a 1,5 mm. A utilização de arcos superelásticos feitos de ligas de Níquel-Titânio só faz sentido quando as propriedades elásticas dos respectivos fios são conhecidas. Isso faz com que a oferta de dados relevantes pelo fabricante sobre as propriedades elásticas dos fios seja uma necessidade.

De acordo com Parvizi e Rock (PARVIZI; ROCK, 2003), os fios superelásticos suportam grandes ativações e retornam à sua forma original, liberando forças moderadas e uniformes. A adição de Cobre (5 a 6%) aumenta a força e reduz a perda de energia, além de aumentar a temperatura de transformação de fase, que

fica acima da temperatura bucal. Para reduzir este efeito, adiciona-se Cromo (em torno de 0,5%).

Garrec e Jordan (GARREC; JORDAN, 2004) fizeram um estudo para se observar a rigidez em flexão de um fio NiTi superelástico, em função da dimensão do corte transversal. Neste estudo, 15 arcos de Níquel-Titânio com 3 diferentes dimensões transversais foram testados em uma máquina de flexão de três pontos, para determinar a natureza das forças em um ciclo de carga e descarga. A evolução da rigidez à flexão em função do tamanho do fio é discutida. As forças aplicadas ou a rigidez dependente da secção transversal diferem da predição linear elástica devido a propriedade de superelasticidade. Foi discutida a origem do perfil não-convencional das curvas e da natureza da grande deformação reversível destas ligas. A transformação martensítica origina-se da elasticidade não linear. A rigidez diminui com o aumento da deformação, e esse fenômeno é enfatizado no processo de descarga. O valor da rigidez parece variar com o tamanho do fio, mas depende da relação de volume de transformação martensítica. Durante a transformação martensítica, a rigidez (módulo de elasticidade) da liga não é constante. Estes resultados e sua compreensão devem permitir uma abordagem diferente das considerações biomecânicas, ou seja, um fio pesado não produz, necessariamente, forças elevadas.

Stamm et al. (STAMM et al., 2004) realizaram um estudo para avaliar a precisão de dobras de terceira ordem nos fios de Níquel-Titânio e determinar o efeito da alta e baixa pressão para manter a forma do fio durante a memorização do tratamento térmico. Os resultados do estudo mostram que a torção de terceira ordem $< \text{ou} = 30^\circ$ pode ser feita com precisão adequada com um erro de $1,89^\circ + - 1,75^\circ$ (0° a 10°) e $3,57^\circ + - 1,57^\circ$ (20° a 30°), independentemente da pressão aplicada. Com torção $> 30^\circ$, mas $< \text{ou} = 40^\circ$, o método com maior pressão oferece uma precisão maior do que com a diminuição da pressão. Com torção $>$ que 40° , o erro de flexão com os dois métodos é clinicamente inaceitável. Além da variabilidade na dimensão e composição dos fios de Níquel-Titânio, a escala das deformações plásticas incorporadas faz uma contribuição substancial para o erro de flexão. Tanto quanto permitido pela situação clínica, então a torção deve ser distribuída ao longo do comprimento máximo de fio possível. Dobras de terceira ordem, nos primeiros

fios retangulares de Níquel-Titânio pseudoelásticos, representam um meio eficiente de efetuar o torque em um estágio inicial. Essa individualização permite que o potencial terapêutico destes arcos seja explorado desde a fase inicial de tratamento.

Dalstra e Melsen (DALSTRA; MELSEN, 2004) estudaram os efeitos de arcos de Copper-Nickel-Titanium (Cu-NiTi) sobre a movimentação de dentes durante a fase de alinhamento do tratamento ortodôntico. Uma amostra composta por quinze pacientes selecionados aleatoriamente e com níveis de irregularidade idênticos foram avaliados na fase de alinhamento. Foram utilizados arcos especiais de Cu-NiTi no arco superior, em duas metades separadas, ou seja, de um lado um arco de Cu-NiTi com Af de 27° C, e do outro lado um arco de Cu-NiTi com Af de 40° C, juntos no meio. A movimentação dentária, expressa em duas translações e uma rotação no plano oclusal, foi medida a partir de fotografias intra-orais dos pacientes, tiradas após a inserção dos arcos e novamente depois de um mês. Concluíram que o movimento tende a ser maior no lado do arco de Cu-NiTi 40°C, no entanto apenas no caso de translação total dos pré-molares essa diferença foi significativa. Os pacientes não notaram diferenças entre os dois lados do arco, sendo que uma paciente relatou que o lado com o fio de 40° C a incomodou com o consumo de bebidas quentes. A temperatura de transição de arcos Cu-NiTi têm efeito sobre a quantidade de movimentação dentária durante o alinhamento, porém estas diferenças são pequenas, difíceis de serem observadas clinicamente. O estudo confirma a tendência para a utilização de forças mais baixas na ortodontia.

Garrec et al. (GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005) fizeram um estudo para avaliar a evolução da rigidez do fio ortodôntico de Níquel-Titânio superelástico de acordo com a sua dimensão transversal. Comparou dobras em 10 arcos feitos de ligas de NiTi com duas dimensões transversais. Os resultados foram baseados em investigações da microestrutura mecânica. Com ligas convencionais, a rigidez foi constante para cada fio e aumentou bastante com a dimensão transversal para uma mesma força. Com ligas de NiTi, a rigidez não é constante e a influência da dimensão transversal não é importante. Este resultado pode ser explicado pelo módulo elástico não constante durante o processo de transformação martensítica. Assim, em alguns casos, o tratamento pode começar com fios grossos (retangulares) que quase encham o slot, com a aplicação de forças consideradas

fisiologicamente desejáveis para o movimento do dente e compatíveis com o conforto do paciente.

Sakima et al. (SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006) estudaram a influência de possíveis diferenças na temperatura intra-oral sobre as forças exercidas por sete arcos de NiTi 0,019" X 0,025" de diâmetro comercialmente disponíveis. Como a temperatura da boca varia entre 33 °C e 37 °C na maioria das vezes, todos os fios foram testados em cinco diferentes temperaturas entre 30 °C e 40 °C, em um dispositivo de ensaio de fios ortodônticos denominado **Force System Identification** (FSI), colocados em uma câmara climática. No FSI, um sistema de dois braquetes Damon auto-ligáveis foi usado para simular deslocamentos de primeira ordem até 4 mm. Cinco amostras de cada arco foram testadas, em cada temperatura. As seguintes variáveis na curva de ativação/desativação foram testadas: a força e o deslocamento em determinado ponto; o nível de força máxima; a energia total para o deslocamento máximo; a perda de energia após a desativação; a força e o deslocamento no início e no final do platô e a inclinação do platô. Os resultados mostraram que: o comportamento de todos os fios era diferente; Copper NiTi 40° apresentou o menor e mais constante nível de força, seguido por NeoSentalloy 200 g. Entretanto estes fios podem não funcionar corretamente em respiradores bucais, pois nenhuma força foi exercida abaixo de 35 °C; se a utilização das características superelásticas e baixos níveis de força são as razões para a utilização de fios NiTi retangular, fios NiTi austeníticos deveriam ser evitados.

Bartzela et al. (BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007) realizaram um trabalho com o objetivo de determinar as propriedades mecânicas de fios termoativados disponíveis comercialmente e classificar estes fios matematicamente em diferentes grupos. Para tanto, analisaram 48 amostras de fios de Níquel-Titânio a partir de cinco fabricantes. Estas amostras incluíam fios de 0,016", 0,016" X 0,022", 0,017" X 0,025" e 0,018" X 0,025". As propriedades dos fios superelásticos de NiTi foram avaliadas através da realização do teste de inclinação de três pontos sob condições de ensaio uniforme. A classificação do grupo foi feita de acordo com parâmetros matematicamente restritos, e a classificação final foi de acordo com o comprimento do platô clínico. Os fios ortodônticos testados são classificados da seguinte forma: (1) fios superelásticos verdadeiros, que apresentam um platô de 0,5

mm, (2) superelásticos limítrofes com platô entre 0,5 mm até 0,05 mm e (3) não superelásticos, com um comprimento de platô abaixo de 0,05 mm. Os resultados mostraram que a gama de produtos apresentam grandes variações no comportamento quantitativo e qualitativo. Uma fração dos fios testados apresentou superelasticidade fraca, e outra não mostrou nenhuma superelasticidade. Alguns fios apresentaram deformação permanente após o ensaio de três pontos. Concluíram então que uma parcela significativa dos fios testados não apresentou superelasticidade ou só superelasticidade fraca. O ortodontista deve ser informado sobre as características de carga e deflexão dos fios ortodônticos de NiTi para escolher os produtos adequados para as necessidades dos tratamentos.

Biermann et al. (BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007) estudaram as propriedades térmicas de três fios de Copper-NiTi de dimensão 0,016" X 0,022", sendo eles: Copper-NiTi 27 °C, Copper-NiTi 35 °C e Copper-NiTi 40 °C, sendo estas propriedades consideradas de acordo com o que era descrito pelo fabricante. Para isto, testou seis arcos de cada temperatura (27 °C, 35 °C e 40 °C), conforme recebidos, e seis arcos de Copper-NiTi 27 °C e 40 °C foram novamente testados após o uso médio de 9 a 7 semanas pelo paciente, respectivamente. Os segmentos dos arcos foram analisados por DSC (Calorimetria diferencial de varredura) num intervalo de temperatura entre -100 °C a 150 °C. Os resultados mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre as amostras testadas "as received" e as clinicamente utilizadas, exceto para o Copper-NiTi 27 °C, que exibiu um significativo decréscimo na entalpia de aquecimento, associada com a transição de fase de martensítica para austenítica após o uso clínico. A temperatura austenítica final (Af) dos arcos 27 °C Cu-NiTi e 35 °C Cu-NiTi foi 2° abaixo da divulgada pelo fabricante e a temperatura Af do arco 40 °C Cu-NiTi foi a 36 °C. Concluiu-se que fios de Cu-NiTi utilizados clinicamente apresentaram poucas diferenças quando comparados com os fios nunca utilizados, de acordo com a análise do DSC. Fios de Cu-NiTi 27 °C e Cu-NiTi 35 °C estão com os parâmetros de acordo com o fornecido pelo fabricante.

Kusy e Whitley (KUSY; WHITLEY, 2007) fizeram um estudo para avaliar as características térmicas e mecânicas do aço inoxidável, titânio-molibdênio e arcos de Níquel-Titânio. Foram investigadas as temperaturas de transição térmica e a rigidez mecânica daquelas ligas, no total de sete produtos, pelo uso de duas técnicas: DSC,

para medir o fluxo de calor, e a análise dinâmica da mecânica, para medir o módulo de armazenamento de força. Entre as ligas de NiTi, duas foram escolhidas para representar produtos clássicos de NiTi, e três de Cu-NiTi. As temperaturas de transição térmica foram avaliadas a partir de -30 °C a 80 °C. De acordo com a primeira técnica, não houve transição para as ligas de aço inoxidável, beta titânio e um dos dois produtos clássicos de NiTi. Para o produto clássico de NiTi, porém, uma transição martensítica-austenítica foi sugerida no aquecimento, e uma transformação inversa foi sugerida na refrigeração. Como esperado, os produtos Cu-NiTi 27 °C, 35 °C e 40 °C manifestaram temperaturas finais austeníticas de 29,3 °C, 31,4 °C e 37,3 °C, respectivamente, a entalpia aumentou de 2,47 para 3,18 calorias por grama. No que diz respeito à segunda técnica, o módulo de armazenamento em baixa frequência de 0,1 Hz nos ensaios mecânicos paralelos estáticos, para a liga de aço inoxidável: 183 gigapascal (GPa); para a liga de beta-titânio: 64 GPa; e para o Nitinol clássico (3M Unitek, Monrovia, Califórnia), produto que apresentou uma fase estável martensítica: 41 GPa. As quatro ligas restantes de NiTi variaram entre 20 até 35 GPa, quando a fase de baixa temperatura ou martensítica estava presente, e de 60 até 70 GPa, depois que a fase de alta temperatura ou austenítica se formou. O autor concluiu que, do ponto de vista clínico, o Orthonol (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo), o Cu-NiTi 27 °C, Cu-NiTi 35 °C e o Cu-NiTi 40 °C (SDS/Ormco, Glendora, Califórnia) duplicaram a rigidez com o aumento da temperatura, simulando a rigidez do Nitinol Clássico abaixo da temperatura de transformação e da rigidez do TMA (SDS/Ormco, Glendora, Califórnia) acima da temperatura de transformação. Dos três produtos de Cu-NiTi, as menores diferenças foram encontradas entre CuNiTi 27 °C e CuNiTi 35 °C, desta forma deve-se questionar a existência de três produtos similares.

Ren et al. (REN et al., 2008) realizaram um estudo para avaliar as fases de transformação de vários fios ortodônticos de Níquel-Titânio, pois o efeito de memória de forma de arcos de Níquel-Titânio é largamente determinado pela temperatura de transição de fase, que está associada a uma transformação reversível de martensita para austenita. O objetivo deste estudo foi caracterizar as temperaturas de transição térmica para a fase austenítica, martensítica e fase R de nove ligas de NiTi utilizados clinicamente, de vários fabricantes, de 0,016" e 0,016 X 0,022". O método utilizado para esse fim foi o Differential Scanning Calorimetry (DSC). Os resultados

encontrados foram: as temperaturas austeníticas finais (Af) do fio 0,016" Smart, Ormco e os fios de NiTi 3M foram inferiores à temperatura ambiente, e nenhuma transformação de fase foi detectada na temperatura oral. Portanto, estes tipos de NiTi não possuem propriedades de memória de forma. Para os fios de NiTi Youyan I de 0,016" e 0,016" X 0,022", nenhuma transformação de fase foi detectada durante o intervalo de temperatura, sugerindo que estes dois fios não possuem memória de forma também. O Af dos fios 0,016" X 0,022" Smart, L&H, NiTi Youyan II foram próximas a temperatura oral e apresentaram estruturas martensíticas-austeníticas à temperatura ambiente, o que demonstra que possuem memória de forma. Embora o fio Damon Cu-NiTi 0,016" X 0,022" apresentasse estruturas martensíticas-austeníticas à temperatura oral, o Af foi muito maior do que esta temperatura, significando que a transformação de martensítica para austenítica para este tipo de fio só termina quando a temperatura está acima da temperatura oral normal. Concluíram que as temperaturas de transformação de fase variam entre os diferentes tipos de fios ortodônticos de NiTi comumente utilizados, variando também o efeito de memória de forma.

Pun e Berzins (PUN, 2008) conduziram um estudo para investigar as características de corrosão dependente das temperaturas dos fios ortodônticos de NiTi com memória de forma, superelásticos e não superelásticos. Quatro fios ortodônticos foram investigados, sendo eles: Cu-NiTi de 27 °C e 40 °C, NiTi superelástico e Nitinol clássico não superelástico. O Differential Scanning calorimetry (DSC) foi utilizado para confirmar o comportamento fase/temperatura dos fios. Os fios foram divididos em duas metades, tais quais como foram recebidos dos fabricantes, e foram avaliados eletroquimicamente em saliva artificial a 5, 24, 37 e 45 °C. Open circuit potential (OCP) foi monitorado por duas horas seguidas de polarização e testes de resistência de polarização cíclica. Os resultados de DSC mostraram que o Nitinol foi principalmente martensítico estável, enquanto que o NiTi, Cu-NiTi 27 °C e o Cu-NiTi 40 °C possuíam Af de aproximadamente 19,21 e 38 °C, respectivamente. O OCP dos fios Cu-NiTi foi significativamente maior que o NiTi e o Nitinol, mas sem tendência aparente de valores no que diz respeito à temperatura e fases presentes. A densidade de corrente de corrosão $[i(\text{cor})]$ aumentou com a temperatura de todos os fios, mas nem todos foram igualmente influenciados. Os dois fios de menor Af (Cu-NiTi 27 °C e NiTi) aproximadamente triplicaram de $[i(\text{cor})]$

de 37 °C para 45 °C; a maior incidência de corrosão foi observada nos fios de Cu-NiTi. Este estudo mostrou que a taxa de corrosão de vários fios de Níquel-Titânio aumentam com a temperatura, e a presença de diferentes fases pode influenciar a evolução destas taxas.

Quintão e Brunharoii (QUINTÃO, 2009) relataram em seu trabalho que os fios de Cu-NiTi possuem diferentes temperaturas de transição térmica, sendo que para cada temperatura, há uma indicação específica; estas indicações podem ser vistas no quadro abaixo (Quadro 2).

CuNiTi	INDICAÇÕES
a 27°C	<p>Quando se deseja níveis de carga mais altos, constantes e rapidamente liberados aos dentes durante a desativação.</p> <p>Pelo fato de serem ativados a temperaturas inferiores à corpórea, exibem manifestação inicial do efeito memória de forma logo após a amarração, alinhando e nivelando dentes severamente malposicionados de forma rápida.</p> <p>Recomenda-se o resfriamento prévio dos mesmos (em freezer ou com a utilização do "Endo-Ice") por no mínimo uma hora antes de sua inserção aos braquetes, para se evitar que a ativação ocorra enquanto estiverem sendo amarrados.</p>
a 35°C	<p>Quando forças moderadas e constantes são desejadas para alinhar, nivelar e girar elementos dentários malposicionados. Tais fios poderiam ser deformados a temperaturas inferiores a 20° C, e retornariam à configuração inicial após o aquecimento intrabucal.</p> <p>Pelo fato de serem ativados à temperatura corpórea, não iniciam a transformação reversa de fases de forma tão rápida quanto os manufaturados a 27°C.</p> <p>Como forças moderadas são geradas, configurações retangulares poderiam ser utilizadas em estágios iniciais do tratamento. Recomenda-se o resfriamento prévio à inserção dos mesmos, sendo a eficácia de tais arcos observada em, aproximadamente, um mês após sua amarração.</p>
a 40°C	<p>Quando forças suaves e intermitentes são necessárias, os fios termoativados de CuNiTi a 40°C deveriam ser os de escolha. Recomenda-se sua utilização como primeiros arcos em pacientes hipersensíveis à dor e que apresentem dentes severamente malposicionados, nos quais a inserção de arcos mais rígidos estaria contraindicada pela dificuldade de amarração ou por gerar forças biologicamente inadequadas. Como são ativados a 40°C, os pacientes devem ser instruídos a consumir rinses bucais quentes várias vezes ao dia, para promover tal ativação.</p>

Quadro 2 – Aplicações clínicas dos fios de CuNiTi fabricados com diferentes temperaturas de ativação.

Fonte: Quintão (QUINTÃO, 2009).

Pandis et al. (PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2009) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a eficiência dos arcos de Cu-Niti e NiTi para

resolver o apinhamento da dentição na região anterior da mandíbula. Para tanto, sessenta pacientes foram selecionados em um único centro, com um único operador, em experimento duplo-cego randomizado. Todos os pacientes utilizaram braquetes auto-ligados In-Ovation R (GAC, Central Islip, NY), com slot 0,022", e a quantidade de apinhamento nos dentes ântero-inferiores foi avaliada usando o índice de irregularidade. Os pacientes foram divididos aleatoriamente em dois grupos de 30 pacientes, cada um recebendo um arco de 0,016" Cu-NiTi 35 °C (Ormco, Glendora, Califórnia) ou de NiTi (ModernArch, Wyomissing, Pa). O tipo de arco selecionado para cada paciente não foi divulgado para o fornecedor ou paciente. A data em que cada paciente recebeu o fio foi anotada, e todos os pacientes foram acompanhados mensalmente por um período máximo de seis meses. Características demográficas e clínicas entre os dois grupos de fios foram comparadas com o teste t ou o teste Qui-Quadrado, e o teste exato de Fisher. O tempo para se dissipar o apinhamento foi explorado com métodos estatísticos para análise de sobrevivência, e as taxas de alinhamento para o tipo de fio e o nível de apinhamento foram calculadas com os modelos de riscos proporcionais de Cox multivariada. Os resultados obtidos foram: o tipo de fio (Cu-NiTi X NiTi) não teve efeito significativo no alívio do apinhamento (129,4 X 121,4 dias). No apinhamento severo (> 5 no índice de irregularidade), mostrou uma probabilidade significativamente maior na duração do alívio do apinhamento dentário em relação aos arcos com uma pontuação de < 5 (138,5 X 131,1 dias). Concluíram que a diferença do padrão de carga dos fios em condições de laboratório e clínica pode efetivamente eliminar a vantagem advinda do laboratório, para os fios de Cu-NiTi.

Bolender et al. (BOLENDER et al.) realizaram um estudo para reproduzir e comparar o comportamento intra-oral de torção de 10 arcos de NiTi 0,017" X 0,025", pré-contornados, superiores e comumente usados, em braquetes de slots 0,018", em 20, 35 e 55 °C. Estes arcos foram comparados com um fio de aço inoxidável multitransado. Um teste original foi utilizado para reproduzir o torque palatino aplicado sobre a raiz de um incisivo central superior com um valor máximo de 1540 g/mm. Dez amostras de cada tipo de fio foram testadas em cada temperatura. Obtiveram como resultados que a ativação e a desativação em 20 °C revelou três categorias de fios: um grupo de quatro fios de NiTi desprovido de qualquer superelasticidade; um grupo de seis fios de NiTi exibindo algum platô horizontal e,

finalmente, o fio de aço inoxidável de menor rigidez. Testes na temperatura média oral de 35 °C produziram os mesmos três tipos de fios, com apenas dois de dez fios de NiTi exibindo um efeito superelástico (Copper Ni-Ti 35 °C e 40 °C). Nenhum dos fios de NiTi se apresentou superelástico a 55 °C. O momento aumentou com a temperatura, quando a fase martensítica foi substituída pela austenítica, mais rígida. Concluíram que a maioria dos fios de NiTi não exibem, em torção, efeito superelástico tradicionalmente descrito na flexão. A combinação das prescrições de straight-wire com fio retangular de NiTi superelástico não apresentou momentos constantes ótimos necessários para movimentação de terceira ordem no controle dentário ao início do tratamento; o arco de aço inoxidável trançado retangular exibiu melhor comportamento torcional em 35 °C que a maioria dos arcos de NiTi com as mesmas dimensões.

Brauchli et al. (BRAUCHLI et al.) avaliaram diferentes métodos de flexão em relação às características mecânicas das ligas de NiTi, para identificar a influência da Conformação a frio (Cold Forming) e o Tratamento térmico de arcos de NiTi em suas propriedades mecânicas. O comportamento mecânico de 3 arcos de NiTi (Copper-NiTi 35 °C, NeoSentalloy F80 e Titanol Low Force) de diâmetro 0,016" X 0,022" foi avaliado após tratamento térmico em forno dental a 550 °C – 650 °C, após tratamento com corrente elétrica (Memory-Maker, Forestadent) e após conformação a frio (Cold Forming). As mudanças nas temperaturas austeníticas finais (Af) foram registradas através de testes de DSC (Differential Scanning Calorimetry). O tratamento térmico em forno dental, assim como com o Memory-Maker, produziu níveis de força muito diferentes para cada um dos arcos testados. A conformação à frio resultou em níveis de forças similares ou levemente reduzidos quando comparados com os fios sem tratamento. As temperaturas austeníticas finais foram, em geral, inversamente proporcionais aos níveis de força. Concluíram que a forma dos arcos pode ser modificada usando todos os métodos testados, pois o comportamento superelástico dos arcos não foi fortemente afetado. Entretanto, é importante conhecer as mudanças específicas individuais que ocorrem nos níveis de força de cada arco, com o tratamento térmico, pois estes níveis de força variaram imprevisivelmente para cada arco. A conformação a frio resultou em forças mais previsíveis para todos os fios testados, sendo a técnica recomendada para moldar arcos de NiTi.

2.5 ENSAIOS DSC (DIFFERENTIAL SCANNING CALORIMETRY)

O ensaio de **DSC**, ou **Differential Scanning Calorimetry** é largamente utilizado na determinação das temperaturas de transformação de ligas com memória de forma, e mede a quantidade de calor emitida ou absorvida durante a mudança de fase, em relação a uma amostra de comportamento conhecido. A martensita se forma no resfriamento com emissão de calor (reação exotérmica) e isto assinala um pico (ou vale, dependendo do sentido convencionalizado pelo aparelho) na curva de resfriamento. Da mesma forma, o contrário acontece na austenita, uma reação endotérmica (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996) (Gráfico 7).

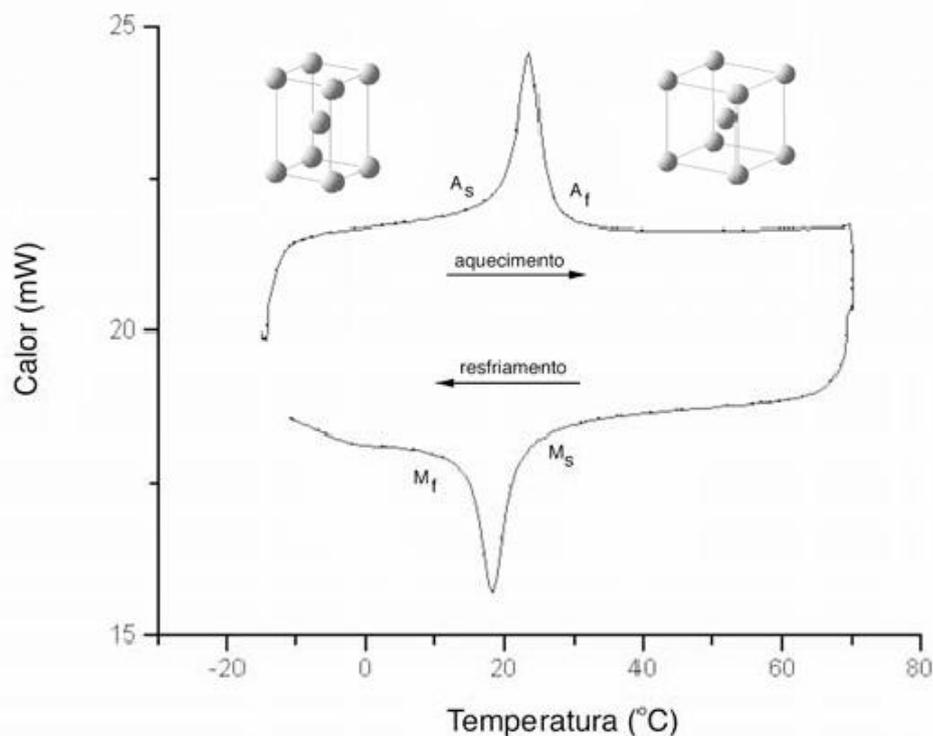


Gráfico 7 – Gráfico convencionalizado de DSC de uma liga de NiTi.

Fonte: Reis, W.P. (REIS, 2001).

Dependendo do sinal convencionado pelo aparelho, os picos e vales poderão representar reações exo ou endotérmicas, características respectivamente da transformação martensítica e austenítica.

As amostras para este ensaio são pequenas e sua preparação não exige cuidados especiais.

Ao se trabalhar com ligas com memória de forma, é muito importante conhecer as temperaturas de transformação (M_s , M_f , A_s , A_f e da fase R, caso ela ocorra). As propriedades físicas de uma liga de NiTi variam de acordo com a quantidade de cada fase presente no material e esta, por sua vez, é função da temperatura da liga (HODSON, 2000).

A medida da resistividade elétrica foi um método amplamente utilizado para a determinação das temperaturas de transformação das ligas com memória de forma. No entanto, devido à baixa precisão dos resultados e da dificuldade da preparação das amostras, este ensaio foi substituído por outros, particularmente pelo ensaio de DSC (Differential Scanning Calorimetry). Os dois ensaios não podem ser comparados entre si, pois não fornecem temperaturas de transformação coincidentes, e o DSC apresenta como vantagem resultados com maior precisão e permite o cálculo da entalpia da reação (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996).

As temperaturas de transformação das ligas de NiTi estão extremamente ligadas a composição da liga e aos tratamentos térmicos sofridos durante o processo de fabricação (Thompson, 2000). Qualquer adição de níquel até o limite de 50%, em peso atômico, tem pouco efeito na temperatura de transformação, mas acima deste valor, pequenas adições de níquel podem mudar drasticamente a temperatura de transformação e, por conseguinte, as propriedades mecânicas da liga (Hodgson et al., 2000; Libenson et al., 1993). Como exemplo, uma adição de níquel suficiente para variar a composição da liga NiTi de 50-50 para 51-49 em percentual atômico faz abaixar a temperatura A_s em aproximadamente 100 °C (HODSON, 2000).

Shaw e Kyriakides (SHAW, 1995) avaliaram os aspectos termomecânicos da liga de NiTi. Os experimentos foram conduzidos em uma temperatura e regime de deformação onde a liga apresenta memória de forma e pseudoelasticidade, em temperaturas na faixa de -20 °C a 100 °C. A carga e a escolha do meio influenciaram significativamente os resultados encontrados na tensão-deformação, devido a uma complexa interação entre as propriedades mecânicas intrínsecas do material, e as condições de calor predominante do experimento. Foi demonstrado que a tensão e a temperatura podem ajudar a esclarecer os eventos que ocorrem em diferentes estágios de uma típica situação de ativação-desativação. Este trabalho obteve um termograma com as seguintes características descritas no Gráfico 8:

- O termograma superior foi obtido através do aquecimento da liga, resultando em uma estrutura austenítica, à taxa constante de 10 °C/min, em uma faixa de -70 °C até 100 °C, sendo que, em baixas temperaturas, o material encontra-se na fase martensítica (B19) e apresenta uma estrutura monoclinica. A presença do pico de maior energia, aproximadamente 50 °C, corresponde a uma transição endotérmica para a fase austenítica (B2) do NiTi, onde a estrutura é cúbica de corpo centrado (CCC). A área desse pico representa o calor latente de transformação e as temperaturas inicial ($A_i = 29,5$ °C) e final ($A_f = 62$ °C) de transição da austenita são obtidas através da construção de linhas tangentes. Para temperaturas entre estes valores, as duas fases coexistem.

- O termograma inferior foi obtido através do resfriamento do material à taxa constante de 10 °C/min, em uma faixa de 100 °C para -70 °C, cuja fase inicial é austenítica (B2) que se transforma em martensítica (B19) no decorrer do resfriamento, passando por uma fase martensítica intermediária com estrutura romboédrica conhecida como "fase R" ($R_i = 54$ °C e $R_f = 32$ °C). A martensítica propriamente dita tem início de formação em $M_i = -10$ °C e sua completa formação em $M_f = -70$ °C.

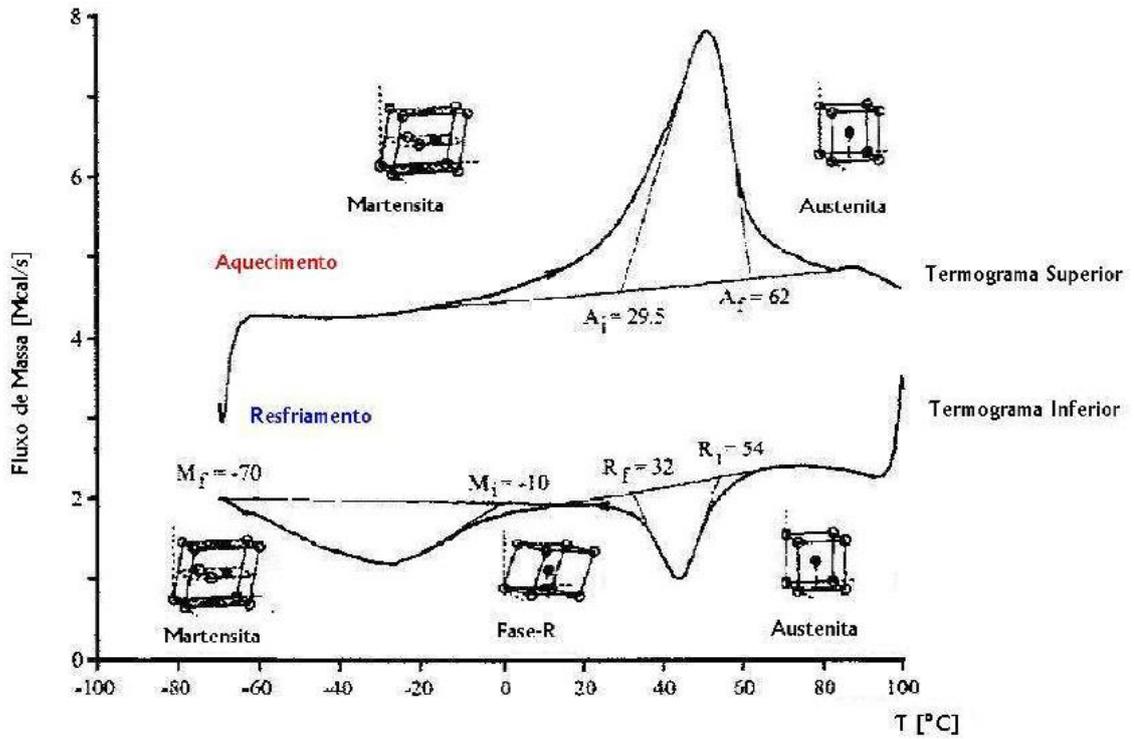


Gráfico 8 - Termogramas de aquecimento e resfriamento de DSC para a liga de NiTi.

Fonte: Shaw e Kyriakides (SHAW, 1995).

P **roposição**

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar o intervalo de transição térmica de sete marcas comerciais de fios de Níquel-Titânio termoativados, com suas respectivas temperaturas Austenítica inicial (As), Austenítica final (Af), Martensítica inicial (Ms), Martensítica final (Mf).

Avaliar se a temperatura austenítica final fornecida pelo fabricante realmente está de acordo e, quando este não a fornece, determinar qual é, para cada fio analisado.

Determinar as marcas comerciais que apresentam melhor comportamento de memória de forma na temperatura bucal.

Materiais e

Métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

Para este estudo foram selecionadas sete marcas comerciais de fios níquel titânio termoativados (Figura 5): Nitinol termoativado (Aditek, Cravinhos, Brasil); NeoSentalloy F200 (GAC, Bohemia, USA); Thermo Plus (Morelli, Sorocaba, Brasil); Copper Ni-Ti 35 °C (Ormco, Glendora, USA); Flexy Thermal 35 °C (Orthometric, Marília, Brasil); Superthermal Nickel Titanium Arches (Orthosource, Matão, Brasil) e Heat Activated NiTi (Highland Metals, São José, EUA).



Figura 5 – Marcas comerciais testadas.

Tabela 2 – Fios de Níquel Titânio termoativados utilizados.

Nome Comercial	Fabricante	Tipo	Lote	Calibre
Nitinol Termoativado	Aditek	Termoativado	51.10.295091013	0,019" x 0,025"
NeoSentalloy F200	GAC	Termoativado	H580	0,019" x 0,025"
Thermo Plus	Morelli	Termoativado	1590627	0,019" x 0,025"
Copper Ni-Ti 35 °C	Ormco	Termoativado	08M465M	0,019" x 0,025"
Flexy Thermal 35 °C	Orthometric	Termoativado	2041108252	0,019" x 0,025"
Superthermal Nickel Titanium Arches	Orthosource	Termoativado	9004	0,019" x 0,025"
Heat Activated NiTi	Highland Metals	Termoativado	29350	0,019" x 0,025"

4.2 MÉTODOS

Os testes foram realizados de acordo com norma da International Organization for Standardization (ISO), ISO 15841 (ISO, 2006), e American Society for Testing and Materials (ASTM), ASTM D3418-08 (ASTM, 2008).

As amostras foram obtidas a partir da parte mais reta de cada arco, cortadas cuidadosamente com discos separadores sobre refrigeração e baixa rotação, acopladas em uma máquina de corte pneumático, em tamanhos de 5 mm, ou aproximadamente 5 mg, pesadas em uma balança eletrônica.

Foram testadas sete amostras, uma de cada marca comercial.

Após cortadas e pesadas, cada amostra foi limpa com álcool, seca e inserida em um cadinho de alumínio.

Este cadinho foi tampado e selado, em seguida levado à máquina de DSC – Differential Scanning Calorimetry (DSC Q20- TA Instruments) (Figuras 6 e 7).

Como referência inerte, foi utilizada um segundo cadinho de alumínio vazio.

A câmara de aquecimento foi preenchida com uma atmosfera de nitrogênio, a 50 ml/min, com a finalidade de se evitar a condensação da água e oxidação do material.

O aparelho foi calibrado momentos antes da realização dos ensaios, com padrão de mercúrio-índio.

As taxas de aquecimento e resfriamento foram fixadas em 10 °C/min, em um intervalo de temperatura entre -100 °C a 150 °C.



Figura 6 – Cadinhos de alumínio inseridos na máquina de DSC.



Figura 7 – DSC Q20-TA Instruments.

As amostras foram testadas conforme recebidas pelo fabricante.

O aparelho de DSC é ligado a um computador e, por meio de um software apropriado (Platinum Software®), gerou os gráficos mostrando as curvas para a reação exotérmica, no resfriamento, e a reação endotérmica, no aquecimento.

De acordo com a norma ASTM D3418-08, as características essenciais básicas que uma câmara de teste de DSC deve possuir são:

- Forno, para prover um aquecimento/resfriamento uniforme da amostra;

- Sensor de temperatura, para fornecer a temperatura da amostra;
- Sensor diferencial, para detectar a diferença de fluxo de calor entre a amostra e a referência inerte;
- Meios de manter um ambiente de teste de câmara de gás num fluxo de 10 a 50 + - 5 ml/min;
- Controlador de temperatura, capaz de executar um programa específico de temperatura para operação do forno;
- Dispositivo de gravação, capaz de gravar e exibir um sinal de fração de fluxo de calor (curva do DSC), em função da temperatura;
- Software, para reproduzir os gráficos;
- Recipientes (cadinhos) onde são inseridas as amostras;
- Capacidade de refrigeração em elevadas temperaturas, para fornecer taxas constantes de resfriamento; e
- Balança, com precisão de 10 µg.

O programa de DSC gerou os gráficos para cada amostra, onde foi calculada o valor da entalpia e as temperaturas iniciais e finais de cada reação (endotérmica e exotérmica).

Os testes de DSC foram realizados no Laboratório de Materiais Poliméricos (LAPOL), da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Figura 8).



Figura 8 – Placa do LAPOL.

***R*esultados**

5. RESULTADOS

5.1 RESULTADOS

O Software (Platinum Software®), instalado no computador acoplado ao aparelho de DSC, gerou os gráficos mostrando as curvas de aquecimento e resfriamento.

As temperaturas A_s (Austenítica inicial), A_f (Austenítica final), M_s (Martensítica inicial) e M_f (Martensítica final) foram calculadas, nos gráficos de cada liga, assim como o valor da entalpia de cada reação.

Para algumas ligas houve a presença da fase R (Romboédrica), no resfriamento, representada por R_s (Romboédrica inicial), e R_f (Romboédrica final).

Esses dados foram registrados em um Relatório de Ensaio, sendo este relatório assinado pelo laboratorista que realizou os testes, e pelo gerente técnico do laboratório (Anexo A).

A Tabela 3 mostra as temperaturas de transição térmica das marcas comerciais testadas.

Tabela 3 – Temperaturas de transição térmica de fios ortodônticos de NiTi (°C).

Produtos	Resfriamento				Aquecimento			
	Rs	Rf	Ms	Mf	Rs	Rf	As	Af
Aditek	11,60	6,55	-24,00	-42,36	---	---	13,71	24,75
Dentsply	21,11	16,31	-24,59	-51,60	---	---	19,21	29,37
Morelli	16,07	12,02	-42,72	-64,14	---	---	6,62	20,39
Ormco	---	---	19,34	-24,56	---	---	2,93	42,64
Orthometric	---	---	35,97	16,68	---	---	10,81	45,42
Orthosource	19,42	11,73	-54,73	-68,68	---	---	1,54	24,18
Highland M	29,68	18,56	-41,18	-64,13	---	---	8,50	33,90

A Tabela 4 mostra o comportamento destas transformações, ou seja, as fases que determinado fio apresentou durante o aquecimento e o resfriamento.

Tabela 4 – Comportamento das transformações de fase das ligas de NiTi.

ARCOS	FASES DE TRANSFORMAÇÃO
Aditek	Aquecimento: M - A
	Resfriamento: A – R – M
Dentsply	Aquecimento: M – A
	Resfriamento: A – R – M
Morelli	Aquecimento: M – A
	Resfriamento: A – R - M
Ormco	Aquecimento: M – A
	Resfriamento: A – M
Orthometric	Aquecimento: M – A
	Resfriamento: A – M
Orthosource	Aquecimento: M – A
	Resfriamento: A – R - M
Highland Metals	Aquecimento: M – A
	Resfriamento: A – R – M

Sendo M: Martensítica; A: Austenítica; R: Romboédrica.

A seguir, temos os gráficos de cada liga, representada pelas curvas endotérmicas, no aquecimento, que caracteriza a transformação de fase de Martensítica para Austenítica, e exotérmicas, no resfriamento, caracterizando a transformação de fase de Austenítica para Martensítica. Pode-se notar que todas as

ligas, com exceção da Ormco e da Orthometric, apresentaram a fase R intermediária no resfriamento.

Os gráficos gerados por este software especializado faz a leitura do tipo “Exo up”, significando que a curva superior é a exotérmica, e a inferior é a endotérmica.

No Gráfico 9 o resultado do DSC para a liga Aditek mostra uma curva endotérmica no aquecimento, com As 13,71 °C, com pico em 19,42 °C, Af 24,75 °C, e a curva exotérmica, no resfriamento, com Rs 11,60 °C, com pico em 8,56 °C, Rf 6,55°C , Ms -24,00 °C, com pico em -34,36 °C e MF -42,36 °C.



Anexo 1
Relatório de Ensaio 012

DSC

Amostra: Aditek
 Peso: 5.400mg
 Método: Rampa 10°C/min - atm N2 - 2º corrida
 Instrumento: DSC Q20 TA Instruments

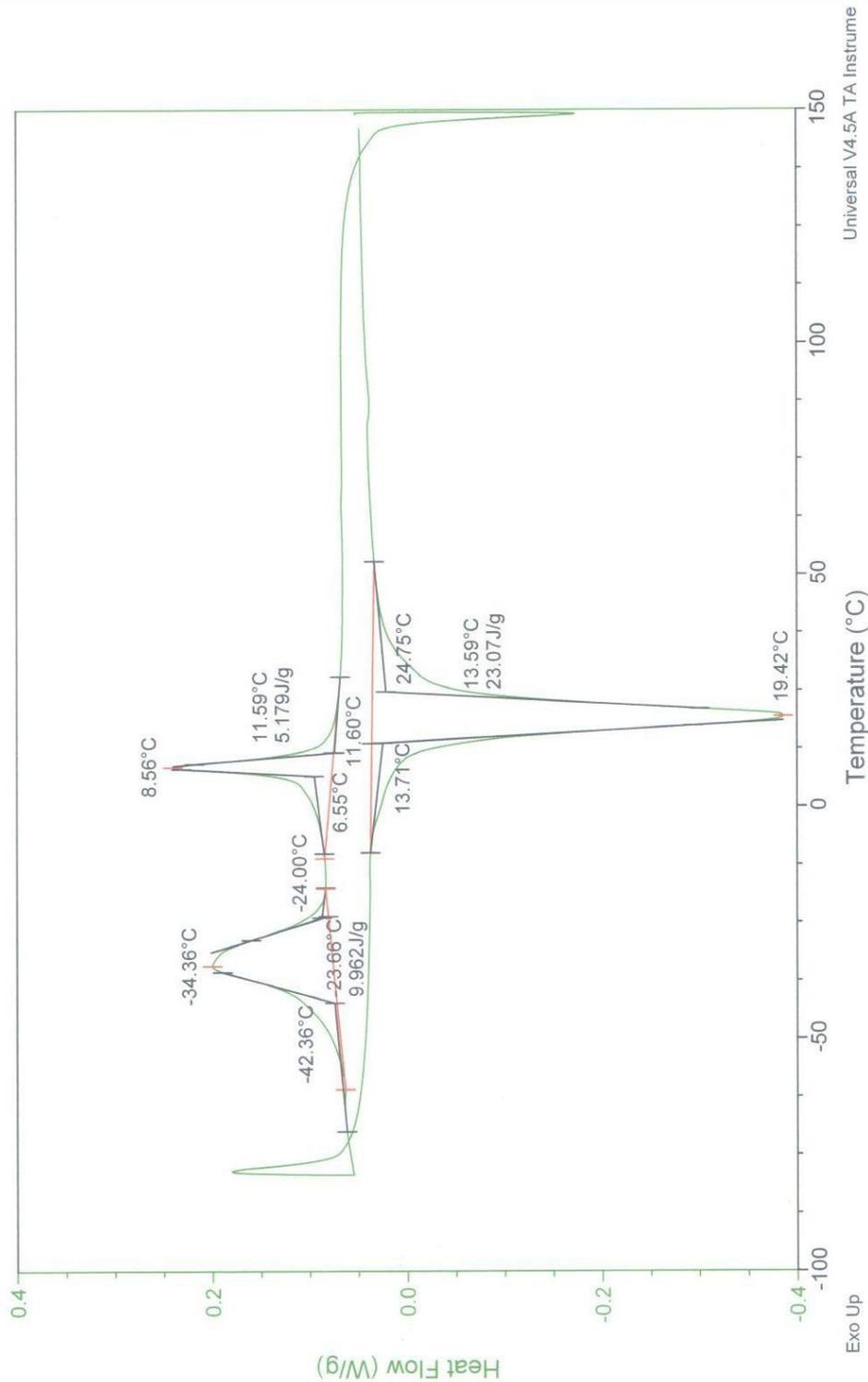


Gráfico 9 – Curvas de DSC da liga Aditek.

No gráfico 10, o resultado do DSC para a liga da Dentsply mostra uma curva endotérmica no aquecimento com A_s 19,21 °C, com pico em 24,51 °C, A_f 29,37 °C, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores R_s 21,11 °C, pico 18,86 °C e R_f 16,31 °C, e M_s -24,59 °C, pico -38,69 °C e M_f -51,60 °C.



Anexo 2
Relatório de Ensaio 012

DSC

Amostra: Dentsply
 Peso: 5.500mg
 Método: Rampa 10°C/min - atm N2 - 2º corrida
 Instrumento: DSC Q20 TA Instruments

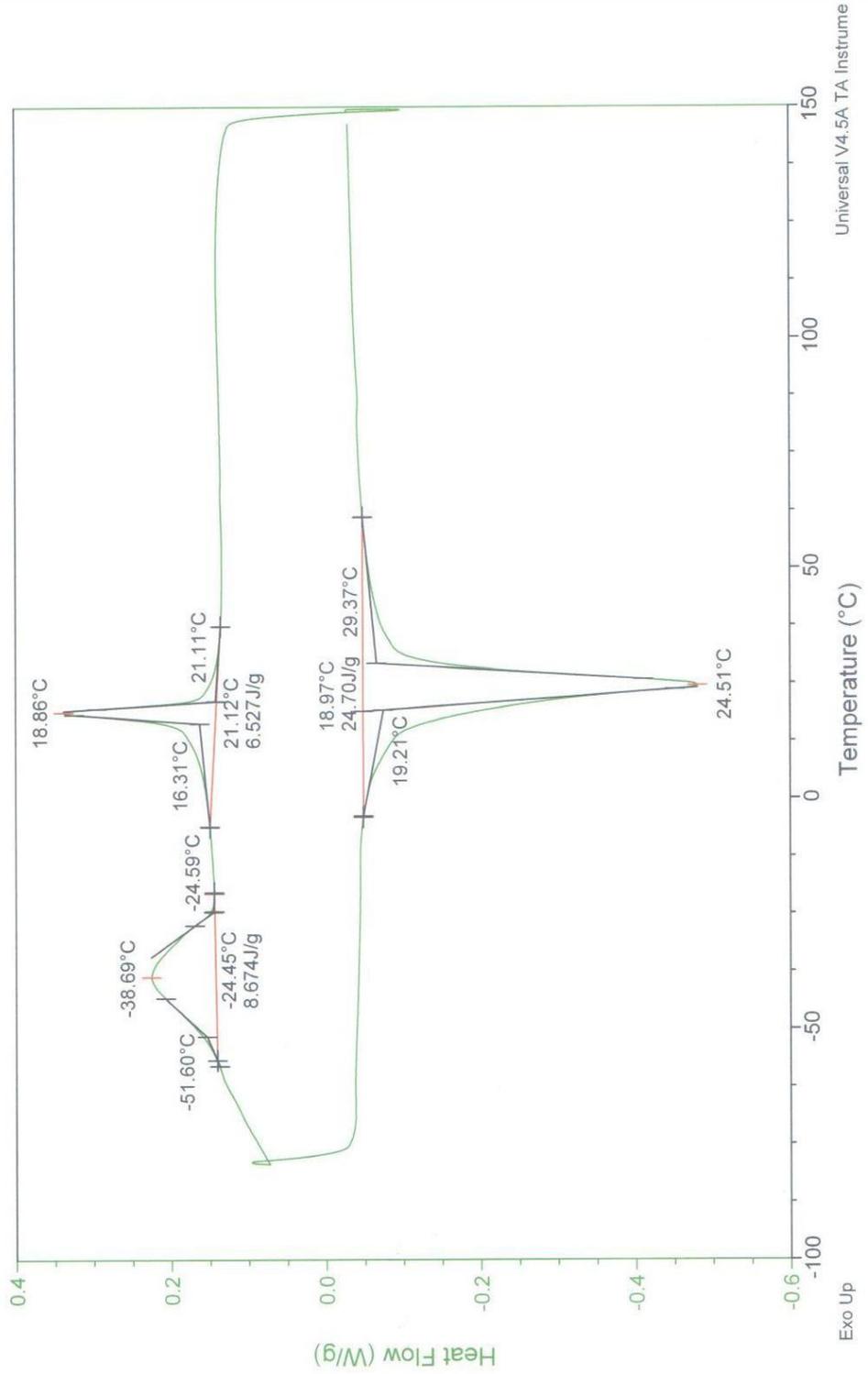


Gráfico 10 – Curvas de DSC da liga Dentsply.

No gráfico 11, observamos a curva endotérmica no aquecimento para a liga Morelli, com A_s 6,62 °C, pico 14,12 °C, A_f 20,39 °C, e a curva exotérmica, no resfriamento, com R_s 16,07 °C, pico 14,12 °C, R_f -12,02 °C, M_s -42,72 °C, pico -54,98 °C, M_f -64,14 °C.



Anexo 3
Relatório de Ensaio 012

DSC

Amostra: Morelli
 Peso: 5,270mg
 Método: Rampa 10°C/min - atm N2 - 2º corrida
 Instrumento: DSC Q20 TA Instruments

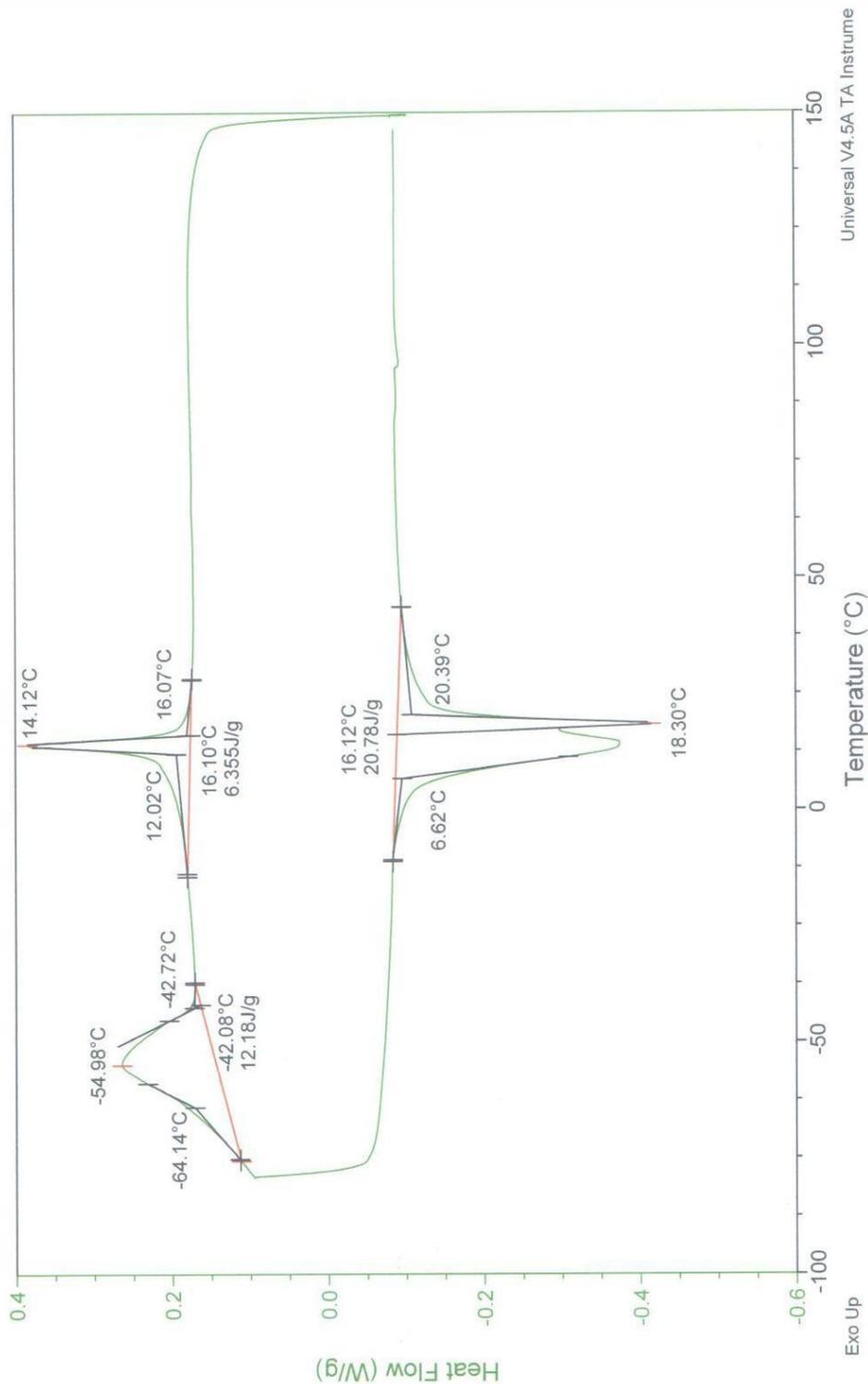


Gráfico 11 – Curvas de DSC da liga Morelli.

No gráfico 12, observamos a curva endotérmica no aquecimento da liga Ormco, com os seguintes valores: A_s 2,93 °C, pico 25,74 °C, A_f 42,64 °C, e a curva exotérmica no resfriamento, com os valores M_s 19,34 °C, pico 0,35 °C, M_f -24,56 °C. Esta liga não apresentou a fase R.



Anexo 4
Relatório de Ensaio 012

DSC

Amostra: Ormco
 Peso: 5,100mg
 Método: Rampa 10°C/min - atm N2 - 2º corrida
 Instrumento: DSC Q20 TA Instruments

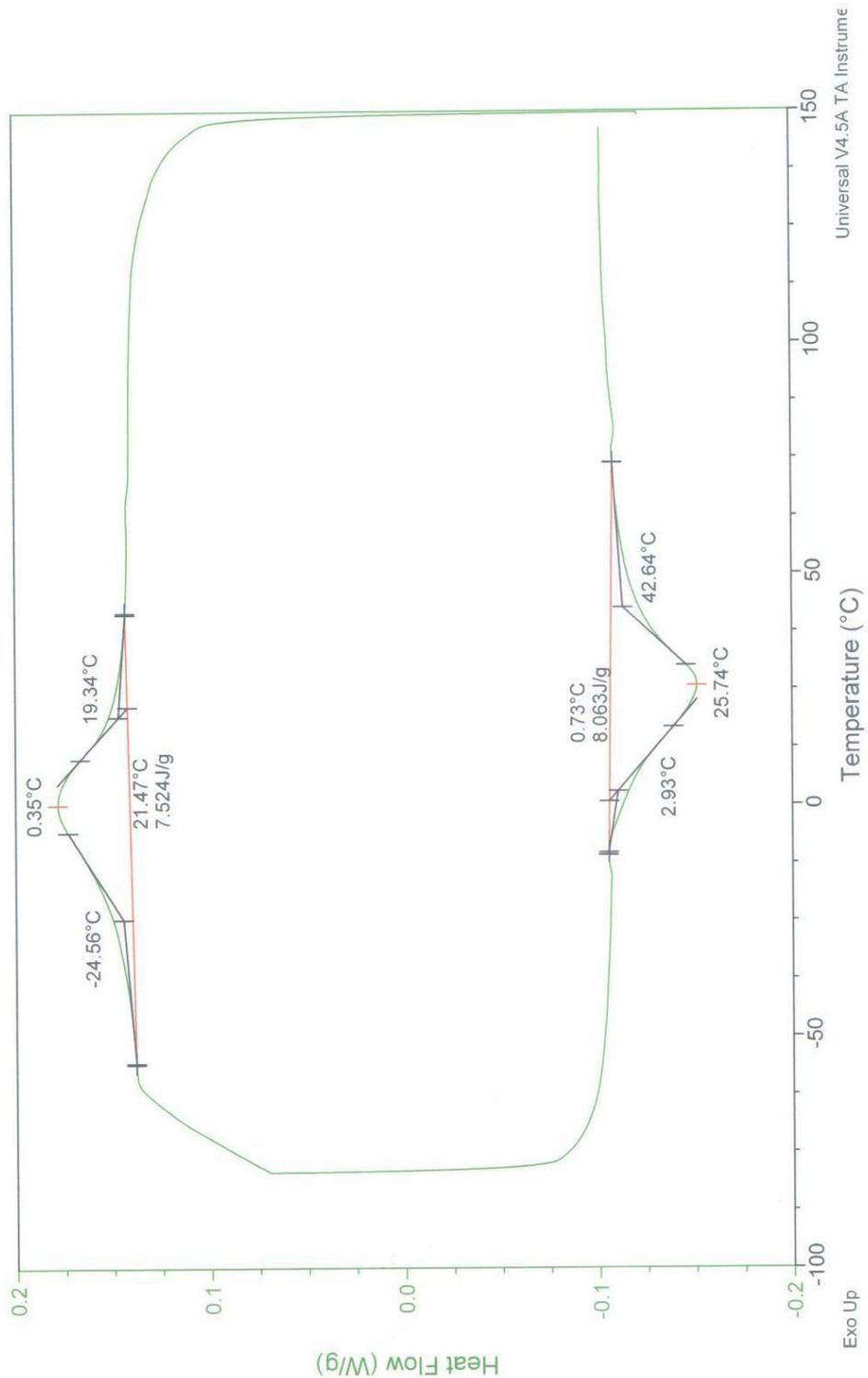


Gráfico 12 – Curvas de DSC da liga Ormco.

No gráfico 13 verificamos a curva endotérmica no aquecimento para a liga Orthometric, com As 10,81 °C, pico 35,02 °C, Af 45,42 °C, e a curva exotérmica, no resfriamento, com Ms 35,97 °C, pico 26,43 °C, Mf 16,68 °C. Essa liga, assim como a da Ormco, não apresentou a fase R.



Anexo 5
Relatório de Ensaio 012

DSC

Amostra: Orthometric
Peso: 5.400mg
Método: Rampa 10°C/min - atm N2 - 2º corrida
Instrumento: DSC Q20 TA Instruments

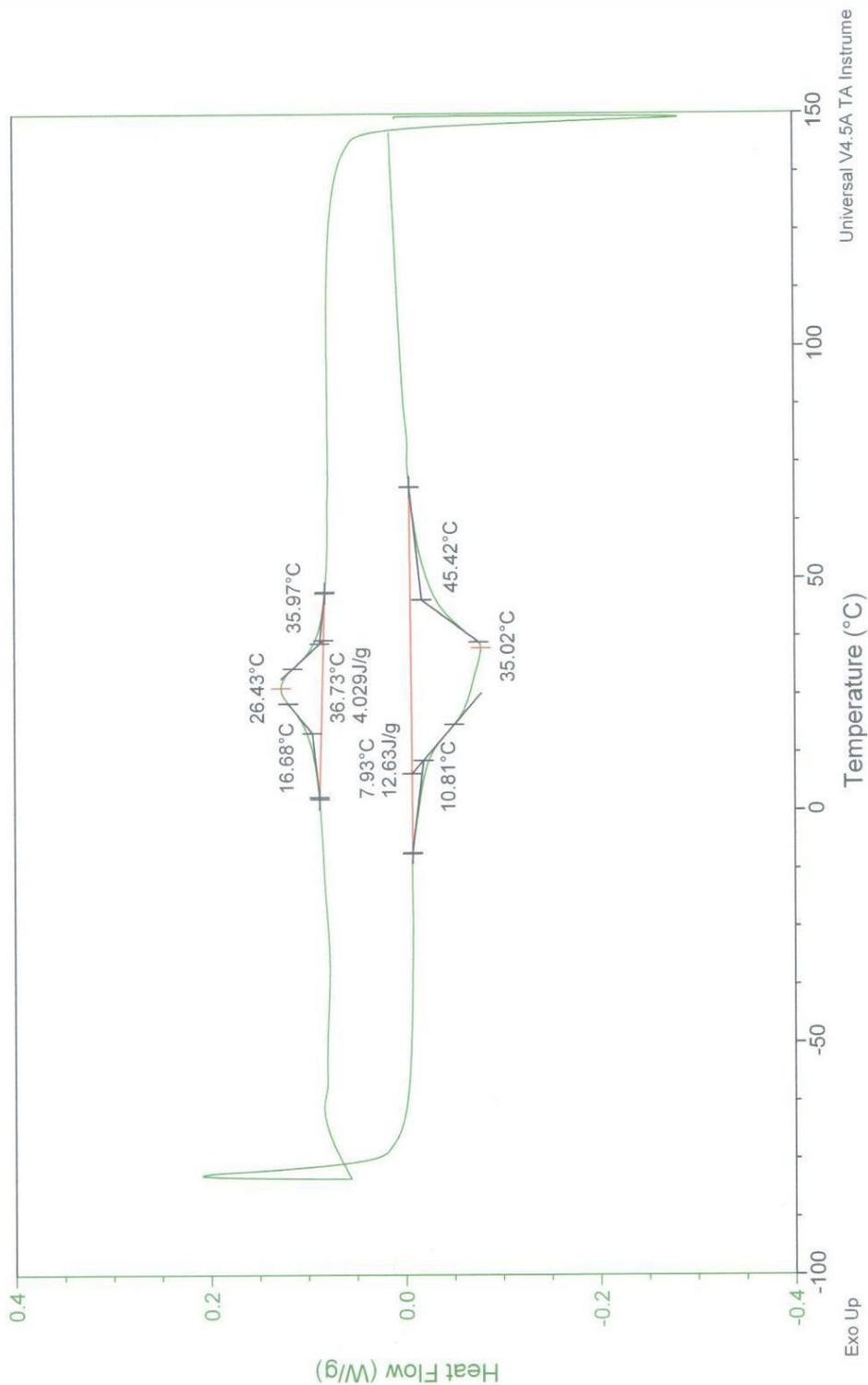


Gráfico 13 – Curvas de DSC da liga Orthometric.

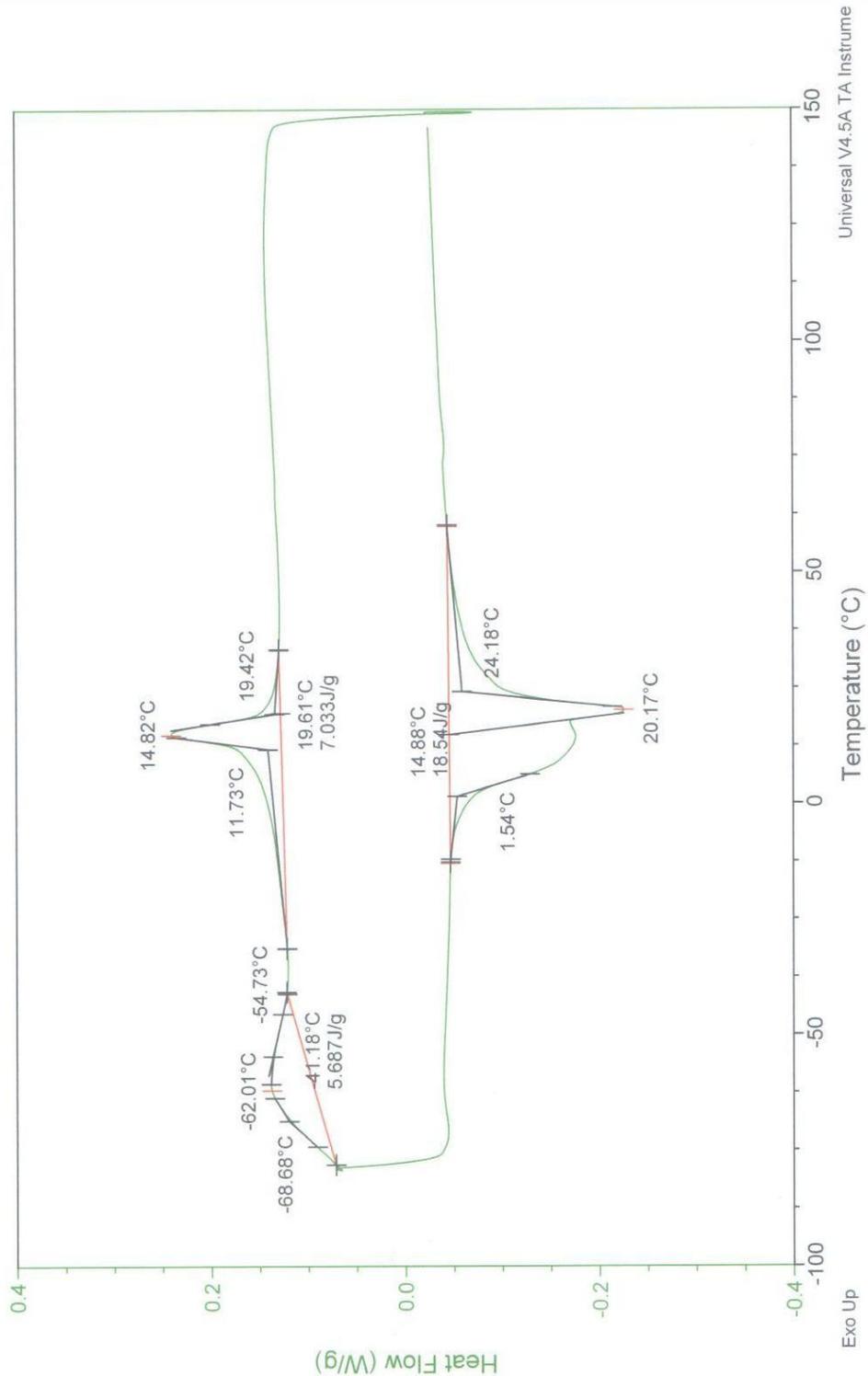
No gráfico 14 têm-se a curva endotérmica no aquecimento para a liga da Orthosource, com os valores A_s 1,54 °C, pico 20,17 °C, A_f 24,18 °C, e a curva exotérmica, no resfriamento, com R_s 19,42 °C, pico 14,82 °C, R_f 11,73 °C, M_s -54,73 °C, pico -62,01 °C, M_f -68,68 °C.



Anexo 6
Relatório de Ensaio 012.

DSC

Amostra: Orthosource
 Peso: 5.200mg
 Método: Rampa 10°C/min - atm N2 - 2º corrida
 Instrumento: DSC Q20 TA Instruments



Universal V4.5A TA Instrume

Gráfico 14 – Curvas de DSC da liga Orthosource.

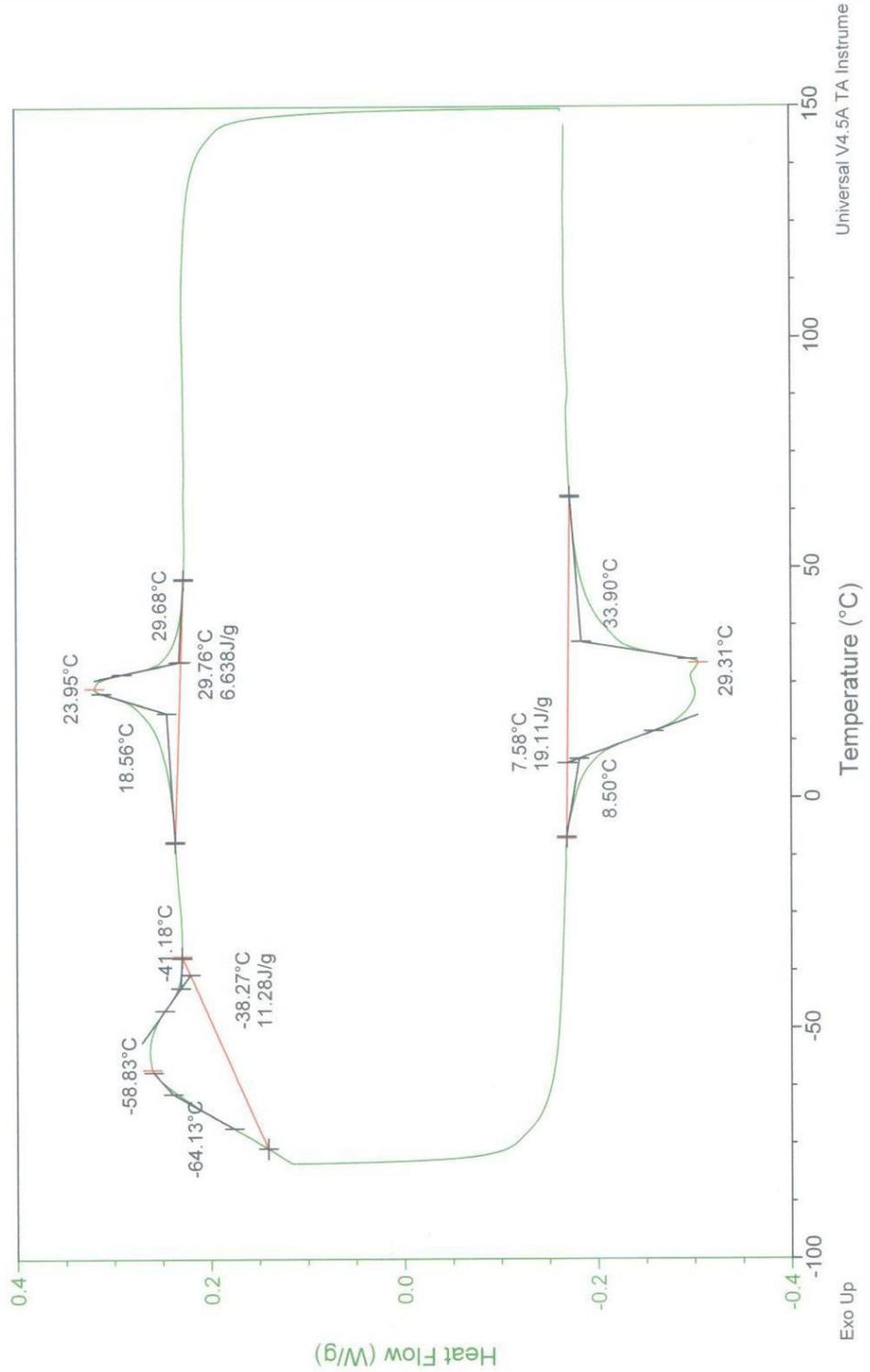
No gráfico 15 verificamos a curva endotérmica da liga Highland Metals, com A_s 8,50 °C, pico 29,31 °C, A_f 33,90 °C, e a curva exotérmica, no resfriamento, com R_s 29,68 °C, pico 23,95 °C, R_f 18,56 °C, M_s -41,18 °C, pico -58,83 °C, M_f -64,13 °C.



Anexo 7
Relatório de Ensaio 012

DSC

Amostra: Highland Metals
 Peso: 5.260mg
 Método: Rampa 10°C/min - atm N2 - 2° corrida
 Instrumento: DSC Q20 TA Instruments



Universal V4.5A TA Instrume

Gráfico 15 – Curvas de DSC da liga Highland Metals.

Discussão

6. DISCUSSÃO

6.1 CONCEITOS E NORMAS

O uso de arcos retangulares de Níquel-Titânio termoativados em fases iniciais do tratamento ortodôntico é embasado pela idéia de que se é possível baixos níveis de força e controle tridimensional do movimento dentário, já no início do tratamento (GURGEL et al., 2001).

Um fio de NiTi ideal deve permitir sua inserção no slot do braquete para somente depois retornar a sua forma original, liberando forças leves, previsíveis, constantes e contínuas (ANDREASEN, 1972).

Novos fios ortodônticos termoativados são constantemente lançados no mercado, e muitas vezes o ortodontista não sabe se as informações fornecidas pelo fabricante, quando existentes, condizem com as propriedades mecânicas e com a temperatura de transição térmica do fio.

Desta maneira, estudos devem ser realizados para ajudar o ortodontista quanto à escolha do melhor fio para a fase em que o tratamento se encontra.

Este trabalho foi embasado nas normas ISO 15841 (15841, 2006), que regulamenta os testes feitos em arcos ortodônticos, e pela ASTM D3418-08 (D3418-08, 2008), que regulamenta os testes feitos em polímeros e metais, como o Níquel-Titânio, através da Calorimetria Diferencial de Varredura (Differential Scanning Calorimetry – DSC).

Para facilitar a discussão dos resultados obtidos neste trabalho, esta seção foi dividida em tópicos.

6.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA

As marcas comerciais selecionadas são amplamente utilizadas pelos ortodontistas, sendo que algumas já foram testadas anteriormente por outros autores (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996) (SANTORO; BESHES, 2000; SANTORO; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001).

Algumas marcas pesquisadas (Aditek, Morelli, Orthometric e Orthosource) não possuem trabalhos que comprovem sua temperatura de transição térmica, e se esta condiz com a especificação do fabricante, sendo, portanto necessário a realização de um estudo para este fim.

Foram utilizados fios com dimensão de 0,019" X 0,025", por ser esta dimensão amplamente utilizada em acessórios com canaletas de 0,022". Poucos trabalhos avaliam o comportamento mecânico de fios desta espessura (SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006) e para fios desta dimensão não existem trabalhos publicados referentes a teste de DSC.

Segundo Sakima et al. (SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006), fios termoativados de NiTi retangulares possibilitam seu uso nos estágios iniciais de alinhamento e nivelamento dentário, contribuindo para o controle tridimensional do movimento dentário, com forças constantes.

Todos os fios avaliados neste estudo foram classificados como termoativados, ou seja, todos possuem mudança de fase pela transformação martensítica devido a uma variação de temperatura, corroborando com as afirmações de Tonner e Waters (TONNER; WATERS, 1994) sobre a definição de fios termoativados.

Foi testada uma amostra de cada arco, pois, além dos testes de DSC apresentarem custo elevado, experimentos pilotos demonstraram que há uma excelente reprodutibilidade de resultados entre amostras de mesma liga de NiTi, não sendo necessária a realização de mais de um teste (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996), bastando que a amostra selecionada esteja no peso ideal

para um excelente contato entre a amostra e o espectra de alta resolução do aparelho de DSC.

Os corpos de prova foram obtidos após corte cuidadoso do arco, de acordo com a ISO 15841(15841, 2006), em baixa velocidade, resfriada com água, com mínimo aquecimento e stress mecânico, para não haver alterações nas proporções das fases austeníticas e martensíticas dos fios, como recebidos do fabricante.

Não há um consenso na literatura entre sobre o peso ideal para as amostras de DSC, Todoroki e Tamura (TODOROKI, 1987) utilizaram em seu trabalho 10 mg, Yoneyama et al. (YONEYAMA, 1993) utilizaram 40 mg, e Bradley et al. (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996) utilizaram 20 mg.

Neste trabalho, o peso dos corpos de prova foi em média de $5 \pm 0,5$ mg, peso suficiente para fornecer excelente contato entre a amostra e o espectro de alta resolução do DSC, de acordo com a ASTM D3418-08 (D3418-08, 2008), método de teste padrão para determinar as temperaturas de transição e entalpias de fusão e cristalização de polímeros, através de DSC.

6.3 MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DAS TEMPERATURAS DE TRANSFORMAÇÃO DE FASE

Existem vários métodos para a análise das transformações de fase, porém o mais utilizado é o DSC (Differential Scanning Calorimetry), pois além das temperaturas de mudança de fase (A_s , A_f , M_s , M_f , R_s e R_f), este método fornece também o valor da entalpia das reações, e as amostras para este ensaio são pequenas, sendo que sua preparação não exige cuidados especiais.

Brantley et al. (BRANTLEY; IJIMA; GRENTZER, 2003) fizeram um estudo com a técnica de DSC modulado, (TMDSC) onde uma onda sinusoidal de temperatura é superimposta sobre o regime linear de aquecimento ou resfriamento utilizado no DSC convencional. Desta forma, os componentes do fluxo de calor reverso e não reverso (endotérmico e exotérmico) podem ser separados, o que indica que as transformações de fase em arcos de Níquel-Titânio são mais

complexas do que mostrado pelo DSC convencional, pois o aparecimento da fase R é mais consistente no TMDSC. Comparando-se a temperatura austenítica final para o arco NeoSentalloy, tanto o DSC como o TMDSC resultaram em um Af em torno de 37 °C (37 °C para o TMDSC e 36 °C para o DSC), segundo Brantley et al. (BRANTLEY; IJIMA; GRENTZER, 2003) e Bradley et al. (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996), respectivamente.

Análises pela difração de raio-x fornecem informações úteis sobre a presença das fases austenítica e martensítica em arcos de NiTi, porém esta técnica examina apenas a superfície do material até 50 µm, enquanto o DSC fornece informações de todo o material (REN et al., 2008).

Medidas da resistividade elétrica também podem ser usadas para avaliar as transformações de fase em fios de Níquel-Titânio, porém não fornecem as entalpias das reações. Todoroki e Tamura (TODOROKI, 1987) afirmaram que a medida da resistividade elétrica fornece uma resolução muito menor, quando comparado ao DSC, e que as duas técnicas não fornecem os mesmos valores para intervalos de transição térmica de uma mesma liga, o mesmo encontrado por Ren et al. (REN et al., 2008) em seu estudo, que concluiu que as temperaturas encontradas também foram muito menores do que as obtidas pelo DSC.

A Análise Mecânica Dinâmica (DMA) é outro meio bastante eficiente para se determinar temperaturas de transição de fios de NiTi, já que este método avalia as temperaturas de transição térmica e características mecânicas da liga. Laino et al. (LAINO et al.) afirmaram que o uso da DMA juntamente com o DSC representa uma ferramenta poderosa para se caracterizar arcos ortodônticos.

6.4 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A transformação martensítica que ocorre nos fios de Níquel-Titânio termoativados ($M \rightarrow A$) responsável pelo efeito de memória de forma se consolida entre as temperaturas Martensítica final (Mf) e Austenítica final (Af) em um intervalo de temperatura denominado Intervalo de Transição Térmica (ITT).

É consolidado na literatura científica que o Intervalo de Transição Térmica (ITT), das ligas de Níquel-Titânio termoativadas, influencia fortemente a escolha do arco mais apropriado para o alinhamento e nivelamento (SANTORO; BESHERS, 2000) (BISHARA et al., 1995).

Bishara et al. (BISHARA et al., 1995) concluíram em seu trabalho que um dos parâmetros clínicos mais importantes em fios ortodônticos de NiTi termoativados é a determinação do ITT destes fios, e que este intervalo está relacionado à composição da liga e ao seu modo de processamento. Concordando com Bishara (BISHARA et al., 1995), Santoro e Beshers (SANTORO; BESHERS, 2000) afirmaram que a coexistência das fases austenítica e martensítica dentro dos limites do ITT é acompanhada por uma melhora concomitante das propriedades mecânicas do arco, em termos de liberação de uma força de desativação quase constante e baixa. Para atingir a coexistência da austenita e da martensita durante o tratamento ortodôntico, o ITT destas ligas deve corresponder às variações de temperatura do ambiente oral.

As variações da temperatura bucal num período de vinte e quatro horas têm sido estudadas, e a temperatura média encontrada gira em torno de 35 °C, com variações ocorrendo todo o tempo (MOORE et al., 1999) e em diferentes locais da boca (VOLCHANSKY; CLEATON-JONES, 1994) (AIROLDI et al., 1997). A maioria do tempo (79%), a temperatura bucal varia entre 33 e 37 °C (SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006).

Os fios NeoSentalloy (GAC/Dentsply) e o Copper Ni-Ti 35 °C (Ormco), por serem os fios termoativados mais populares, apresentam vários estudos sobre os mesmos, por isso serão discutidos primeiramente.

Para o fio NeoSentalloy, encontramos neste estudo um ITT entre -51,60 °C (Mf) e 29,37 °C (Af), ou seja, um amplo Intervalo de Transição Térmica, e na temperatura oral este fio estará totalmente austenítico. Esse achado corrobora com os estudos de Bishara et al. (BISHARA et al., 1995) e Santoro et al. (SANTORO; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001), que encontraram um Af de 28 °C, e Brauchli et al. (BRAUCHLI et al.), que encontraram um Af de 29,2 °C, porém estes autores testaram o fio de diâmetro 0,016" X 0,022".

Por outro lado, Bradley et al. (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996) encontraram um ITT para o fio NeoSentalloy de diâmetro 0,016" X 0,022" de -70 °C (Mf) a 36 °C (Af), e Brantley et al. (BRANTLEY; IJIMA; GRENTZER, 2003), utilizando DSC Modulado, encontraram uma temperatura austenítica final menor que 37 °C.

O Copper Ni-Ti 35 °C (CuNiTi 35 °C) 0,019" X 0,025" apresentou neste estudo um ITT entre -24,56 °C (Mf) e 42,64 °C (Af), acima da temperatura bucal e possuindo nesta uma mistura de martensita/austenita, não apresentando memória de forma nesta temperatura. Além disso, esse resultado diferiu do informado pelo fabricante em 7,64 °C

Fios ortodônticos com temperaturas austeníticas finais ligeiramente acima da temperatura bucal podem ser ativados temporariamente com a ingestão de líquidos quentes, o que permitirá o aumento da temperatura bucal até a Af destes fios, e a transformação da martensita em austenita, havendo um aumento das forças liberadas (REN et al., 2008).

Brantley et al. (BRANTLEY; IJIMA; GRENTZER, 2003) encontraram, através de DSC modulado, a temperatura austenítica final para o Copper Ni-Ti 35 °C de dimensão 0,016" X 0,022" em torno de 35 °C, o que corresponde ao que é divulgado pelo fabricante.

Corroborando com este estudo, Biermann et al. (BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007) avaliaram o ITT do CuNiTi 35 °C de seis arcos do mesmo lote, sendo $M_f = -10,1 \pm 3,7$ °C e $A_f = 36 \pm 3,4$ °C. Estes fios demonstraram um amplo ITT, que condiz com as variações da temperatura bucal. Concluiu que o Af para esta liga apresenta diferenças em torno de 2 °C do preconizado pelo fabricante, concordando com os achados de Fischer-Brandies et al. (FISCHER-BRANDIES et al., 2003) e McCoy (MCCOY, 1996).

Laino et al. (LAINO et al.) encontraram a $A_f = 34,4 \pm 2,1$ °C para o CuNiTi 35 °C, diferentemente de Brauchli et al. (BRAUCHLI et al.), que encontram a $A_f = 27,4$ °C para este mesmo fio.

Como podemos perceber, existe uma grande variação na temperatura austenítica final destes fios (NeoSentalloy e Copper Ni-Ti 35°C), tanto para valores aumentados como para valores diminuídos, do informado pelo fabricante, entre lotes diferentes de um mesmo produto.

Fariabi et al. (FARIABI, 1989) e Thompson (THOMPSON, 2000) enumeraram alguns fatores que podem contribuir para as diferenças no ITT de fios de Níquel-Titânio, sendo eles: diferenças entre os lotes, o tratamento térmico realizado na liga, a quantidade de trabalho a frio, as proporções de níquel e titânio, entre outras relacionadas ao processo de metalurgia dos fios.

Estas variações dificultam a escolha do fio por parte do ortodontista, pois tornam seu comportamento imprevisível. Deveria haver uma padronização por parte dos fabricantes na produção destes fios ou, se isso não for possível, o fabricante deve especificar em cada lote os parâmetros elásticos de seus arcos, após testes prévios.

O fio Nitinol Termoativado (Aditek) apresentou um ITT entre -42,36 °C (Mf) e 24,75 °C (Af), sendo na temperatura ambiente e bucal totalmente austenítico .

O fio Thermo Plus (Morelli) apresentou um ITT entre -64,14°C (Mf) e 20,39 °C (Af) sendo que, na temperatura ambiente e bucal, este fio é totalmente austenítico.

O fio Superthermal Nickel-Titanium Arches (Orthosource) apresentou um ITT entre -68,68 °C (Mf) e 24,18 °C (Af) sendo que tanto na temperatura ambiente como na temperatura oral este fio é totalmente austenítico.

Para estes fios, a única fase presente durante o tratamento é a fase austenítica.

O fio Flexy Thermal 35 °C (Orthometric) apresentou um ITT entre 16,68 °C (Mf) e 45,42 °C (Af), sendo na temperatura ambiente e bucal uma mistura de austenita/martensita, não apresentando memória de forma nesta temperatura. Para

este fio, o valor de Af divulgado pelo fabricante, de 35 °C está além, em 10,42 °C, não coincidindo com o que é informado.

O fio Heat Activated (Highland Metals) apresentou um ITT entre -64,13 °C (Mf) e 33,90 °C (Af), coincidente com as flutuações de temperatura do ambiente oral, discordando de Evans (1996), que encontrou para este fio na dimensão 0,016" X 0,022" um Af de 68 °C, bem acima do encontrado neste estudo.

Para quase todos os fios, exceto para o CuNiTi 35 °C e para o Flexy Thermal 35 °C, houve a presença da fase R (Romboédrica) no resfriamento.

Este resultado para o CuNiTi 35 °C corrobora com os achados de Iijima et al. (IIJIMA et al., 2002) e Fisher-Brandies (FISCHER-BRANDIES et al., 2003), que também não encontraram a fase R. Entretanto, Brantley et al. (BRANTLEY; IIJIMA; GRENTZER, 2003) encontraram a fase R, tanto no aquecimento como no resfriamento, para o CuNiTi 35 °C, assim como Bradley et al. (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996), McCoy (MCCOY, 1996) e Todoroki et al. (TODOROKI, 1987).

A fase R é uma fase intermediária entre a martensítica e a austenítica, podendo ocorrer tanto no aquecimento como no resfriamento, ou nos dois processos, dependendo do teor de níquel e do histórico térmico da liga. Sabe-se que ela contribui com um ligeiro ganho de memória de forma, porém a importância clínica dessa propriedade não é conhecida (HODSON, 2000).

6.5 APLICABILIDADE CLÍNICA

Dois fenômenos concomitantes são responsáveis pelo comportamento superelástico de arcos de NiTi termoativados: o Intervalo de Transição Térmica da liga (termoelasticidade) e a formação da martensita induzida pela tensão (SIM), em áreas localizadas do arco, durante a deflexão (pseudoelasticidade).

Como neste estudo os fios ortodônticos foram analisados como recebidos pelo fabricante (as received), as implicações clínicas se basearão em seu comportamento termoelástico.

A importância clínica de se utilizar arcos de Níquel-Titânio termoativados no tratamento ortodôntico baseia-se no fato de que arcos retangulares podem ser inseridos nos braquetes em estágios iniciais do tratamento, produzindo forças leves e contínuas, com controle tridimensional do movimento dentário.

O efeito de memória de forma derivado da transformação termoelástica, da fase martensítica para a fase austenítica, requer um ITT destas ligas igual ou ligeiramente abaixo da temperatura oral, sendo o arco na temperatura ambiente mais maleável, permitindo deflexões e recuperando a sua forma com o aumento da temperatura na cavidade oral.

Das ligas avaliadas neste estudo, somente o arco Heat Activated (Highland Metals) apresentou um ITT correspondente às flutuações de temperatura da cavidade oral, com Af de 33,90 °C. Na temperatura ambiente, em torno de 25 °C no Brasil, a fase cristalográfica deste arco é uma mistura de martensita e austenita, estando este arco flexível e facilmente deformável, o que permite ao ortodontista inseri-lo facilmente nas canaletas dos braquetes colados aos dentes desalinhados. Com o aumento da temperatura na cavidade oral, ocorrerá a transição de fase para a austenita, onde o arco se tornará rígido, liberando forças leves e contínuas, capazes de alinhar estes dentes.

Os arcos testados Nitinol termoativado (Aditek), Thermo Plus (Morelli) e Superthermal Nickel-Titanium Arche (Orthosource) apresentaram temperaturas austeníticas finais abaixo da temperatura ambiente e bucal, estando totalmente austeníticos nestas temperaturas. Nestes casos, o ortodontista não conseguirá fazer deflexões e nem mesmo inserir arcos retangulares nas canaletas de braquetes de dentes desalinhados no início do tratamento. Estes arcos são vendidos como termoativados, mas não possuem a memória de forma requerida para aplicações clínicas em ortodontia, se comportando como arcos de Níquel-Titânio de primeira geração, ou trabalhados a frio.

O fio NeoSentalloy F200 (GAC/Dentsply) apresenta na temperatura ambiente uma mistura de martensita e austenita, com maior predominância de austenita. Se resfriarmos esse arco, podemos inserir dobras neste fio, mas este será rapidamente convertido para a fase austenítica, com o aumento da temperatura no ambiente oral, ficando totalmente austenítico nesta temperatura. Testes das propriedades mecânicas devem ser realizados para avaliar o quanto este fio possui de pseudoelasticidade.

O conhecimento do ITT de ligas de Níquel-Titânio termoativadas é um parâmetro importante para ajudar o ortodontista na escolha do fio ortodôntico que vai beneficiar o tratamento, e deveria ser fornecido pelo fabricante. Porém não é o único fator, faz-se necessário também conhecer o comportamento mecânico destas ligas frente às condições clínicas encontradas nas más-oclusões, tais como apinhamentos e giroversões, que causam deflexões nos arcos e mudam o seu comportamento.

A pseudoelasticidade é um fenômeno da memória de forma que ocorre em ligas de NiTi, que possuem a temperatura austenítica final ligeiramente abaixo da temperatura oral, sob deflexão. Um arco totalmente austenítico estará em sua forma mais rígida, porém, sob deflexão, uma transformação martensítica local poderá ocorrer, produzindo Martensita Induzida por Tensão (SIM).

Um mínimo de 2 mm de deflexão é necessário para a formação do SIM em arcos austeníticos; uma deflexão abaixo de 2 mm irá liberar forças altas relacionadas com a rigidez da fase austenítica.

Como exemplo, Figueiredo (FIGUEIREDO, 2011) testou as propriedades mecânicas de arcos retangulares de calibre 0,019" X 0,025" e concluiu que o NeoSentalloy F200 (GAC) e o Nitinol Termoativado (Aditek) foram as marcas que demonstraram menores valores de forças nas desativações para apinhamentos de 3 mm, numa temperatura de 37 °C. Estes resultados expressaram a superelasticidade que estes arcos apresentam em presença de deflexão.

Os fios Copper Ni-Ti 35 °C (Ormco) e Flexy Thermal 35 °C (Orthosource) apresentaram temperaturas austeníticas finais acima da temperatura bucal, com grande quantidade de martensita tanto extra como intraoralmente, flexíveis e maleáveis, exercendo forças baixas nas estruturas dentoalveolares. Nestes casos, o ortodontista deve orientar o paciente a ingerir líquidos quentes para temporariamente aumentar a força liberada para estimular o movimento dentário. Contrariamente, líquidos gelados diminuem a força.

Os comportamentos pseudoelástico (relacionados à deflexão) e termoelástico (relacionado à temperatura) das ligas de NiTi são complexos e interdependentes.

Devido as dificuldades relacionadas à metalurgia das ligas de NiTi, uma grande variabilidade nas propriedades elásticas é encontrada nestes arcos, principalmente quando são de fabricantes diferentes, e até mesmo entre lotes diferentes de uma mesma marca.

Desta forma, os fabricantes devem quantificar os parâmetros elásticos de cada lote, até que seja possível uma padronização das propriedades mecânicas destes arcos.

6.5.1 SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

Realizar testes de DSC para estas mesmas marcas, em mesmas condições, com diferentes lotes, para avaliar se os resultados são consistentes.

Realizar testes de DSC para estas marcas em fios “as received”, e depois com os fios sob deflexão, para avaliar as diferenças encontradas nos Intervalos de Transição Térmica, e seu comportamento mecânico, quanto à liberação de forças.

Conclusões

8. CONCLUSÕES

Com base na metodologia utilizada, e nas marcas avaliadas, tiramos as seguintes conclusões:

– Os Intervalos de Transição Térmica das ligas de Níquel-Titânio avaliadas são inerentes a cada marca comercial, e diferem entre si;

– O ITT do fio Nitinol Termoativado (Aditek) está entre $-42,36\text{ °C}$ (Mf) e $24,75\text{ °C}$ (Af). É considerado um fio austenítico ativo;

– O ITT do fio NeoSentalloy (GAC/Dentsply) está entre $-51,60\text{ °C}$ (Mf) e $29,37\text{ °C}$ (Af). É considerado um fio austenítico ativo;

– O ITT do fio ThermoPlus (Morelli) está entre $-64,14\text{ °C}$ (Mf) e $20,39\text{ °C}$ (Af). É considerado um fio austenítico ativo;

– O ITT do fio Copper Ni-Ti 35 °C (Ormco) está entre $-24,56\text{ °C}$ (Mf) e $42,64\text{ °C}$ (Af). A temperatura austenítica final encontrada não está de acordo com o informado pelo fabricante. É considerado um fio martensítico ativo;

– O ITT do fio Flexy Thermal 35 °C (Orthometric) está entre $16,68\text{ °C}$ (Mf) e $45,42\text{ °C}$ (Af). A temperatura austenítica final encontrada não está de acordo com o informado pelo fabricante. É considerado um fio martensítico ativo;

– O ITT do fio Superthermal Nickel Titanium (Orthosource) está entre $-68,68\text{ °C}$ (Mf) e $24,18\text{ °C}$ (Af). É considerado um fio austenítico ativo;

– O ITT do fio Heat Activated (Highland Metals) está entre $-64,13\text{ °C}$ (Mf) e $33,90\text{ °C}$ (Af), sendo considerado um verdadeiro fio superelástico ativado pela temperatura corporal (martensítico ativo);

– De acordo com os resultados encontrados, os fios que possuem melhor propriedade de memória de forma capazes de oferecer melhor desempenho clínico são o NeoSentalloy F200 (GAC/Dentsply) e Heat Activated NiTi (Highland Metals).

***R* referências**

9. REFERÊNCIAS

- 1 Airoldi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997 Jul;112(1):58-63.
- 2 Andreasen G. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31 degrees C. and 45 degrees C. *American journal of orthodontics.* 1980 Nov;78(5):528-37.
- 3 Andreasen G. Treatment advantages using nitinol wire instead of 18-8 stainless wirw with the edgewise bracket. *Quintessence Int Den Dig.* 1980;11(12):43-51
- 4 Andreasen G, Brady PR. A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics *The Angle orthodontist.* 1972;42(2):172-7.
- 5 Andreasen G, Morrow RE. Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire *American journal of orthodontics.* 1978;73:142-51.
- 6 Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *The Angle orthodontist.* 2007 Nov;77(6):991-8.
- 7 Beer FP, Jonhston ER. *Resistência dos materiais.* 2 ed 1989.
- 8 Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. *The Angle orthodontist.* 2007 May;77(3):499-503.
- 9 Bishara SE, Winterbottom JM, Sulieman AH, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *The Angle orthodontist.* 1995;65(2):117-22.
- 10 Bolender Y, Verniere A, Rapin C, Filleul MP. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *The Angle orthodontist.* Nov;80(6):1100-9.
- 11 Bradley TG, Brantley WA, Culbertson BM. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996 Jun;109(6):589-97.
- 12 Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature-modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct;124(4):387-94.
- 13 Brauchli LM, Keller H, Senn C, Wichelhaus A. Influence of bending mode on the mechanical properties of nickel-titanium archwires and correlation to differential scanning calorimetry measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* May;139(5):e449-54.
- 14 Buehler WJ, Cross, WB. 55-Nitinol, Unique Wire Alloy with a Memory. *Wire Journal.* 1969;2:41-9.

- 15 Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *American journal of orthodontics*. 1985 Jun;87(6):445-52.
- 16 Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *The Angle orthodontist*. 1992 Spring;62(1):59-66.
- 17 Coluzzi B, Biscarini, A. , Di Masso, L. , Mazzolai, F.M., Guerra, M., Santoro, M. et al. Phase transition features of Nickel-Titanium orthodontic wires subjected to constant bending strains. *J Alloys Compounds* 1996;233:197-205.
- 18 D3418-08 A. Transition Temperatures and Enthalpies of Fusion and Crystallization of Polymers by Differential Scanning Calorimetry. 2008:1-7.
- 19 Dalstra M, Melsen B. Does the transition temperature of Cu-NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment? *Orthodontics & craniofacial research*. 2004 Feb;7(1):21-5.
- 20 Fariabi ST, PE; Abujudom, DN. The effect of cold work and heat treatment on the phase transformations of near equiatomic NiTi shape memory alloy. *Proceeding of the International Conference on martensitic transformations*; 1989; 1989.
- 21 Figueiredo M. Comparação das forças de ativação e desativação entre fios de níquel-titânio termoativados. Maringá: Faculdade Ingá; 2011.
- 22 Fischer-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. *J Orofac Orthop*. 2003 Mar;64(2):88-99.
- 23 Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986 Sep;90(3):199-203.
- 24 Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. *The Angle orthodontist*. 2004 Oct;74(5):691-6.
- 25 Garrec P, Tavernier B, Jordan L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *European journal of orthodontics*. 2005 Aug;27(4):402-7.
- 26 Gianelly AA, Goldiman ,H.M. *Biologic basis of orthodontics*. Philadelphia:Lea and Febiger. 1971.
- 27 Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *Journal of dental research*. 1979 Feb;58(2):593-99.
- 28 Graber V, ed. *Ortodontia: princípios e técnicas atuais*. 2 ed. Rio de Janeiro 1996.
- 29 Gurgel JA, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 Oct;120(4):378-82.

-
- 30 Gurgel JA, Ramos, A.L., Kerr, S.D. Fios Ortodônticos. R Dental Press Ortodon Ortop Maxilar. 2001;6(4):113-4.
 - 31 Hodson DB, W; Jeffrey, W. Using nitinol alloys. Shape memory applications 2000.
 - 32 Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Mizoguchi I. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. Dent Mater. 2002 Jan;18(1):88-93.
 - 33 ISO 15841- Dentistry wires for use in orthodontics. International Organization for Standardization. 2006.
 - 34 Jacobus KS, H; Balzer, M. Effect of stress state on the stress induced martensitic transformation in polycrystalline Ni-Ti alloy. Metallurgical and Materials Transactions. 1996;27 A:3066-73.
 - 35 Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Jr., Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990 Aug;98(2):117-26.
 - 36 Kayser D, Bourauel C, Braumann B, Jager A. [Comparison of mechanical properties of orthodontic nickel-titanium wires]. Biomedizinische Technik. 2002 Dec;47(12):334-42.
 - 37 Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991 Apr;99(4):310-8.
 - 38 Kousbroek R. Shape Memory Alloys. In: Ducheyne PH, GW, ed. *Metal and Ceramic Biomaterials*. Boca Raton: CRC Press 1984.
 - 39 Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. The Angle orthodontist. 1997;67(3):197-207.
 - 40 Kusy RP, Whitley JQ. Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Feb;131(2):229-37.
 - 41 Laino G, De Santis R, Gloria A, Russo T, Quintanilla DS, Laino A, et al. Calorimetric and thermomechanical properties of titanium-based orthodontic wires: DSC-DMA relationship to predict the elastic modulus. Journal of biomaterials applications. Mar;26(7):829-44.
 - 42 Martins JCR, Selaimen, C.R.P., Gandini Junior, L.G., Martins, L.P., Ravel, D.B. Utilização de fios de memória nas fases de nivelamento e fechamento de espaço na ortodontia contemporânea. R Dental Press Ortodon Ortop Maxilar. 1996;1(2):78-83.
 - 43 McCoy B. Comparison of compositions and Differential Scanning Calorimetric Analyses of the new Copper-nickel-titanium wires with existing nickel-titanium orthodontic wires [Master's]. Columbus, Ohio: The Ohio State University; 1996.

-
- 44 Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel titanium archwires tested in torsion. *The Angle orthodontist*. 1998 Aug;68(4):369-76.
 - 45 Meling TR, Odegaard J. The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. *The Angle orthodontist*. 1998 Aug;68(4):357-68.
 - 46 Menezes LM, Quintao CA, Bolognese AM. Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 May;131(5):635-8.
 - 47 Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The superelastic property of the Japanese Ni-Ti alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986 Jul;90(1):1-10.
 - 48 Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod*. 1990 Sep;24(9):544-8.
 - 49 Mohlin B, Muller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *European journal of orthodontics*. 1991 Oct;13(5):386-91.
 - 50 Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *European journal of orthodontics*. 1999 Jun;21(3):249-61.
 - 51 Nakano H, Satoh, K.,Norris, R.,Jin, T.,Kamegai, T.,Ishikawa, F.,et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115(4):390-5.
 - 52 Nelson KR, Burstone, C.J.,Goldberg, A.J. Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. *American journal of orthodontics*. 1987;92(3):213-19.
 - 53 Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Alleviation of mandibular anterior crowding with copper-nickel-titanium vs nickel-titanium wires: a double-blind randomized control trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Aug;136(2):152 e1-7;discussion -3.
 - 54 Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *European journal of orthodontics*. 2003 Aug;25(4):417-21.
 - 55 Phillips F. Propriedades Físicas dos Materiais Dentários. In: Phillips F, ed. *Materiais Dentários*. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara 1993:16-34.
 - 56 Proffit W. *Ortodontia Contemporânea*. 2 ed: Guanabara Koogan 1995.
 - 57 Pun DB, DW. Corrosion behavior of shape memory,superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium-based orthodontic wires at various temperatures. *Dent Mater*. 2008;24(2):221-7.
 - 58 Quintão CCA, Brunharoii, I.H.V.P. Fios ortodônticos:Conhecer para otimizar a aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Maxilar*. 2009;14(6):144-57.

-
- 59 Reis W. Caracterização das ligas de Ni-Ti para Ortodontia. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2001.
- 60 Ren CC, Bai YX, Wang HM, Zheng YF, Li S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. *Chinese medical journal*. 2008 Oct 20;121(20):2060-4.
- 61 Saburi TT, T; Nenno, S. Effects of heat treatment on mechanical behavior of Ti-Ni alloys. *Journal de Physique*. 1982;43:C4 261-6.
- 62 Sachdeva RCL. Ortodontia com temperatura de transformação variável-Copper Ni-Ti torna isto uma realidade. *Clinical Impressions*. 1997;1:2-9.
- 63 Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *European journal of orthodontics*. 2006 Jun;28(3):282-91.
- 64 Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000 Dec;118(6):685-92.
- 65 Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 Jun;119(6):587-93.
- 66 Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *European journal of orthodontics*. 1995 Oct;17(5):395-402.
- 67 Sehitoglu H, Karaman, I.,Zhang, X.,Chumlyakov, Y.,Maier, H.J.,et al. Deformation of NiTiCu Shape Memory Single Crystals in Compression. *Metallurgical and Materials Transactions* 2001;32(3):477-89.
- 68 Shaw JS, Kyriakides, S. Thermomechanical aspects of NiTi. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 1995;43(8):1243-81.
- 69 Stamm T, Hohoff A, Wiechmann D, Sutfeld J, Helm D. Accuracy of third-order bends of nickel-titanium wires and the effect of high and low pressure during memorizing heat treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Oct;126(4):476-85.
- 70 Thompson S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33:297-310.
- 71 Todoroki TTH. Effect of heat treatment after cold working on the phase transformation in TiNi alloy. *Trans Jpn Inst Metals*. 1987;28:83-94.
- 72 Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *European journal of orthodontics*. 1994 Oct;16(5):409-19.
- 73 Toyama C. Estudo comparativo das características forçaXdeflexão,entre fios ortodônticos da liga níquel-titânio e fios trançados e torcidos de aço inoxidável:análise da superfície dos fios e avaliação da ocorrência de corrosão em fios da liga níquel-titânio,através do microscópio eletrônico de

- varredura. São Bernardo do Campo: Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde do Instituto Metodista de Ensino Superior ,da Federação das Escolas Superiores do ABC; 1995.
- 74 Tuissi A, Ranucci, T., Cesarea, S., Colluzi, B., Biscarini, A., Mazzolai, F.M., et al. Pseudoelasticity and transformation feature of some Nickel-Titanium orthodontic commercial wires. *J Physique IV*. 1995;8:1229-34.
- 75 Villarinho DS, L; Saueressig, MG; Macedo, BR; Baldissera, D; Macedo Neto, AV. Liga com memória de forma: estudo preliminar do grampo de Judet de nitinol e sua possível aplicação em tórax instável. *Rev HCPA*. 2010;30(1):43-8.
- 76 Volchansky A, Cleaton-Jones P. Variations in oral temperature. *Journal of oral rehabilitation*. 1994 Sep;21(5):605-11.
- 77 Wasilevski RJ. On the Nature of the Martensitic Transformation. *Metallurgical and Materials Transactions* 1975:1405-18.
- 78 Yoneyama T, Doi, H., Hamanaka, H. Bending properties and transformation temperatures of heat treated NiTi alloys wires for orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res* 1993;27:339-42.

Anexos



ANEXO A – Relatório de Ensaio 012/12, de 30/03/2012



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS
LABORATÓRIO DE MATERIAIS POLIMÉRICOS



Documento n.º.: 03.05.03.01/05

Página 1 de 4

RELATÓRIO DE ENSAIO

N.º. 012/ 12

Data: 30/03/2012.

CLIENTE

Solicitante/Endereço: Tatiana Sobottka Spini
Rua Melvin Jones, 1070 – Vila Progresso
Dourados, MS. CEP 79825-030.

Este relatório substitui integralmente o relatório de ensaio 006/12 de 14/02/2012.

AMOSTRA

Identificação: Aditek, Dertsply, Morelli, Ormco, Orthometric, Orthosource, Highland Metals.

Descrição: Fio Metálico

ENSAIO

Métodos usados: Temperatura de Fusão por Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC), conforme norma ASTM D 3418 e "Dentistry – Wires for use in orthodontics" – ISO 15841.

Equipamento: DSC Q20 – TA Instruments

Preparo das amostras: Foram cortados corpos de prova com massa de $5 \pm 0,5$ mg.

Resultados:

As tabelas a seguir apresentam os valores de temperaturas e entalpias obtidas na curva endotérmica pela 2ª corrida de aquecimento e na curva exotérmica pelo resfriamento.

Os termogramas obtidos da corrida de resfriamento e da 2ª corrida de aquecimento são apresentados nos anexos 1 a 7.

Os resultados contidos neste documento têm significação restrita e se aplicam exclusivamente à(s) amostra(s) ensaiada(s). Quando necessário, este documento somente deve ser reproduzido de forma completa. As amostras não retiradas em um período de 6 meses serão descartadas.

Av. Bento Gonçalves, 9500, Bloco 4, Prédio 74, sala 116 – CEP 91.501-970 – Porto Alegre – RS – Brasil
Caixa postal 15 010, Fone (0xx51) 3308-9414, 3308-9415, Fax (0xx51) 3308-9414

Amostra	Temperaturas (°C) - 2ª Corrida de Aquecimento - Curva Endotérmica							
	T_{endoi}	T_{endop}	T_{endof}	Entalpia (J/g)				
Aditek	13,71	19,42	24,75	23,07				
	Temperaturas (°C) - Resfriamento - Curva Exotérmica							
	$T_{exo i}$	$T_{exo p}$	$T_{exo f}$	Entalpia (J/g)	$T_{exo i2}$	$T_{exo p2}$	$T_{exo f2}$	Entalpia (J/g)
	11,60	8,56	6,55	5,18	-24,00	-34,36	-42,36	9,96

$T_{endo i}$: temperatura endotérmica inicial extrapolada; T_{endop} : temperatura endotérmica do pico; T_{endof} : temperatura endotérmica final extrapolada; $T_{exo i}$: temperatura exotérmica inicial extrapolada; T_{exop} : temperatura exotérmica do pico; T_{exof} : temperatura exotérmica final extrapolada.

Amostra	Temperaturas (°C) - 2ª Corrida de Aquecimento - Curva Endotérmica							
	$T_{endo i}$	T_{endop}	T_{endof}	Entalpia (J/g)				
Dertsply	19,21	24,51	29,37	24,70				
	Temperaturas (°C) - Resfriamento - Curva Exotérmica							
	$T_{exo i}$	$T_{exo p}$	$T_{exo f}$	Entalpia (J/g)	$T_{exo i2}$	$T_{exo p2}$	$T_{exo f2}$	Entalpia (J/g)
	21,11	18,86	16,31	6,53	-24,59	-38,69	-51,60	8,67

$T_{endo i}$: temperatura endotérmica inicial extrapolada; T_{endop} : temperatura endotérmica do pico; T_{endof} : temperatura endotérmica final extrapolada; $T_{exo i}$: temperatura exotérmica inicial extrapolada; T_{exop} : temperatura exotérmica do pico; T_{exof} : temperatura exotérmica final extrapolada.

Amostra	Temperaturas (°C) - 2ª Corrida de Aquecimento - Curva Endotérmica							
	$T_{endo i}$	T_{endop}	T_{endof}	Entalpia (J/g)				
Morelli	6,62	18,30	20,39	20,78				
	Temperaturas (°C) - Resfriamento - Curva Exotérmica							
	$T_{exo i}$	$T_{exo p}$	$T_{exo f}$	Entalpia (J/g)	$T_{exo i2}$	$T_{exo p2}$	$T_{exo f2}$	Entalpia (J/g)
	16,07	14,12	12,02	6,36	-42,72	-54,98	-64,14	12,18

$T_{endo i}$: temperatura endotérmica inicial extrapolada; T_{endop} : temperatura endotérmica do pico; T_{endof} : temperatura endotérmica final extrapolada; $T_{exo i}$: temperatura exotérmica inicial extrapolada; T_{exop} : temperatura exotérmica do pico; T_{exof} : temperatura exotérmica final extrapolada.

Os resultados contidos neste documento têm significação restrita e se aplicam exclusivamente à(s) amostra(s) ensaiada(s). Quando necessário, este documento somente deve ser reproduzido de forma completa. As amostras não retiradas em um período de 6 meses serão descartadas.

Amostra	Temperaturas (°C) - 2ª Corrida de Aquecimento - Curva Endotérmica							
	T_{endoi}	T_{endop}	T_{endof}	Entalpia (J/g)				
Ormco	2,93	25,74	42,64	8,06				
	Temperaturas (°C) - Resfriamento - Curva Exotérmica							
	$T_{exo i}$	$T_{exo p}$	$T_{exo f}$	Entalpia (J/g)	$T_{exo i2}$	$T_{exo p2}$	$T_{exo f2}$	Entalpia (J/g)
	19,34	0,35	-24,56	7,52	-	-	-	-

T_{endoi} : temperatura endotérmica inicial extrapolada; T_{endop} : temperatura endotérmica do pico; T_{endof} : temperatura endotérmica final extrapolada; $T_{exo i}$: temperatura exotérmica inicial extrapolada; T_{exop} : temperatura exotérmica do pico; T_{exof} : temperatura exotérmica final extrapolada.

Amostra	Temperaturas (°C) - 2ª Corrida de Aquecimento - Curva Endotérmica							
	T_{endoi}	T_{endop}	T_{endof}	Entalpia (J/g)				
Ortho metric	10,81	35,02	45,42	12,63				
	Temperaturas (°C) - Resfriamento - Curva Exotérmica							
	$T_{exo i}$	$T_{exo p}$	$T_{exo f}$	Entalpia (J/g)	$T_{exo i2}$	$T_{exo p2}$	$T_{exo f2}$	Entalpia (J/g)
	35,97	26,43	16,68	4,03	-	-	-	-

T_{endoi} : temperatura endotérmica inicial extrapolada; T_{endop} : temperatura endotérmica do pico; T_{endof} : temperatura endotérmica final extrapolada; $T_{exo i}$: temperatura exotérmica inicial extrapolada; T_{exop} : temperatura exotérmica do pico; T_{exof} : temperatura exotérmica final extrapolada.

Amostra	Temperaturas (°C) - 2ª Corrida de Aquecimento - Curva Endotérmica							
	T_{endoi}	T_{endop}	T_{endof}	Entalpia (J/g)				
Ortho soorce	1,54	20,17	24,18	18,54				
	Temperaturas (°C) - Resfriamento - Curva Exotérmica							
	$T_{exo i}$	$T_{exo p}$	$T_{exo f}$	Entalpia (J/g)	$T_{exo i2}$	$T_{exo p2}$	$T_{exo f2}$	Entalpia (J/g)
	19,42	14,82	11,73	7,03	-54,73	-62,01	-68,68	5,69

T_{endoi} : temperatura endotérmica inicial extrapolada; T_{endop} : temperatura endotérmica do pico; T_{endof} : temperatura endotérmica final extrapolada; $T_{exo i}$: temperatura exotérmica inicial extrapolada; T_{exop} : temperatura exotérmica do pico; T_{exof} : temperatura exotérmica final extrapolada.

Os resultados contidos neste documento têm significação restrita e se aplicam exclusivamente à(s) amostra(s) ensaiada(s). Quando necessário, este documento somente deve ser reproduzido de forma completa. As amostras não retiradas em um período de 6 meses serão descartadas.



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
 ESCOLA DE ENGENHARIA
 DEPARTAMENTO DE MATERIAIS
 LABORATÓRIO DE MATERIAIS POLIMÉRICOS



Documento nº.: 03.05.03.01/05

Página 4 de 4

Amostra	Temperaturas (°C) - 2ª Corrida de Aquecimento - Curva Endotérmica				Temperaturas (°C) - Resfriamento - Curva Exotérmica			
	T_{endoi}	T_{endop}	T_{endof}	Entalpia (J/g)	T_{exoi}	T_{exop}	T_{exof}	Entalpia (J/g)
Highland Metals	8,50	29,31	33,90	19,11				
	T_{exo1}	T_{exo2}	T_{exo3}	Entalpia (J/g)	T_{exo4}	T_{exo5}	T_{exo6}	Entalpia (J/g)
	29,68	23,95	18,56	6,64	-41,18	-58,83	-64,13	11,28

T_{endoi} : temperatura endotérmica inicial extrapolada; T_{endop} : temperatura endotérmica do pico; T_{endof} : temperatura endotérmica final extrapolada; T_{exoi} : temperatura exotérmica inicial extrapolada; T_{exop} : temperatura exotérmica do pico; T_{exof} : temperatura exotérmica final extrapolada.

Micheli de Souza Haack
 Micheli de Souza Haack
 Laboratorista

Carlos Arthur Ferreira
 Carlos Arthur Ferreira
 Gerente Técnico
 CRQ 5ª Região 05200156

Os resultados contidos neste documento têm significação restrita e se aplicam exclusivamente à(s) amostra(s) ensaiada(s). Quando necessário, este documento somente deve ser reproduzido de forma completa. As amostras não retiradas em um período de 6 meses serão descartadas.

Av. Bento Gonçalves, 9500, Bloco 4, Prédio 74, sala 116 – CEP 91 501-970 – Porto Alegre – RS – Brasil
 Caixa postal 15.010, Fone: (0xx51) 3308-9414, 3308-9415, Fax (0xx51) 3308-9414

Apêndice

APÊNDICE A – Formação Acadêmica

TATIANA SOBOTTKA SPINI**10 de Fevereiro de 1976**Nascimento
Uberlândia MG**1995-1999**Graduação em Odontologia na
Universidade Federal de Uberlândia,
Uberlândia MG**2007-2010**Curso de especialização em Ortodontia e
Ortopedia Facial - Faculdade Ingá – Campo
Grande MS