



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

BRUNO DA SILVA VIEIRA

**INFLUÊNCIA DO USO CLÍNICO E DO PROCESSO DE
ESTERILIZAÇÃO NO INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA (ITT)
DAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADAS**

MARINGÁ

2014



BRUNO DA SILVA VIEIRA

**INFLUÊNCIA DO USO CLÍNICO E DO PROCESSO DE
ESTERILIZAÇÃO NO INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA (ITT)
DAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADAS**

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

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Hermont
Cançado

Co-orientadora: Profa. Dra. Karina Maria
Salvatore Freitas

MARINGÁ

2014

VIEIRA, Bruno Silva

----- Influência do uso clínico e do processo de esterilização bo intervalo de transição térmica (ITT) das ligas de níquel-titânio termoativadas. / Bruno da Silva Vieira – Maringá: UNINGÁ, 2014.

----- Dissertação (Mestrado) Departamento de Pós-Graduação em Odontologia – Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Subárea Ortodontia. Faculdade Ingá, 2014. Orientação: Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado

- .
1. Fios Ortodônticos. 2. Níquel Titânio. 3. Memória de forma. 4. DSC.

VIEIRA, Bruno Silva. Influência do uso clínico e do processo de esterilização no intervalo de transição térmica (ITT) das ligas de níquel-titânio termoativadas

BRUNO DA SILVA VIERA

INFLUÊNCIA DO USO CLÍNICO E DO PROCESSO DE
ESTERILIZAÇÃO NO INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA (ITT)
DAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADAS

Dissertação apresentada à Faculdade
Ingá como requisito parcial para obtenção
do título de Mestre em Ortodontia.

Aprovada em ____ / ____ / ____

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado
Faculdade Ingá

Prof. Dra. Leniana Santos Neves
Faculdade São Leopoldo Mandic

Prof. Dr. Fabrício Pinelli Valarelli
Faculdade Ingá

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho....

Aos meus pais Edison e Maria Eunice que sempre estiveram do meu lado com muito amor, carinho, paciência, sempre me incentivando e principalmente pelos ensinamentos ao longo de toda a vida que permitiram que traçasse meu caminho com saúde, paz, sabedoria e responsabilidade.

Ao meu irmão Thiago que conviveu comigo ao longo desses 2 anos de curso me dando apoio e acreditando sempre que no final tudo dá certo

À minha namorada Daniela Fernandes pelo amor, compreensão e carinho nessa caminhada que fizemos juntos ao longo de todo o curso, sendo minha eterna companheira.

À Profa. Dra. Leniana que foi uma pessoa importantíssima e responsável por realizar esse sonho, que me direcionou e incentivou a realização do curso com muito carinho e companheirismo.

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

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Rodrigo Hermont Cançado, meu professor, orientador e amigo pela confiança, oportunidade, incentivo e paciência na condução deste trabalho. Com certeza aprendi muito com seus ensinamentos em Ortodontia que me fez tornar um profissional muito melhor. Aprendi não só como ser um profissional de destaque e ao mesmo tempo, ser uma pessoa admirável e de bom coração. Obrigado por tudo!!!

Ao Professor Doutor Fabrício Pinelli Valarelli meus sinceros agradecimentos pelo apoio, amizade, valores e ensinamentos agregados na minha formação e exemplo de competência, dedicação e amor à Ortodontia.

À professora Doutora Karina Maria Salvatore Freitas, coordenadora do Mestrado em Odontologia, área de concentração Ortodontia, Da Faculdade Ingá, obrigado pela convivência e apoio ao longo desses dois anos. Foi um exemplo de determinação, garra, perseverança e trabalho.

Obrigado por tudo!!! Vocês realmente marcaram minha vida para sempre.

AGRADEÇO AINDA...

*Ao Mestre, Doutor Engenheiro mecânico do Laboratório de Transformação Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, **Denis Jardim Villarinho**, por me acolher na Universidade, me incentivar e ajudar à conduzir esse trabalho.*

*Ao Professor e coordenador de Laboratório de Polímeros – LAPOL – da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, **Carlos Ferreira**, pela autorização e realização dos testes de DSC que foram fundamentais para que este trabalho fosse concretizado.*

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

Obrigado pela conviência, amizade e por compartilhar a cada momento as dificuldades, a alegria, a determinação, o incentivo, a insegurança, o sucesso que ao longo desses dois anos marcaram meu caminho.

Levarei cada um de vocês no meu coração!!!

AMIGOS DO PEITO

Mônica Amélia

*“São aqueles que sentimos afinidades
Que nos despertam saudades
Que conhecem a nossa realidade!*

*Amigos do peito
São aqueles que se tornam especiais
Que se fazem essenciais
Nos ouvindo quando necessitamos falar
Nos calando quando necessitamos ouvir
Nos estimulando quando pensamos em desistir
Nos amparando quando achamos que vamos cair!*

*Amigos verdadeiros do peito
São aqueles que se entristecem com nossas derrotas
Que se sentem felizes com as nossas vitórias
Que caminham lado a lado na mesma direção
Sempre nos impulsionando
Quando a vida parece perder a razão*

*Amigos do peito
São amigos queridos,
Jamais esquecidos
E mesmo quando ausentes
Eles se tornam presentes
Porque estão bem dentro do peito
No nosso coração”*

“Seu trabalho vai ocupar uma grande parte da sua vida, e a única maneira de estar verdadeiramente satisfeito é fazendo aquilo que você acredita ser um ótimo trabalho. E a única maneira de fazer um ótimo trabalho é fazendo o que você ama fazer.”

Steve Jobs

Resumo

VIEIRA, Bruno Silva. **Influência do uso do uso clínico e do processo de esterilização no Intervalo de Transição Térmica (ITT) das ligas de níquel-titânio termoativadas**. 2014. 132f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Pós Graduação em Odontologia. Faculdade Ingá, Unidade de Ensino Superior Ingá - UNINGÁ, Maringá, 2014.

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência do uso clínico e do processo de esterilização no Intervalo de Transição Térmica dos fios de níquel-titânio termoativados por meio do teste de Differential Scanning Calorimetry (DSC). **Material e Métodos:** 4 fios de níquel-titânio termoativados de secção 0.019 x 0.025” de quatro marcas comerciais foram avaliados em 4 estados diferentes: 2 fios no estado “as received”, 1 fio após a utilização clínica por 60 dias e 1 fio após a utilização clínica por 60 dias e submetido ao processo de esterilização por meio de autoclave. Os segmentos de cada arco foram testados no DSC em uma escala de temperatura de -80°C a 150°C a uma velocidade de 10°C/minuto. **Resultados:** Todos os arcos de níquel-titânio termoativados apresentaram a propriedade memória de forma desejável para o uso clínico. Esta propriedade de memória de forma não é influenciada pelo uso clínico e pelo processo de esterilização. **Conclusão:** Não houve alteração nos Intervalos de Transição Térmica (ITT) dos fios de NiTi termoativados após o uso clínico e o processo de esterilização.

Palavras-chave: Fios ortodônticos, Análises térmicas, DSC, Níquel-titânio

Abstract

VIEIRA, Bruno Silva. Evaluate the influence of clinical use and sterilization process in Thermal Transition Range (TTR) of nickel-titanium wires thermoset. 2014. 132f. Dissertation. (Dissertation degree in Odontology) – Faculty Ingá, Unidade de Ensino Superior Ingá – UNINGÁ, Maringá, 2014.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the influence of clinical use and sterilization process in Thermal Transition Range of nickel-titanium wires thermoset through the Differential Scanning Calorimetry (DSC) test. **Material and Methods :** Four wires nickel-titanium thermoset section 0.019 x 0.025” four brand names have been assessed in 4 different states: 2 wires in the "as received", 1 wire after clinical use for 60 days and 1 wire after the clinic for 60 days and subjected to sterilization process by autoclaving use. The segments of each arc were tested in DSC in a temperature range of -80°C to 150°C at a rate of 10°C/minute. **Results:** All wires of nickel-titanium memory thermoset presented property desirable form for clinical use. This shape memory property is not influenced by the clinical use and sterilization process. **Conclusion:** There was no change in Transition Temperature Range (TTR) of NiTi wires thermoset after clinical use and sterilization process.

Key-words: Orthodontic Wires, Thermal Analysis, DSC, nickel-titanium

LISTA DE FIGURAS

Figura – 1	Gráfico comparativo tensão deformação entre o fio de aço inoxidável e o fio de níquel-titânio.....	33
Figura – 2	Representação esquemática do Efeito Memória de Forma.....	35
Figura – 3	Representação esquemática da estrutura cristalina Hexagonal compacta das ligas de níquel-titânio.....	37
Figura – 4	Gráfico tensão deformação de um fio superelástico.....	38
Figura – 5	Comparação entre o comportamento elástico de um material metálico sem superelásticidade (a) com uma liga superelástica (b).....	38
Figura – 6	Transformação das fases da liga de níquel-titânio termoativadas.....	45
Figura – 7	Curva de DSC típica de uma liga de níquel-titânio.....	47
Figura – 8	Gráfico tensão/deflexão de acordo com diferentes temperaturas de transição térmica dos fios termoativados.....	48
Figura - 9	Termograma do DSC da liga de Níquel-titânio termoativada.....	50
Figura – 10	Marcas comerciais de fios termoativados 0.019x0.025” testadas.....	70
Figura – 11	Autoclave Cristófoli modelo Vitale 12L.....	72
Figura – 12	Fios de níquel-titânio submetidos a esterilização em autoclave.....	72
Figura – 13	Marcação prévia do fio com 3 cm.....	73
Figura – 14	Balança de Precisão Sartorius.....	73
Figura – 15	Arcos e seus resoeactivos corpos de prova.....	74
Figura – 16	Agrupamento dos corpos de Prova.....	75
Figura – 17	Prédio da Escola de Engenharia de Materiais.....	76
Figura – 18	Colocação de corpos de prova nos cadinhos de Alumínio.....	76
Figura – 19	Colocação dos cadinhos com os corpos de prova no DSC.....	77
Figura – 20	Máquina de DSC.....	78
Figura – 21	Software Platinum da TA Instrument.....	80

Figura - 22	Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 1”...	83
Figura – 23	Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 1”	84
Figura – 24	Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 2”...	85
Figura – 25	Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 2”	86
Figura – 26	Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “60 dias em boca”.....	87
Figura – 27	Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “60 dias em boca”.....	88
Figura – 28	Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “60 dias em boca + esterilização”.....	89
Figura – 29	Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “60 dias em boca + esterilização”.....	90
Figura – 30	Curva exotérmica de DSC da liga NeoSentalloy GAC “As received 1”.....	91
Figura – 31	Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “As received 1”.....	92
Figura – 32	Curva exotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “As received 2”.....	93
Figura – 33	Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “As received 2”.....	94
Figura – 34	Curva exotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca”.....	95
Figura – 35	Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca”.....	96
Figura – 36	Curva exotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca + esterilização”.....	97
Figura – 37	Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca + esterilização”.....	98
Figura – 38	Curva exotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “As received 1”.....	99
Figura – 39	Curva endotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “As received 1”.....	100
Figura – 40	Curva exotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “As received 2”.....	101
Figura – 41	Curva endotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “As received 2”.....	102
Figura – 42	Curva exotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “60 dias em boca + esterilização”.....	103
Figura – 43	Curva endotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “60 dias em boca + esterilização”.....	104

Figura - 44	Curva exotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “60 dias em boca”.....	105
Figura – 45	Curva endotérmica de DSC Cooper NiTi ORMCO “60 dias em boca”.....	106
Figura – 46	Curva exotérmica de DSC Highland Metals “As received 1”.....	107
Figura – 47	Curva endotérmica de DSC Highland Metals “As received 1”.....	108
Figura – 48	Curva exotérmica de DSC Highland Metals “As received 2”.....	109
Figura – 49	Curva endotérmica de DSC Highland Metals “As received 2”.....	110
Figura – 50	Curva exotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca + esterilização”.....	111
Figura – 51	Curva endotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca + esterilização”.....	112
Figura – 52	Curva exotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca”.....	113
Figura – 53	Curva endotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca”.....	114

LISTA DE TABELAS

Tabela – 1	Fios de níquel-titânio utilizados neste estudo.....	70
Tabela – 2	Os estados dos fios de Níquel-titânio termoativadas.....	71
Tabela – 3	Temperaturas de Transição Térmica (°C) de fios ortodônticos de NiTi durante o resfriamento no DSC.....	115
Tabela – 4	Temperaturas de Transição Térmica(°C) de fios ortodônticos de NiTi durante o aquecimento no DSC.....	115
Tabela – 5	Temperaturas Austeníticas finais (Af) em °C de fios de NiTi.....	116

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.

CuNiTi – Copper Nickel Titanium.

DSC – Calorimetria Diferencial de Varredura.

DSC – Differential Scanning Calorimetry.

EMF – Efeito Memória de Forma..

GPa – Gigapascal.

ISO – International Organization for Standardization.

ITT – Intervalo de Transição Térmica.

ICEX – Instituto de Ciências Exatas

LAPOL – Laboratório de Materiais Poliméricos.

MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura

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.

TMA – Titanium Molybdenum Alloy.

TTR – Temperatura de Transição Térmica.

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Sumário

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	24
2 REVISÃO DA LITERATURA	27
2.1 HISTÓRICO DAS LIGAS ORTODÔNTICAS.....	27
2.1.1 Características físicas dos fios ortodônticos.....	29
2.1.2 Efeito Memória de Forma.....	31
2.2 LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO SUPERELÁSTICAS E TERMOATIVADAS.....	34
2.2.1 Intervalo de Transição Térmica das ligas de níquel-titânio termoativadas.....	42
2.2.2 Intervalo de Transição Térmica x Força liberada.....	52
2.3 PROCESSOS DE ESTERILIZAÇÃO.....	57
2.3.1 Influência do processo de esterilização nos fios ortodônticos.....	58
2.4 .INFLUÊNCIA DO MEIO ORAL NAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO.....	62
3. PROPOSIÇÃO	68
4. MATERIAL E MÉTODOS	69
4.1 MATERIAL.....	70
4.2 MÉTODOS.....	71
5. RESULTADOS	82
5.1 INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA DAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO TESTADAS.....	83
5.1.1 Tabelas.....	115
6. DISCUSSÃO	118
6.1 MATERIAL.....	118
6.2 METODOLOGIA.....	119
6.3 RESULTADOS.....	121
6.3.1 Intervalo de transição térmica das ligas testadas.....	121

6.3.2 Influência do uso clínico.....	122
6.3.3 Influência do processo de esterilização.....	123
6.4 APLICAÇÕES CLÍNICAS.....	125
7. CONCLUSÃO.....	127
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	129

Introdução

1. INTRODUÇÃO

Os fios de níquel-titânio foram introduzidos na ortodontia na década de 70 por apresentarem propriedades mecânicas desejáveis para a movimentação ortodôntica como flexibilidade, baixo módulo de elasticidade, alta resiliência, memória de forma permitindo assim que esses retornassem o seu formato original mediante a uma deformação, promovendo o alinhamento dos dentes.(KAPILA et al., 1991)

Desde então, diversos estudos foram realizados em torno desses fios para melhorar as suas propriedades físicas com o objetivo de aperfeiçoar a prática clínica. Através deste estudo surgiram novos fios de níquel-titânio que tinham como características a memória de forma, a superelásticidade.(MALLORY, 2003; MIURA et al., 1986)

Essa nova geração de fios de níquel-titânio apresentam três diferentes fases. A fase martensítica que corresponde a fase mais flexível do fio e ocorrem baixas temperaturas ou mediante a grandes tensões. A fase austenítica que corresponde a fase mais rígida do fio e ocorre em temperaturas elevadas e em baixas tensões e a fase R que pode se apresentar em alguns fios durante a transformação das fases austenita em martensita.(MIYAZAKI, 1989)

Os fios de níquel-titânio termoativados são fios dessa nova geração que tem como característica o efeito termoelástico (memória de forma) que está relacionado com o Intervalo de Transição Térmica (ITT) e a transformações das fases em uma determinada temperatura, liberando forças suaves e contínuas em temperatura oral mediante as grandes deflexões. Isso ocorre devido a transformação completa da fase austenita em martensita mediante a uma determinada temperatura que chamamos de temperatura austenítica final (Af). Essa temperatura Af deve corresponder à uma temperatura próxima da cavidade oral.(IIJIMA et al., 2002; MELING; ODEGAARD, 1998a; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006)

Os fios de níquel-titânio termoativados e tornaram-se de grande aplicabilidade clínica nos dias atuais pelos ortodontistas por apresentarem propriedades de memória de forma e a superelasticidade que permitem a inserção de fios retangulares nas canaletas dos acessórios no início do alinhamento e nivelamento, propiciando uma liberação de forças biologicamente compatíveis e um bom controle tridimensional da movimentação dentária.(GURGEL et al., 2001; KUSY; WHITLEY, 2007)

Existe uma escassez de trabalhos na literatura que avaliaram a alteração das propriedades de memória de forma das ligas de níquel-titânio termoativadas. Biermann et al. 2007 avaliaram fios ortodônticos termoativados enriquecido com cobre com temperaturas Af de 25°C, 35°C e 45°C conforme comercializado pelo fabricante e após o uso clínico em um intervalo de 7 a 9 semanas. Houveram pequenas diferenças no intervalo de transição térmica dos fios utilizados clinicamente em relação ao fios controle. Smith Ga. 1992 avaliou a influência do processo de esterilização nas propriedades mecânicas dos fios de NiTi e TMA e não houve diferenças clinicamente significativas.(BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007; SMITH; VON FRAUNHOFER; CASEY, 1992)

Diante do exposto acima, este trabalho tem como objetivo avaliar a alteração da propriedade de memória de forma dos fios ortodônticos termoativados após o uso clínico e do processo de esterilização.

Revisão da Literatura

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 HISTÓRICO DAS LIGAS ORTODÔNTICAS

Os fios ortodônticos caracterizam-se pela parte ativa do aparelho ortodôntico, os quais induzem a movimentação ortodôntica através das forças liberadas devido à deflexão dos mesmos. O primeiro relato que existe na utilização de ligas metálicas foi na época dos Fenícios 2500 ac. os quais utilizavam amarrilhos metálicos (marfim e ouro) para construção de peças protéticas para substituir dente perdidos.(BURSTONE; GOLDBERG, 1980)

Com o advento do primeiro aparelho utilizado para movimentação ortodôntica (Arco E) em 1890 e a criação da primeira escola de Ortodontia em 1900 por Edward Angle, o fios metálicos foram e são até os dias atuais o componente responsável pela movimentação dentária.(KUSY, 1997)

A partir da década de 40, as ligas austeníticas de aço inoxidável foram substituindo o ouro tornando-se o principal material para confecção de fios ortodônticos devido às suas propriedades físicas e o baixo custo. Uma das propriedades dos fios de aço inoxidável era sua alta rigidez e liberação de forças excessivas à uma pequena deflexão. Devido a essa característica, trabalhava-se com fios de aço inoxidável de diferentes calibres ao longo do tratamento ortodôntico com a finalidade de gerar forças biologicamente compatíveis.(BURSTONE; GOLDBERG, 1980)

O aço inoxidável comumente usado é referido como aço austenítico 18/8, sugerindo o seu teor de cromo e níquel que é aproximadamente de 18% de cromo e 8% de níquel. Esta composição (principalmente o teor de cromo) permite a formação de uma camada de óxido de passivação de bloqueio de difusão de oxigênio para a massa de base, fazendo, assim, uma liga resistente à corrosão (por exemplo, biocompatibilidade) e assegurar uma estrutura de cristal estável de aço austenítico.(CHAN; CHEUNG, 1996)

Em meados dos anos 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). Estes fios apresentam um módulo de elasticidade menor que a metade do módulo de elasticidade dos fios de aço inoxidável e quase o dobro dos fios de Níquel-titânio. Além disso, proporciona a metade da quantidade de força aplicada, em comparação com um fio de aço inoxidável de secção semelhante. (GOLDBERG; BURSTONE, 1979; JUVVADI et al., 2010)

De acordo com um estudo recente, o fio beta-titânio tem melhor capacidade de receber solda do que os fios de aço inoxidável, uma vez que demonstram maior resiliência, melhor superfície e características estruturais, que sofrem uma pequena alteração nas propriedades do fio após a soldagem.(KRISHNAN; KUMAR, 2004)

O fio de cromo-cobalto foi desenvolvido pela Elgin Watch Company é composto de 40% de cobalto, 20% de cromo, 16% de prata e 15% de níquel, e estão disponíveis comercialmente em diferentes graus de resiliência. Estes fios têm excelente formabilidade antes do tratamento térmico, que ocorre uma vez que eles estão configurados, aumentando assim a sua energia armazenada e funcionalidade. A Rocky Mountain comercializou essa liga com o nome de Elgiloy.(KUSY, 1997)(QUINTAO et al., 2009)

Com poucas exceções, os fios de cromo-cobalto não tratados termicamente tem uma memória de forma menor do que fios de aço inoxidável de mesma seção. No entanto, uma vez sujeita a um tratamento térmico em um forno odontológico (482°C por 7-12 minutos), esta propriedade é melhorada. O aquecimento provoca o endurecimento da liga, aumentando a sua resistência à deformação e, como resultado, o fio obtém propriedades mecânicas semelhantes às do aço inoxidável, combinada com alta formabilidade, maior elasticidade e resistência à deformação que, após o tratamento pelo calor, fez o fio Elgiloy de ponta azul, um tipo de fio de cromo-cobalto mais utilizado na prática clínica.(INGRAM; GIPE; SMITH, 1986)

Uma liga, entretanto, ganhou grande popularidade nos dias atuais devido ao seu “efeito memória de forma” (EMF). Essa liga composta de níquel-titânio e foi desenvolvida inicialmente pelo Laboratório Naval Americano em 1963. Esse efeito

era uma característica que a liga tinha de retornar à sua forma inicial após uma deformação, liberando energia ou a carga acumulada por essa deformação. (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992)

Ao longo desses anos, diferentes ligas foram criadas com o objetivo de produzir forças suaves e contínuas em diferentes etapas do tratamento ortodôntico. Para uma movimentação ortodôntica devemos induzir uma força no ligamento periodontal com a finalidade de estimular uma resposta inflamatória tecidual adequada para a remodelação alveolar e, conseqüentemente, a movimentação dentária induzida. A característica dessa força deve ser leve e contínua ao passo que forças excessivas promovem reabsorção radicular. Com isso, certas características dos fios ortodônticos são necessárias para que estimule uma resposta tecidual adequada. (FIELDS et al., 1986).

Fios de aço australiano são um tipo especial de fio de aço inoxidável disponíveis em diferentes graus que representam valores crescentes de energia armazenada (resiliência). Estes fios são considerados padrão 18/8 de aço inoxidável, no entanto, um estudo recente relata teor de carbono em até 10 vezes mais do que um fio de aço inoxidável padrão ortodôntico (até 0,20%). Isto pode explicar o aumento da rugosidade superficial, dureza, porosidade, e propensão para quebra durante flexão clínica, especialmente para as classes mais altas. É por isso que graus mais elevados, apesar de sua alta energia armazenada, são atualmente utilizados unicamente como anexos biomecânicos. (PELSUE et al., 2009)

2.1.1. Características físicas dos fios ortodônticos.

Existem diferentes características consideradas desejáveis para um bom comportamento de um fio metálico, dependendo do caso clínico, tais como estética, resiliência, elasticidade, memória de forma, baixa rigidez, alta formabilidade, alta energia armazenada, biocompatibilidade, estabilidade em uso, baixo atrito e a capacidade para receber solda de anexos biomecânicos. (GOLDBERG; BURSTONE, 1979; KAPILA et al., 1990; KUSY, 1997)

-
- a) Rigidez é a magnitude da força emitida por um fio de uma determinada liga é proporcional ao módulo de elasticidade (E). A baixa rigidez de um fio oferece a possibilidade de aplicar forças mais baixas (força de desativação) mediante à deflexões maiores obtendo assim precisão na aplicação de uma determinada força
 - b) Maleabilidade é propriedade específica que permite deformar facilmente um fio sem quebrar ou alterar significativamente as suas características.
 - c) Resiliência é a propriedade de um material tem de armazenar energia enquanto sofre uma deformação e liberar esta energia quando for descarregado. Esse recurso representa a força disponível para a movimentação dentes.
 - d) A biocompatibilidade ou bioestabilidade inclui a resistência a corrosão e a tolerância dos constituintes de uma liga metálica em meio oral. Idealmente, os fios não devem favorecer e nem ser um substrato para o desenvolvimento microorganismos e gerador de alergias.
 - e) A capacidade de receber solda é uma característica importante nos fios ortodônticos devido à incorporação de acessórios biomecânicos aos fios que auxiliam na movimentação dentária e pode ser conseguida através de soldadura elétrica ou por meio de um agente de ligação.
 - f) O atrito é uma grande propriedade importante em todas as fases do tratamento ortodôntico e corresponde ao atrito friccional entre o fio ortodôntico e a canaleta dos braquetes. Baixos atritos facilitam o alinhamento e nivelamento dos dentes devido ao deslize do fio à canaleta dos braquetes.

Com a revolução tecnológica e a criação de diferentes ligas metálicas com propriedades físicas distintas, Burstone em 1981 criou o conceito de “variação de módulos” a qual o ortodontista trabalha com diversos materiais de acordo com a

relação força/deflexão em diferentes estágios do tratamento ortodôntico, possibilitando forças suaves e contínuas ao longo de todo o tratamento independente do grau de irregularidade presente no arco.(BURSTONE, 1981)

2.1.2 Efeito Memória de Forma.

Buehler e Cross em 1969, afirmaram que o fenômeno conhecido como efeito memória de forma era uma característica exclusiva das ligas de níquel-titânio, pois essa liga tinha a capacidade de alterar a sua estrutura atômica de acordo com a temperatura. Em baixas temperaturas o material era deformado e com o seu aquecimento era possível retornar para sua forma original.(BURSTONE; QIN; MORTON, 1985)

Todas as ligas metálicas tendem a retornar a sua forma mediante a uma deformação. O que difere uma liga de outra é a capacidade de retornar ao seu formato original dependendo da quantidade de força aplicada. Essa característica que cada liga metálica possui nós chamamos de limite elástico. Portanto podemos definir como limite elástico como a quantidade de deformação máxima que um material pode sofrer e retornar ao seu formato original. Já o limite plástico é quando aplicamos uma força em um material e ele sofre deformação permanente.(GURGEL et al., 2001).

Em 1971, Andreassen, estimulado pelas propriedades físicas da liga de níquel-titânio como alto limite elástico e baixo módulo de elasticidade, desenvolveu os primeiros fios de níquel-titânio para finalidade ortodôntica, os quais a “Unitek Corporation” produziu esse fios comercialmente com o nome de Nitinol. A composição desses fios era inicialmente de 55% de níquel e 45% de cromo.(ANDREASEN, G., 1980; QUINTAO et al., 2009)

Mesmo apresentando características de elasticidade, os primeiros fios de níquel-titânio possuíam o efeito memória de forma de pequena magnitude, mantendo sua forma estrutural martensítica devido ao processo de encruamento que a liga era produzida, sendo assim chamada de M-NiTi. Esse fio M-NiTi foi

amplamente utilizado devido à liberação de forças leves mediante a grande deflexão dos fios.(PARVIZI; ROCK, 2003)

Os fios M-NiTi possuem baixo módulo de elasticidade, boa resiliência liberando forças suaves quando comparados aos fios de aço mediante a uma mesma deflexão, alto limite elástico e apresenta apenas 30% da rigidez dos fios de aço inoxidável, permitindo a sua utilização em fases iniciais do alinhamento e nivelamento ortodôntico. Porém esse fio não tem capacidade de receber soldas de acessórios biomecânicos.(TOYAMA C., 1995; KAPILA et al., 1990)

Até meados de 1980 os fios ortodônticos se comportavam de acordo com o gráfico carga/deflexão (Figura 1) que ilustra a quantidade de força acumulada e liberada para cada milímetro de deflexão do fio ortodôntico que é variável de acordo com a liga metálica. Segundo a lei de Hooke, se um fio ortodôntico for submetido à uma deflexão para realizar uma movimentação de um elemento dentário que encontra-se desnivelado no arco, haverá um acúmulo de força no fio que será diretamente proporcional a quantidade de deflexão. Dependendo do tipo de liga que constitui o fio, a força gerada pode ser maior ou menor para uma mesma quantidade de deflexão. Porém, diante de uma deflexão exagerada, o fio pode alterar seu formato original de forma irreversível, ocorrendo uma deformação permanente. Nesse caso o fio terá sofrido uma deformação plástica porque ultrapassou o seu limite elástico (limite de proporcionalidade). Resumindo, o fio retornará o seu formato original quando uma tensão gerada sob o fio não atingir o seu limite elástico, portanto o fio estará em sua fase elástica. Se a tensão gerada sob o fio ultrapassar o seu limite elástico, o fio sofrerá uma deformação permanente e estará em sua fase plástica, não retornando à sua forma original.(GURGEL et al., 2001)

As ligas de NiTi ganharam um lugar cada vez maior na prática ortodôntica devido às suas propriedades mecânicas peculiares atribuídas a uma transformação martensítica-termoelástica que pode ser termicamente, ou, em uma faixa de temperatura adequada, induzida pelo estresse. No último caso, quando a martensita é induzida por estresse na temperatura do corpo, o comportamento tensão-deformação é pseudoelástico sendo que em grandes deformações em stress constante, ocorre uma transformação direta, e quando cessado o stress a

transformação ocorre de forma inversa. Estes comportamentos explorados em Ortodontia permitiram superar os inconvenientes intrínsecos para a utilização das ligas convencionais, tais como aço inoxidável ou de ligas de Co-Mo, onde as pequenas deflexões geravam cargas maiores. As ligas de NiTi, parecem estáveis em temperatura corporal mas estão fora do equilíbrio: Os tratamentos térmicos à temperaturas intermediárias podem, por conseguinte, alterar o estado de equilíbrio como a temperatura do corpo. Isso permite modificar o nível da força de desativação de acordo com as exigências das práticas. Os resultados recentes demonstraram que as mudanças térmicas na cavidade oral induzidas pela ingestão bebidas e alimentos frios/quentes podem modificar consideravelmente o nível de tensão a que está exposta a dentição. (AIROLDI; RIVA, 1996)

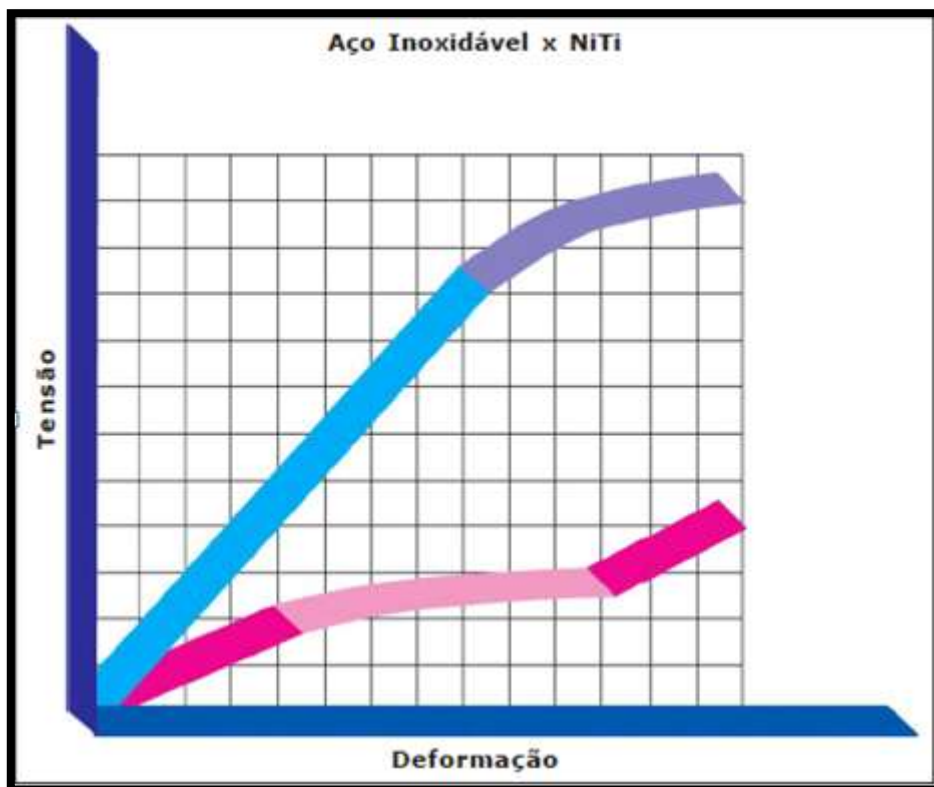


Figura 1: Gráfico comparativo Tensão x Deformação entre o fio de aço inoxidável e um fio de Níquel-titânio

Fonte: Gurgel et al. 2001

2.2. Ligas de níquel Titânio Superelásticas e Termoativadas

Uma nova geração de fios de níquel-titânio foi criada no Instituto de pesquisas gerais de metais ferrosos no Japão, chegando ao mercado em 1985, com o nome comercial de Sentalloy produzida pela empresa GAC Int., NY, EUA, chamada de fios ortodônticos superelásticos: uma liga que possuía maior recuperação elástica e menor rigidez que o fio de níquel-titânio desenvolvido inicialmente, devido às propriedades de superelásticidade e memória de forma. Essa propriedade foi adquirida devido à alteração da temperatura no processo de fabricação da liga. A superelásticidade tem a característica de liberar forças constantes mesmo em grandes deflexões, devido à presença de duas fases estruturais que determinam um regime plástico e um regime elástico e o retorno desses regimes gerando uma força de desativação.(CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992) (BARWART; ROLLINGER; BURGER, 1999)

Após a descoberta dos fios de níquel-titânio, vários estudos foram conduzidos a fim de se produzir fios com propriedades semelhantes, sendo o objetivo alcançado em 1986, com os “Japanese NiTi”. Ao mesmo tempo, outra liga de níquel-titânio com características similares foi desenvolvida no “General Research Institute for Non-Ferrous Metals” em Beijing na China. Essas ligas foram denominadas como fios de níquel-titânio chinês (“Chinese NiTi”) e exibiram uma memória de forma 4,4 vezes maior que os fios de aço inoxidável, e 1,6 vezes maior que os fios NiTi convencional e fornecia uma força constante no meio da sua faixa de desativação. (BARWART, 1996; BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996)

Dependendo do processo de fabricação dos fios de NiTi ocorrerá a formação de um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for deformado a frio, comporta-se como uma liga de NiTi martensítica estável (NiTi-M). Quando os fios de NiTi são fabricados a altas temperaturas (superelástico e termoativo), eles são chamados NiTi ativo (NiTi-A), e apresentam uma fase austenítica inicial, apresentando a capacidade de transformação martensítica.(GURGEL et al., 2001)

O encruamento por deformação a frio, seguida de tratamento térmico adequado, pode conduzir a uma maior facilidade de deformação da forma martensita, e ao mesmo tempo em que a forma austenita apresenta uma maior resistência. Tratamentos termomecânicos adequados podem também viabilizar a manifestação do efeito de memória de forma duplo. Um dos maiores desafios neste sistema de ligas consiste em desenvolver os procedimentos de tratamento mais adequados para a obtenção das características pretendidas. (GEROLDO, 2009)

O tratamento térmico necessário à obtenção do desejado EMF é normalmente efetuado a temperaturas compreendidas entre 500°C e 800°C, mas este efeito também pode ser conseguido, embora com tempos mais longos, a temperaturas entre 300 e 350°C. O componente no qual se pretende induzir o efeito de memória de forma tem que ser mecanicamente estrangido, durante o tratamento, na forma pretendida.(FERNANDES et al., 2011)

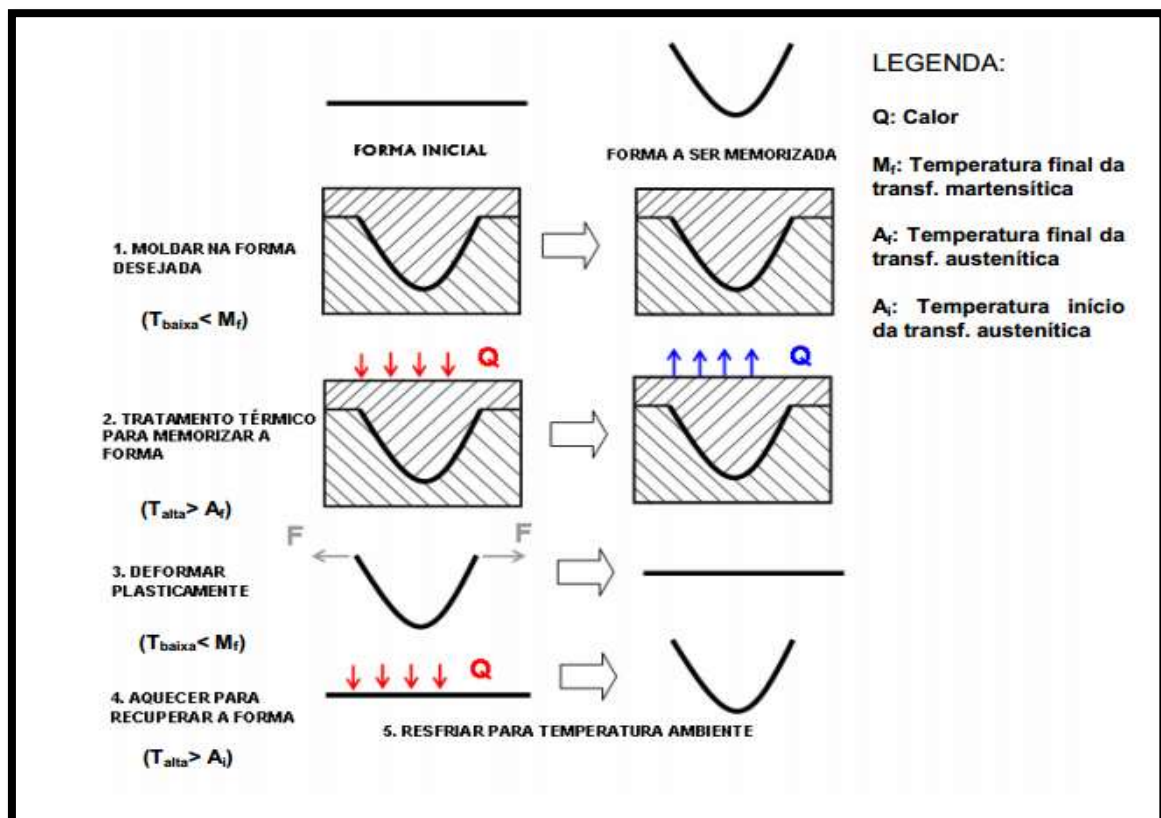


Figura 2: Representação esquemática do efeito memória de forma

Fonte: Geroldo, 2009

As ligas de NiTi ganharam um lugar cada vez maior na prática ortodôntica devido às suas propriedades mecânicas peculiares atribuídas a uma transformação martensítica-termoelástica que pode ser termicamente, ou, em uma faixa de temperatura adequada, induzida pelo estresse. No último caso, quando a martensita é induzida por estresse na temperatura do corpo, o comportamento tensão-deformação é pseudoelástico sendo que em grandes deformações em stress constante, ocorre uma transformação direta, e quando cessado o stress a transformação ocorre de forma inversa. Estes comportamentos explorados em Ortodontia permitiram superar os inconvenientes intrínsecos para a utilização das ligas convencionais, tais como aço inoxidável ou de ligas de Co-Mo, onde as pequenas deflexões geravam cargas maiores. As ligas de NiTi, parecem estáveis em temperatura corporal mas estão fora do equilíbrio: Os tratamentos térmicos à temperaturas intermediárias podem, por conseguinte, alterar o estado de equilíbrio como a temperatura do corpo. Isso permite modificar o nível da força de desativação de acordo com as exigências das práticas. Os resultados recentes demonstraram que as mudanças térmicas na cavidade oral induzidas pela ingestão bebidas e alimentos frios/quentes podem modificar consideravelmente o nível de tensão a que está exposta a dentição. (AIROLDI; RIVA, 1996)

O Efeito Memória de Forma e a Superelásticidade são duas propriedades de um mesmo efeito, porém com características diferentes. O efeito memória de forma está relacionado com a temperatura do fio, e a superelásticidade está relacionada com o grau de deflexão que o fio é submetido. São fenômenos que ocorrem devido à mudança na grade cristalina da liga, chamada de transformação martensítica. Os fios de níquel-titânio possuem duas estruturas cristalinas chamadas de martensita e austenita. A estrutura martensita é a fase menos rígida da liga, o qual a estrutura é monoclinica. Já a estrutura austenita representa a fase mais rígida do fio ortodôntico, apresentando uma estrutura chamada de cúbica de corpo centrado, onde os átomos ocupam as posições dos vértices e do centro de um cubo. (SEHITOGLU et al., 2001)

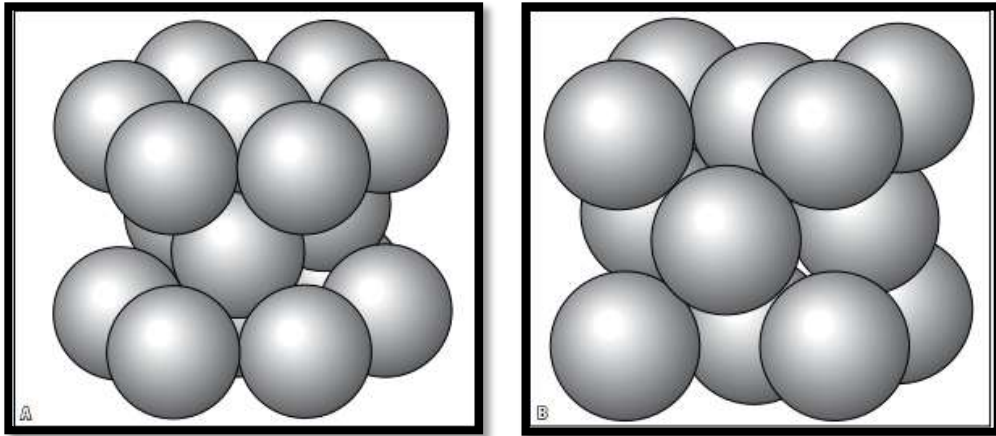


Figura 3: Representação esquemática da estrutura cristalina hexagonal compacta das ligas de níquel-titânio (fase martensítica). B) Representação esquemática da estrutura cristalina cúbica de face centrada das ligas de níquel-titânio (fase austenítica).

Fonte: Quintão e Brunharo, 2009

As ligas de níquel-titânio superelásticas diminuem a rigidez com o aumento da deflexão, devido à mudança de fase que ocorre em sua grade cristalina. Esse fenômeno libera forças suaves e contínuas quando ocorre a remoção da força de deformação, sendo esse processo chamado de processo de desativação. O valor da rigidez parece variar com o diâmetro do fio, mas depende da relação entre o volume de transformação martensítica. Durante a transformação martensítica, a rigidez (módulo de elasticidade) da liga não é constante, ou seja, independente da quantidade de deformação, a força liberada pelo processo de desativação diminui. A partir desse novo conceito, um fio de maior diâmetro não irá produzir necessariamente forças elevadas no tratamento ortodôntico.(GARREC; JORDAN, 2004)

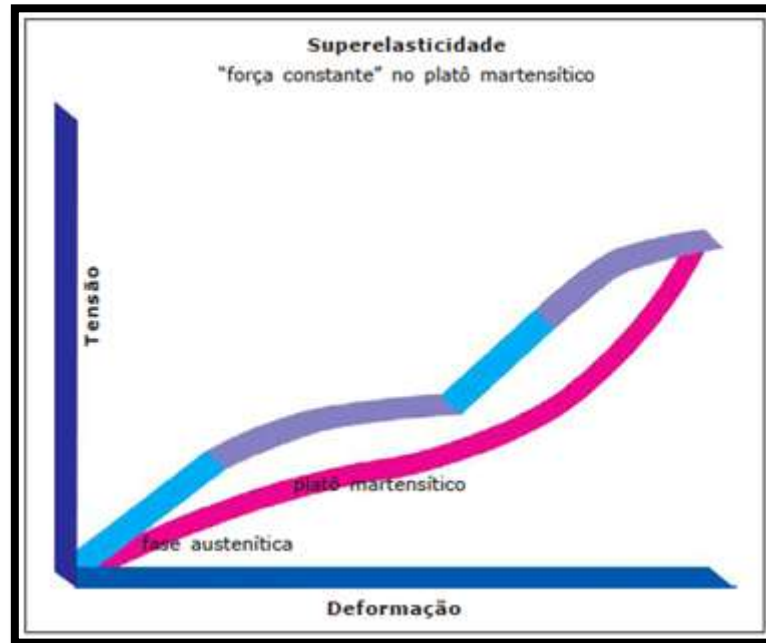


Figura 4: Gráfico Tensão/Deformação de um fio Superelástico.

Fonte: Gurgel et al. 2001

As ligas termodinâmicas de níquel-titânio surgiram na década de 90 com a propriedade de ativação de sua memória de forma com a temperatura do meio bucal permitindo geração de forças constantes e suaves, independente do seu grau de deflexão. Devido a essas propriedades esses fios foram chamados de fios de níquel-titânio Ativos (NiTi-A). (BARWART, 1996)

Logo após surgiram as ligas de níquel-titânio termodinâmicas acrescidas de cobre (CuNiTi) que permitiam uma estabilização da temperatura de ativação dos fios. (SACHDEVA, 2002)

Os fios de níquel-titânio de cobre (CuNiTi) estão disponíveis em três temperaturas A_f , 27°C, 35°C e 40°C. O fio Copper NiTi 27°C é indicado para pessoas com respiração oral, o fio CuNiTi 35°C é ativado à temperatura intra-oral normal do paciente e o fio CuNiTi 40°C só é ativado quando ocorre o consumo de alimentos e bebidas quentes. (BRANTLEY et al., 2008)

Finalmente, surgiram os fios que tinham um comportamento pseudo-elástico, durante o qual a sua estrutura martensítica é transformada em uma estrutura austenítica como resultado do stress da ativação do fio. Estes fios (tais como o Nitinol SE) são superelásticos, mas não tem uma memória de forma termoelástica in vivo. Esse processo chama-se transformação martensítica induzida por tensão. A estrutura CCC (fase austenítica), ao invés de atingir o regime plástico, inicia-se o processo de transformação martensítica, prolongando a capacidade elástica do material. Ao final da transformação, a liga estará completamente na forma martensítica, que constitui seu estado menos rígido. A transformação martensítica sofre reversão do processo com a redução da tensão, partindo da estrutura monoclinica para CCC, acarretando maior rigidez ao fio, característica mecânica típica do NiTi em fase austenítica. Este processo de transformação e reversão, e a tensão e/ou temperatura confere ao fio o efeito de memória de forma.(BRANTLEY WA, 2003; MIURA et al., 1986)

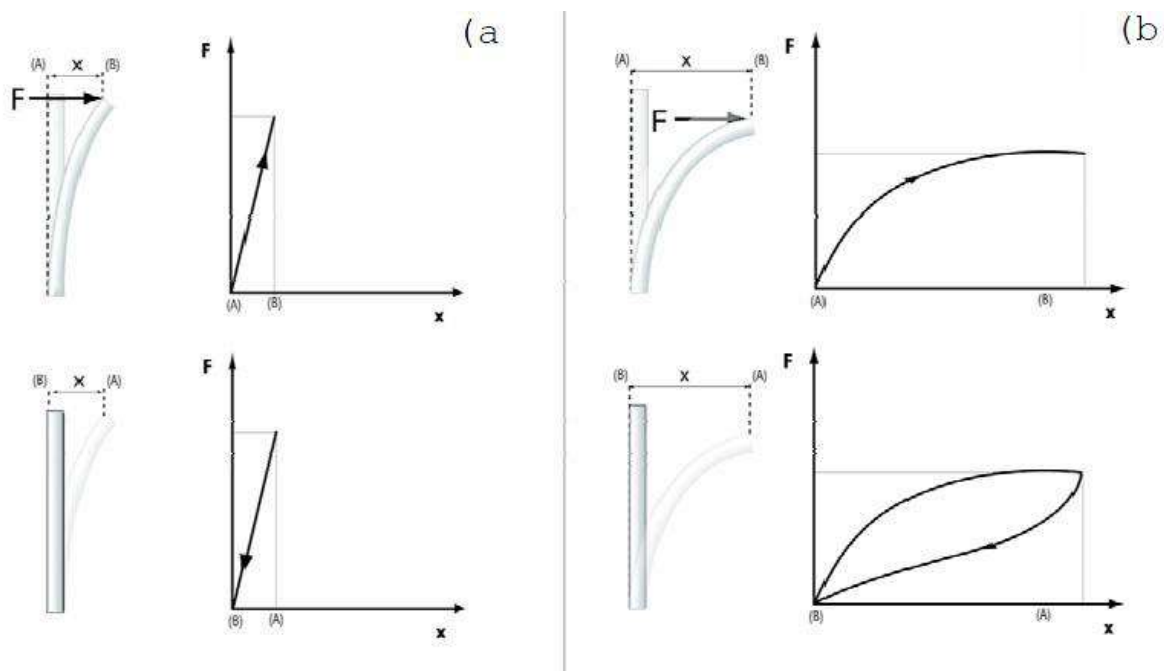


Figura 5: Comparação entre o comportamento elástico de um material metálico sem superelasticidade (a) com uma liga superelástica (b).

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

Segundo Gurgel et al. 2001, em um fio superelástico a estrutura cristalina presente é austenítica. Já em um fio termoativado a estrutura cristalina presente em temperatura ambiente é a estrutura martensítica. (GURGEL et al., 2001)

As ligas termodinâmicas de níquel-titânio apresentam o efeito memória de forma induzida pela temperatura da cavidade oral, apresentando ductibilidade e maleabilidade em temperaturas menores a sua temperatura de transição térmica, predominando na liga a fase martensítica, retornando ao seu formato inicial, com aumento da sua rigidez, e da proporção da fase autenita na liga, quando ocorre o aumento da temperatura. Devido a essa resposta à temperatura e á sua mudança estrutural da liga, aos fios de níquel-titânio termoativadas apresentam notáveis aplicações clínicas.

De acordo com Ren et al. 2008, o efeito de memória de forma dos fios de níquel-titânio é largamente determinado pela temperatura de transição de fase. Ela está associada com uma transformação reversível da forma martensita para a forma austenita. Um estudo realizado por ele caracterizou as temperaturas das fases austenítica, martensítica e romboédrica, bem como faixas de temperatura de transição térmica dos fios ortodônticos de NiTi de 9 fabricantes diferentes. O método de "Differential Scanning Calorimetry" (DSC) foi usado para estudar as temperaturas de transformação de fase e os processos de transição de 9 marcas comerciais de ligas de NiTi de secção 0.016" e 0,016 x 0,022". "As temperaturas austenítica final (Af) dos fios de 0,016" da Ormco e dos fios da 3M foram inferiores à temperatura ambiente, e não houve transformação de fase durante a temperatura oral. Por isso, previu que estes tipos de fios de NiTi não possuem propriedades de memória de forma. Para os fios de 0.016' e 0.016x0.022' Youyan I NiTi nenhuma transformação de fase foi detectado durante o intervalo de temperatura de exploração, o que sugere que estes dois tipos de fios não possuem memória de forma. A temperatura Af dos fios de NiTi 0.016x0.022' Smart L&H, Youyan II NiTi estavam perto da temperatura oral e apresentando estruturas martensíticas e austeníticas à temperatura ambiente, sugerindo que os fios de NiTi listados acima têm um bom efeito de memória de forma. Embora o fio Damon CuNiTi 0.016x0.022" mostraram estruturas martensítica-austeníticas à temperatura oral, a sua temperatura Af foi muito mais elevada do que a temperatura oral. Isso significa que a transformação de

martensita em austenita para este tipo de NiTi só termina quando a temperatura oral é acima do normal. (REN et al., 2008)

As ligas de NiTi possuem propriedades mecânicas peculiares atribuídas a uma transformação martensítica-termoelástica que pode ser influenciada termicamente, ou, em uma faixa de temperatura adequada, induzida pelo estresse. No último caso, quando a martensita é induzida por estresse na temperatura do corpo, o comportamento tensão-deformação é pseudoelástico sendo que em grandes deformações em stress constante, ocorre uma transformação direta da fase austenítica para martensítica, e quando cessado o stress a transformação ocorre de forma inversa. Estes comportamentos explorados em Ortodontia permitiram superar os inconvenientes intrínsecos para a utilização das ligas convencionais, tais como aço inoxidável ou de ligas de Co-Mo, onde as pequenas deflexões geravam cargas maiores. As ligas de NiTi, parecem estáveis em temperatura corporal mas estão fora do equilíbrio: Os tratamentos térmicos à temperaturas intermediárias podem, por conseguinte, alterar o estado de equilíbrio como a temperatura do corpo. Isso permite modificar o nível da força de desativação de acordo com as exigências das práticas. Os resultados recentes demonstraram que as mudanças térmicas na cavidade oral induzidas pela ingestão bebidas e alimentos frios/quentes podem modificar consideravelmente o nível de tensão a que está exposta a denteição. (AIROLDI; RIVA, 1996)

As ligas de NiTi com memória de forma foram introduzidos na ortodontia devido a sua capacidade em desenvolver forças leves e contínuas que são mais eficazes na movimentação ortodôntica do que as forças pesadas e intermitentes. (FUKUIZUMI; KAKIGAWA; KOZONO, 1999)

Porém um fio termoativado poderá ser um material aceitável para um novo conceito de movimentação ortodôntica intermitente, em que a força suave será aplicada ao dente para a maioria das horas diárias e os movimentos ortodônticos serão intermitentemente acelerados pelas forças maiores geradas somente quando o paciente ingere comidas ou bebidas quentes.(FUKUIZUMI; KAKIGAWA; KOZONO, 1999; GACOUNOLLE, 2000)

As variações de temperatura induzida pela ingestão de bebida fria ou quente na cavidade bucal foram investigadas por Airoidi et al. 1997 utilizando arcos fixados à contenções removíveis (Placa de Hawley), similares aos atualmente utilizados na prática ortodôntica com seis sensores de temperatura colocados em correspondência com os dentes específicos. Dessa maneira, as mudanças de temperatura foram detectadas em uma armação metálica, fixada na zona palatal de uma placa de contenção de Hawley, onde um expansor palatal foi utilizado para corrigir a mordida cruzada unilateral ou bilateral em dentadura decídua ou no início da dentadura mista. A variação de temperatura máxima foi observada na região interincisiva: A modificação da temperatura sobre os outros dentes depende da modalidade de ingestão de bebidas, com as maiores variações de temperatura a ser detectados na zona do palato. Assim, podemos concluir que podem ocorrer modificações no estado de estresse durante o tratamento ortodôntico com fios de NiTi termoativados são esperados após a ingestão de alimentos com graus de temperaturas diferentes.(AIROLDI et al., 1997)

Requer ao ortodontista o conhecimento e o domínio das propriedades físicas específicas desses fios atuais, especificamente a força de desativação dos fios termoativados agindo sobre os dentes em uma determinada temperatura. O conhecimento das modificações da temperatura bucal é necessário para compreender o estado de tensão/deflexão geradas durante o tratamento ortodôntico.

2.2.1 Intervalo de transição térmica das ligas de níquel-titânio termoativadas

Cada liga de NiTi termoativada tem um intervalo de temperatura em que ocorre uma mudança de fase da sua grade cristalina (Intervalo de Transição Térmica – ITT). Idealmente, a estrutura cristalina da liga pode ser observada através de difração radiográfica ou DSC (Differential Scanning Calorimetry).(SANTORO; BESHES, 2000)

Segundo Jacobs et al. 1996 quando o fio sofre resfriamento, ocorre a transformação da liga que inicialmente era uma fase austenítica para uma fase martensítica que foi denominada “Transformação Martensítica”. Essa transformação

ocorre em uma temperatura inicial chamada martensite start (Ms) e finaliza em uma temperatura a qual ocorre apenas a fase martensítica no fio chamada de martensite finish (Mf). Já quando o fio é submetido à um aumento da temperatura, inicia-se o processo e reverso que é caracterizado pela transformação da fase martensítica para a fase austenítica, denominada Transformação Austenite (figura 4). Essa transformação ocorre em uma temperatura inicial chamada de Austenite Start (As) e a temperatura em que ocorre a completa transformação da liga em uma fase austenita é chamada de Austenite finish (Af).(JACOBS et al., 1996)

As temperaturas de transformação de fase e o comportamento transformação variaram entre os diferentes fios ortodônticos de NiTi utilizados, levando a uma variabilidade do efeito de memória de forma.(BAI et al., 2008; REN et al., 2008)

Hurst et al. 1990 realizaram um estudo que analisaram quantitativamente o fenômeno memória de forma dos fios de níquel-titânio de sete marcas comerciais: Nitinol (Unitek), NiTi (Ormco Corp., Glendora, Calif.), Orthonol (Rocky Mountain/Orthodontics, Denver, Colo.), Titanol (Lancer Pacific, Carlsbad, Calif.) e Sentinol (GAC International, Central Islip, N.Y.). A memória de forma foi determinada por cálculo da percentagem de recuperação da forma que ocorreu quando um fio de cada liga era deformado com uma força abaixo do seu limite plástico e em uma temperatura abaixo da temperatura de transição térmica fornecida pelos fabricantes e, em seguida, aquecida a uma temperatura acima do seu TTR. Os resultados indicaram que:

1. A recuperação percentual média variou de 89% para NiTi (ORMCO), Nitinol (UNITEK), Orthonol (ROCKY MOUNTAIN), Titanol (LANCER), e ligas de Sentinol Leve e Sentinol Médio (GAC). A liga pesada de Sentinol (GAC) mostrou uma recuperação média de 41,3%, que foi significativamente menor do que a das outras ligas.

2. Sugere-se que o fio de liga pesada Sentinol (GAC) mostrou relativamente pouca percentagem de recuperação, porque o seu Af estava perto da temperatura ambiente. Isto resultou em deformação plástica mínima, porque a liga recuperou o seu comprimento original quase que imediatamente, indicando a importância de uma adequado TTR. Concluiu-se que o TTR deve ser razoavelmente maior do que a

temperatura oral para aplicação clínica do fenômeno da memória de forma de ligas de níquel-titânio.

3. A temperatura de recuperação foi mantida a 300°C neste estudo para a recuperação máxima possível. Embora os resultados tenham indicados que a recuperação foi de cerca de 90% para a maioria das ligas testadas, futuros estudos são necessários para determinar a recuperação de forma igual ou um pouco acima da temperatura oral.(HURST et al., 1990)

Devido às características desses fios, é possível utilizar fios de níquel-titânio de maiores calibres no início do alinhamento e nivelamento ortodôntico permitindo um controle tridimensional do movimento dentário, porém existem poucos trabalhos laboratoriais que comprovem essas características dos fios de níquel-titânio termoativados sendo que os ortodontistas apenas contam com as informações de cada fabricante.(SPINI et al., 2014b)

Como a movimentação dentária ocorre em resposta á uma aplicação de força, os fios de níquel-titânio termoativados tinham a propriedade de gerar forças suaves e contínuas independentes de sua deflexão e além de ser capaz a variar o nível de força de acordo com variação da temperatura de transição térmica. Um exemplo clínico desse comportamento é quando utilizamos fios termoativado enriquecidos com cobre de temperatura Af de 40°C. Quando em temperatura ambiente o fio encontra-se em sua fase martensítica ou mista, o que permite realizar grandes deflexões, alterando o seu formato. O formato inicial do fio só será recuperado quando á temperatura oral estiver acima da temperatura Af que no caso será de 40°C.(FARIABI S, 2000; SANTORO; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001)

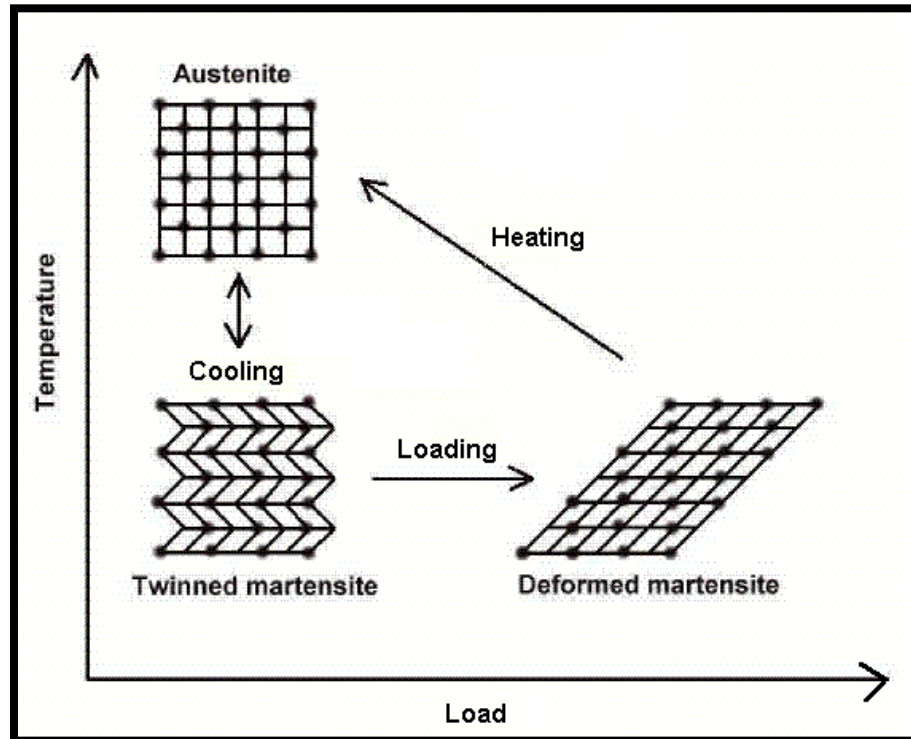


Figura 6: Transformações de fase da liga de Níquel-titânio termoativadas.

Através da deflexão e repetidos ciclos de temperatura, o fio em sua fase austenita é capaz de memorizar uma forma pré-determinada. Com a redução da temperatura, a liga é transformada na sua fase martensita, e torna-se maleável e facilmente deformado. Entretanto quando ocorre o aumento da temperatura, o fio recuperará o seu formato ideal. Esse fenômeno é chamado de one-way shape memory effect porque apenas uma das duas fases da liga é capaz de memorizar o formato inicial. Esse fenômeno ocorre no intervalo térmico entre as temperaturas austenita inicial (A_s) e austenita final (A_f). (HURST et al., 1990)

Bishara et al. 1995 realizaram um trabalho no qual o objetivo foi determinar as faixas de temperatura de transição térmica de três arcos termodinâmicos disponíveis no mercado e determinar a taxa de recuperação dos fios mediante á uma deformação uniforme. Um gabarito foi construído para segurar os fios, e que foi suspenso em uma caixa com água. A temperatura da água foi aumentada gradualmente. Os resultados indicam que as faixas de transição térmica para os três fios termodinâmicos comercialmente disponíveis são semelhantes ($6,7^{\circ}\text{C}$, $6,2^{\circ}\text{C}$ e $6,7^{\circ}\text{C}$). As maiores diferenças estavam nos desvios padrão ($1,3^{\circ}\text{C}$, $2,2^{\circ}\text{C}$ e $3,7^{\circ}\text{C}$),

que pode ser uma função da liga durante a produção do fio e/ou do seu tratamento térmico. (BISHARA et al., 1995)

Uma das análises laboratoriais que podemos realizar para verificar se existe alteração do Intervalo de transição térmica em fios ortodônticos de níquel-titânio termoativados, com suas respectivas temperaturas Austenítica inicial (As), Austenítica final (Af), Martensítica inicial (Ms), Martensítica final (Mf) é utilizando uma aparelho chamado Differential Scanning Calorimetry (DSC), que realiza uma análise através de uma câmara que sofre taxas de aquecimento e resfriamento em um intervalo de temperatura que variam entre -170 °C a 100°C. Essa câmara é acoplada a um programa de computador que geram gráficos que mostram a variação de entalpia. Os fios de níquel-titânio termoativados são colocados nessa câmara e de acordo que ocorre o aumento ou diminuição da temperatura, que é padronizada em 10°C/min, ocorre liberação ou absorção de energia que é captado pelo programa de computador (figura 7). Quando ocorre a transformação martensítica, ocorre liberação de calor (reação exotérmica) enquanto a transformação austenítica absorve calor (reação endotérmica). Através do gráfico gerado podemos determinar as temperaturas Ms, Mf, As e Af. (BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007)

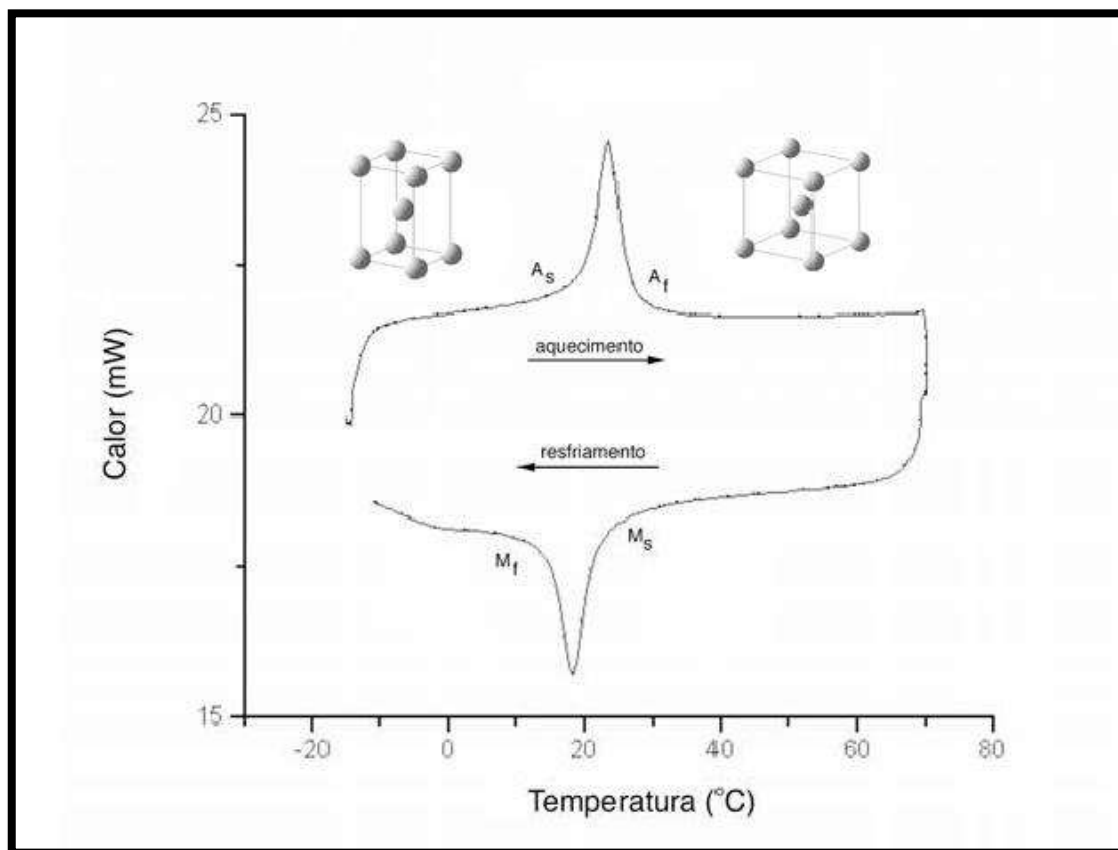


Figura 07: Curva de DSC típica de uma liga de NiTi termoativada.

Fonte: Reis, W.P. 2001.

Berzins et al. 2010 realizaram um estudo o qual tinha como objetivo investigar o efeito da variação térmica sobre as transformações de fase dos fios níquel-titânio termoativados. Segmentos de fio de 27°C e 35 °C Copper NiTi (Ormco), Sentalloy (GAC) e NiTi Heat Activated (3M Unitek) foram seccionados em segmentos de cinco milímetros (n = 20). Um grupo controle foi composto por cinco segmentos não termociclados selecionados aleatoriamente. Os segmentos foram submetidos aleatoriamente a ciclos de temperatura que variavam entre 5 e 55 °C e analisados com Differential Scanning Calorimetry (DSC; -100 a 150°C a 10°C/min), após 1000, 5000, e 10.000 termociclos. Os fios Nitinol HA e Sentalloy não demonstraram diferenças de comportamento nas transformações de fase. As diferenças significativas foram observadas em algumas das temperaturas de transformação dos fios de NiTi enriquecido com cobre 27°C (Ormco). Qualitativamente, com o

aumento da extensão da termociclagem, ocorreu a diminuição das fases R nos picos de aquecimento nos fios enriquecidos com cobre 35°C (Ormco). Concluímos que flutuações de temperatura repetidas podem contribuir para mudanças de fase de transformação qualitativa e quantitativa em alguns fios de NiTi. (BERZINS; ROBERTS, 2010)

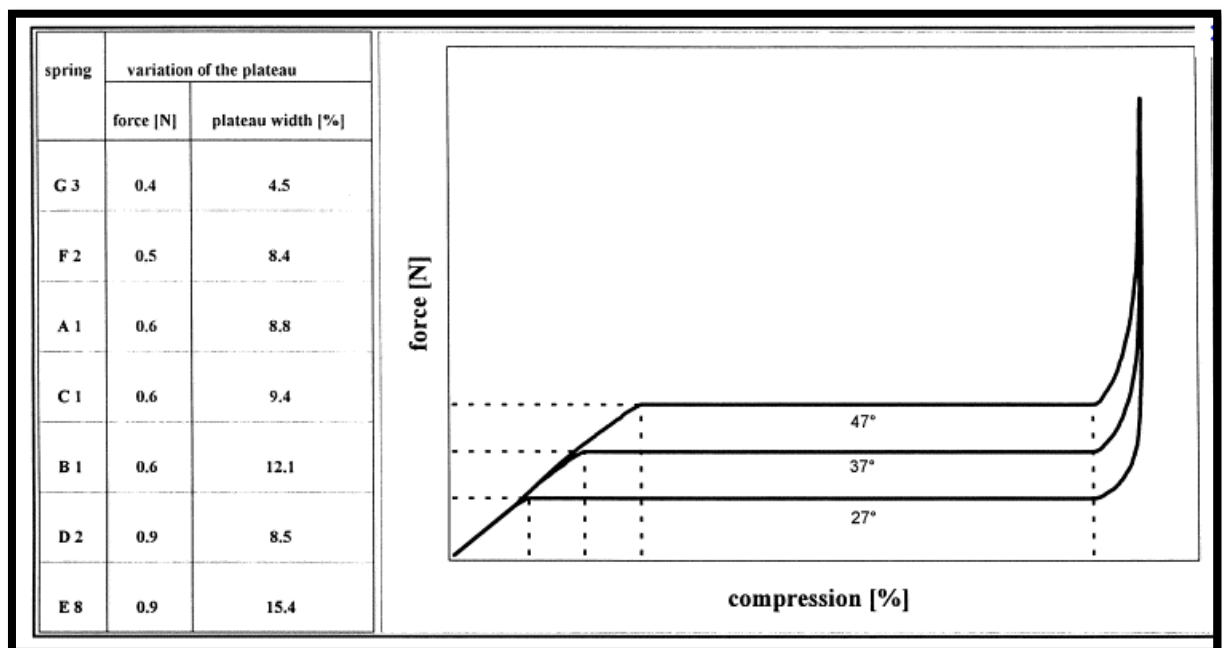


Figura 8: Gráfico Tensão/Deflexão de acordo com diferentes temperaturas de Transição Térmica dos fios termoativados

Fonte: Bishara et al. 1995

Dalstra et al. 2004 realizaram um trabalho cujo o objetivo foi examinar se a temperatura de transição dos arcos CuNiTi tem um efeito sobre a movimentação dentária durante a fase de alinhamento do tratamento ortodôntico. Foram selecionados 15 pacientes com índice de irregularidades semelhantes. Foram utilizados fios CuNiTi no arco superior sendo que em um hemiarco foi colocado o fio com temperatura de transição de 27°C, e em outro hemiarco, o fio com temperatura de transição térmica de 40°C. Concluíram que a temperatura de transição dos arcos

CuNiTi tem de fato um efeito sobre a quantidade de movimentação dentária durante o alinhamento e nivelamento. No entanto, as diferenças são tão pequenas que resta saber se pode ser notado clinicamente. O estudo confirma a tendência para o uso de forças menores em Ortodontia. (DALSTRA; MELSEN, 2004)

Bierman et al. 2007, compararam o intervalo de transição térmica de fios termoativados CuNiTi conforme enviado pelo fabricante com fios utilizados pelos pacientes por meio de um DSC. Além disso, as propriedades térmicas dos fios CuNiTi 27°C, 35°C e 40°C foram estudados para verificar se as temperaturas Af correspondiam às indicadas pelo fabricante. Seis arcos de 27°C, 35°C e 40°C CuNiTi foram testados como vieram do fabricante, e seis fios CuNiTi a 27°C e 35°C foram examinados após a sua utilização em pacientes por um período de 9 e 7 semanas, respectivamente. Segmentos de arcos foram analisados por DSC em um intervalo de intervalo de temperatura de -100°C a 150°C em uma escala de aumento ou resfriamento de 10°C/minuto. Não houve diferenças significativas entre os arcos enviados pelo fabricante e os arcos usados clinicamente CuNiTi 27°C e 35°C fios (início aquecimento, endset e entalpia e início de refrigeração, endset e entalpia). Os endsets de aquecimento (temperatura austenítica final) dos fios de temperatura 27°C e 35°C variaram 2°C daqueles reivindicados pelo fabricante, mas os fios de temperatura de 40°C apresentaram temperaturas mais perto de 36°C do que 40°C. Portanto, o uso clínico dos fios CuNiTi resultaram em poucas diferenças quando comparado com os fios recebidos pelo fabricante quando analisados por DSC. Apenas o fio CuNiTi 40°C apresentou diferença da temperatura austenítica final apresentada pelo fabricante e a encontrada pela avaliação do DSC. (BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007)

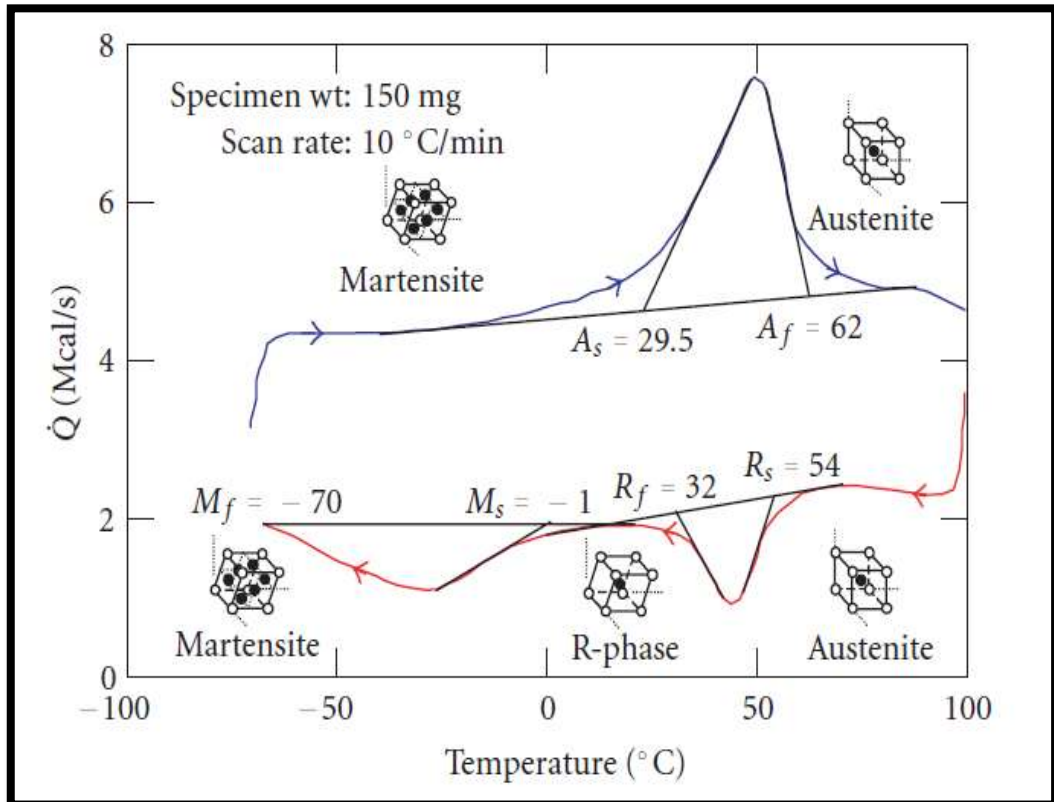


Figura 09: Termograma do DSC da liga de níquel-titânio termoativada.

Fonte: Paiva e Savi 2005

Kusy et al. 2007, avaliaram as temperaturas de transição térmica e a rigidez mecânica de três ligas de arcos ortodônticos de 7 marcas comerciais - aço inoxidável, beta-titânio e níquel-titânio. Entre as ligas de níquel-titânio, dois arcos foram de NiTi convencional e 3 arcos foram de níquel-titânio adicionado com cobre CuNiTi. Foram utilizadas duas técnicas de avaliação, calorimetria para medir o fluxo de calor utilizando um DSC que variava a temperatura de -30°C a 80°C e análise mecânica dinâmica (DMA) para medir o módulo de armazenamento. Em relação com a primeira avaliação, não foram observadas temperaturas de transição para os fios de aço inoxidável, beta-titânio, e um dos dois fios de NiTi convencional. Entretanto, um fio de NiTi convencional apresentou uma temperatura transição térmica martensítica-austenítica com o aumento da temperatura, e uma transformação inversa foi observada com a diminuição da temperatura. Como

esperado, o fios CuNiTi 27°C, 35°C, e 40°C manifestaram temperaturas austeníticas finais de 29,3°C, 31,4°C e 37,3°C, respectivamente, com um aumento da entalpia de 2,47-3,18 calorias por grama.(KUSY; WHITLEY, 2007)

Fischer-Brandies et al. 2003 caracterizaram cinco arcos de NiTi comercializados atualmente avaliando o seu comportamento de transformação, composição química, topografia da superfície e propriedades mecânicas em temperaturas de 22°C, 37°C e 60°C. Os arcos ortodônticos retangulares investigados foram Neo Sentalloy F80 (GAC, Central Islip, NY, EUA); 35°C Thermo-Active Copper NiTi (A-Company/Ormco, Glendora, CA, EUA); Rematitan "Lite" (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha); Titanol SE S (Forestadent, Pforzheim, Alemanha) e Titanal (Lancer, San Marcos, CA, EUA) de secções 0,016 x 0,022". A composição química e a topografia da superfície foram analisadas por espectroscopia dispersiva de raios-X (Difração Radiográfica) de energia usando um microscópio eletrônico de varredura (MEV) analítica (XL30, EDAX SUTW Sapphire Detector; Philips, Eindhoven, Holanda). As temperaturas de transição foram medidos por meio de calorimetria de varrimento diferencial (DSC; Perkin-Elmer Pyris 1, Perkin-Elmer, Fremont, CA, EUA), em uma faixa de temperatura de -80°C a +80°C. As propriedades mecânicas e sua dependência da temperatura foram determinadas por meio de testes de flexão de 3 pontos. As análises de MEV revelaram resíduos de abrasivo em praticamente todos os arcos, enquanto o DSC revelaram propriedades de transformações complexas e graus de variação da temperatura. Além das transformações martensíticas e austeníticas, uma transformação de fase R também foi detectada. Os testes de flexão mostraram pronunciados platôs de carga e descarga. Nos arcos martensíticos (Neo Sentalloy F80 e Cobre Thermo-Active NiTi 35°C) foram encontrados uma força inferior aos fios martensítica-austenítica (Rematitan "Lite") austeníticos (Titanol SE S, Titanal). Com o aumento da temperatura (no intervalo de 22 graus C a 60 graus C), um aumento linear nas forças foi detectado. Ao avaliar a qualidade dos arcos, deve ser levado em conta a qualidade da superfície, pois é isso que determina as características de resistência, biocompatibilidade, atrito e corrosão. Em contraste com as ligas de aço convencionais, as características de resistência dos fios de NiTi são fortemente dependentes da temperatura e têm de ser conhecida. Além disso, o platô superelástico é usado apenas parcialmente, quando é necessário um mínimo de nivelamento do arco.(FISCHER-BRANDIES et al., 2003)

A fase R pode ser encontrada durante a transformação martensítica com suas respectivas temperaturas de transformação (R_i e R_f) durante o resfriamento na máquina de DSC e esta fase pode contribuir com um pequeno ganho de memória de forma em torno de 0.75%.(BRADLEY, T.G., 1996)

A indução de stress mecânico nos fios de níquel-titânio pode influenciar o intervalo de transição térmica da liga e, portanto, a expressão das propriedades superelásticas. Pode-se esperar uma variação do intervalo de transição térmica, durante a terapia ortodôntica, quando os arcos estão inseridos dentro das canaletas do braquetes dos dentes desalinhados. Para investigar esta possibilidade, amostras de fios de níquel-titânio ortodônticos utilizados atualmente (Sentalloy, GAC; Copper NiTi superelastic a 27°C, 35°C, 40°C, Ormco; Nitinol Heat Activated, 3M Unitek) foram submetidas a ciclos de temperatura que variam entre 4°C e 60°C. Os fios foram montados em um dispositivo que simulam situações clínicas de apinhamento mínimo e grave. Teste de resistividade elétrica foi utilizado para monitorar as transformações de fase. Os dados foram analisados com o teste t pareado. Os resultados confirmaram a presença de deslocamentos das faixas de temperatura de transição em direção a temperaturas mais altas quando o estresse foi induzido. Devido aos fios de níquel-titânio serem mais comumente usados durante a fase de alinhamento inicial em casos de apinhamento dentário grave, foi dada especial atenção ao desempenho dos fios ortodônticos sob carga máxima. De acordo com os resultados, o fio de Copper NiTi 27°C e fios de Nitinol Heat Activated 3M Unitek podem ser consideradas as ligas adequadas para as etapas de alinhamento e nivelamento inicial.(SANTORO; BESHES, 2000)

2.2.2 Intervalo de transição térmico x Força liberada

Van Aken et al. 2008 realizaram um estudo laboratorial que avaliou a geração de forças dos fios de níquel titânio 0,014" de duas marcas comerciais (Ormco e 3M Unitek) em um sistema de suporte utilizando braquetes autoligáveis sob temperatura controlada simulando uma deflexão estática e dinâmica. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo de deflexão estática e dinâmica. Do ponto de vista clínico as forças oclusais transferidas

para um arco completamente defletido, como nas fases iniciais do alinhamento, não terá influência sobre as forças de desativação dos fios.(VAN AKEN et al., 2008)

Os arcos ortodônticos termoativados produzem forças biológicas mais leves que os arcos superelásticos e, portanto, poderiam oferecer a possibilidade de reduzir a dor ortodôntica inicial. No entanto, as evidências sobre este assunto ainda é escassa. Cioffi et al. 2012 compararam a percepção da dor após a primeira colocação de arcos em pacientes com fios de níquel-titânio termoativados e superelásticos. Avaliaram trinta indivíduos (11 homens, 19 mulheres, variando de 11 a 26 anos de idade). Foram colocados acessórios ortodônticos no arco superior e inferior, e colocados os fios termoativados e superelásticos 0,016” amarrados com ligadura elástica de forma aleatória. Cada paciente foi convidado a marcar dor de dente durante 7 dias, em diferentes momentos (08:00, 12:00, 16:00, 20:00 e 24:00), utilizando a escala analógica visual (VAS). Em ambos os grupos, a dor foi maior no dia 2 e menor no dia 7. Pacientes com arcos termoativados tinham significativamente mais baixos índices de dor ($P < 0,005$) nos dias 2, 3 e 4 do que indivíduos com arcos superelásticos. Este também foi o caso após a orientação para o consumo de analgésicos, pratica de esportes, sobrepondo-se a dor de origem diferente, e a concomitância de eventos estressantes. A frequência de consumo de analgésicos foi maior no grupo com superelásticos que no grupo com termoativados no dia 3 ($P < 0,05$). Não foram encontradas diferenças na percepção da dor entre os momentos, nem houve qualquer correlação encontrada entre aglomeração e dor dental. Não foi encontrada diferença na percepção da dor entre as arcadas dentárias superior e inferior. Concluiu-se que a dor ortodôntica inicial é reduzida ao utilizar arcos ortodônticos termoativados.(CIOFFI et al., 2012)

Burstone et al. 1985 testaram, através de um teste de flexão, fios de aço inoxidável, fios de NiTi não-superelásticos (Nitinol) e o fio NiTi Chinês com diâmetro de 0,016” nas temperaturas de 22°C, 35°C e 60°C. O fio de NiTi Chinês apresentou uma curva de desativação atípica, com forças relativamente constantes produzidas por um longo período de tempo. Como característica, este fio apresentou uma temperatura de transição térmica (TTR) muito menor que a do Nitinol. Foi 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.(BURSTONE; QIN; MORTON, 1985)

As molas fechadas de níquel-titânio termoativadas apresentam propriedades superelásticas semelhantes às propriedades de fios NiTi japoneses. As molas exercem uma força leve e contínua independente da quantidade de deflexão do fio. Esta propriedade permite que as molas possam ser utilizadas para um movimento dentário biologicamente aceitável. Contudo, as influências externas que afetam a boca, por exemplo, quando se come ou bebe, causam flutuações na temperatura, que podem alterar a força de desativação desses fios. Barwart, 1996 avaliou neste estudo, o efeito da variação da temperatura sobre força de desativação de molas NiTi na sua fase austenítica. As molas fechadas de NiTi termoativadas foram aquecidas e resfriadas entre as temperaturas 20°C e 50°C, sob uma distensão constante das molas. Durante este procedimento, a força foi registrada continuamente. Molas de aço inoxidável fechadas, disponíveis comercialmente, foram testadas da mesma maneira. Para todas as molas examinadas, os valores da força de desativação aumentaram com o aumento da temperatura e diminuíram com a queda na temperatura. Esta relação entre as alterações de temperatura e a força liberada foi mais pronunciada no caso das molas de NiTi em relação as molas de aço. A força liberada a 37°C foi cerca de duas vezes maior quando comparada à força liberada a 20°C. Em refrigeração, as molas superelásticas apresentaram comportamento incomum. Imediatamente após o resfriamento da temperatura, uma diminuição rápida da força se deu a níveis inferiores aos encontrados no aumento das temperaturas. Tal diminuição não linear da carga não foi observada nas molas de aço inoxidável testadas. Os resultados demonstram que apenas alterações mínimas na temperatura podem causar mudanças significativas na força de desativação das molas de níquel-titânio termoativadas.(BARWART, 1996)

De acordo com De Santis et al. 2008 as forças desenvolvidas por um fio ortodôntico desnivelado é de grande preocupação para a distalização do molar, e não podem ser simplesmente derivadas de propriedades mecânicas, medidas através de testes clássicos (ou seja, tração, torção e flexão). Foram utilizadas ligas de titânio-molibdênio (TMA; Ormco) e níquel-titânio superelásticos (3M Unitek) e de

níquel-titânio enriquecido com cobre (CuNiTi; Ormco) com uma secção transversal retangular, de 0,016 x 0,022". Os fios foram ativados e desativados por carga e descarga. A fim de analisar as propriedades termo-mecânicas na dobra, testes mecânicos foram assistidos por medidas calorimétricas através do método de "Differential Scanning Calorimetry" (DSC). Os resultados sugeriram que a força gerada devido à deformação depende da composição do material, do comprimento do fio, da quantidade de ativação, da temperatura da boca e da taxa de deformação. A uma temperatura mais elevada do que a temperatura de transição térmica austenítica, os fios superelásticos eram fortemente dependentes da temperatura e da taxa de deformação. O efeito devido à um aumento da taxa de deformação foi semelhante à de uma diminuição da temperatura. Variações de força, devido à temperatura de um fio superelástico, com um comprimento de 20 mm, foram estimadas como sendo de aproximadamente 4g/°C. O elevado desempenho de um fio superelástico pode estar relacionado com elevadas forças dinâmicas em relação à temperatura. (DE SANTIS et al., 2008)

Segal et al. 2009 investigaram o efeito do estresse e da transformação de fase nas propriedades de corrosão de um fio ortodôntico de níquel-titânio superelástico. Os perfis de transformação de fase dos fios superelásticos de níquel-titânio (Sentalloy, GAC International, Bohemia, NY) e beta-titânio (TMA, Ormco, Orange, Califórnia) foram analisados por DSC. O comportamento da propriedade força/deflexão dos fios a 37°C foi medido em um teste de flexão de 3 pontos. O teste eletroquímico consistiu na monitorização do potencial de circuito aberto (OCP), durante 2 horas, seguido pela resistência de polarização e de ensaios de polarização cíclicos. Segmentos de arco exerceram deflexões de 0,75; 1,5 e 3mm em um aparelho de simulação com 5 braquetes em saliva artificial a 37°C. C. Segmentos de arcos não-defletidos foram também testados. Sentalloy foi adicionalmente examinados quanto à flexão e a corrosão à 5°C, temperatura que existe somente a fase martensita e é desprovido de transformação de fase induzida pelo stress. Concluíram que o estresse aumentou a taxa de corrosão nos fios de níquel-titânio e beta-titânio. Alterações na tensão/deformação associados com transformações de fase nos fios superelásticos de níquel-titânio, podem alterar a taxa de corrosão de diferentes modos a partir de fios não submetidos à transformação de fase. (SEGAL; HELL; BERZINS, 2009)

Bolender et al. 2010 reproduziram e compararam o comportamento torsional em ambiente intra-oral de 10 arcos superiores pré-contornados de NiTi 0,017 x 0,025” em braquetes com slot 0.018” à uma temperatura de 20°C, 35°C e 55°C. Os dez arcos pré-contornados de NiTi foram comparados com um fio de aço inoxidável multitransado. Uma bancada de teste foi usada para reproduzir um torque vestibular de coroa aplicado sobre o incisivo central superior, com um valor máximo de 1,540 g/mm. Dez amostras de cada tipo de fio foram testadas a 20°C, 35°C e 55°C cada. A força de ativação e desativação à temperatura de 20°C revelaram três categorias de fios: um grupo de quatro fios de NiTi desprovida de qualquer superelásticidade, um grupo de seis fios de NiTi exibindo alguns um platô horizontal, e, finalmente, o fio de aço inoxidável de menor rigidez. Testando à temperatura média oral de 35°C produziram os mesmos três tipos de fios, com apenas 2 de 10 fios NiTi exibindo um efeito superelástico (Cobre NiTi 35°C e 40°C). Nenhum dos fios NiTi superelásticos foi a 55 graus 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 apresentaram em torção o efeito superelástico tradicionalmente descrito na flexão. A combinação de prescrições straight-wire com fios ortodônticos retangulares superelásticos de NiTi não proporcionam momentos ideais e constantes, necessárias para se obter o controle de terceira ordem da movimentação dentária no início do tratamento. O fio de aço inoxidável retangular multitransado apresentou melhor comportamento torsional em 35°C do que a maioria dos arcos de NiTi com as mesmas dimensões. (BOLENDER et al., 2010)

Seyyed Aghamiri et al. 2011 avaliaram dois tipos de fios de níquel-titânio termoativados comerciais de diâmetro 0,41mm: Copper NiTi (Ormco) e Highland Metals. Foi feita a análise desses dois fios expostos a diferentes condições de tratamento térmico: 400°C e 500°C por 10 e 60 minutos para comparar o comportamento mecânico desses fios após o tratamento térmico utilizando uma máquina de três pontos. Como resultado, o fio da Highland Metals apresentou comportamento superelástico após o tratamento térmico. Já o Copper NiTi apresentou deformação plástica após o teste devido a presença do cobre na sua composição. (SEYYED AGHAMIRI; AHMADABADI; RAYGAN, 2011)

Schemann-Miguel et al. 2012 avaliaram a relação carga/deflexão de 05 arcos pré-contornados de secção 0,019x0,025 de fios de NiTi convencionais e 05 arcos pré-contornados de secção 0,019x0,025 de fios NiTi termoativados de quatro marcas comerciais (Abzil, Morelli, 3M Unitek e Ormco), totalizando 40 arcos. Concluíram que os fios termo ativados apresentaram valores médios da relação carga/deflexão inferiores mantendo essa tendência ao longo de todo o ensaio. Entretanto, notou-se que na deflexão de 2mm, os fios termoativados da marca Morelli e os convencionais 3M UNitek apresentaram valores médios da relação carga/deflexão muito próximos e estatisticamente não significativos.(SCHEMANN-MIGUEL et al., 2012)

2.3 PROCESSOS DE ESTERILIZAÇÃO

As excelentes propriedades dos fios de níquel-titânio e o seu elevado custo, levaram aos ortodontistas a reutilizar esses fios, porém sem o conhecimento dos prejuízos que pode ocorrer em suas propriedades físicas dos fios de níquel-titânio termoativados.(KAPILA et al., 1991)

Em uma pesquisa realizada por Buckthal et al. mostraram que 52% dos dentistas reutilizam os fios de NiTi. A justificativa mais comum foi o custo elevado desses fios. Desses dentistas que reutilizavam os fios, 55% afirmaram que existia uma preocupação se existia uma deterioração dos fios após a desinfecção e a perda de sua propriedades mecânicas.(BUCKTHAL et al., 1986)

Para evitar a contaminação cruzada, alguns fabricantes instruem nos pacotes de fios e muitas vezes enfatizam a necessidade de esterilização em autoclave antes da aplicação clínica. Estudos microbiológicos mostraram também que 12% dos arcos ortodônticos causar o desenvolvimento de colônias microbianas quando colocado diretamente na cultura após a compra.(PERNIER et al., 2005)

Mayhew, M.J. et al. 1988 avaliaram os efeitos de três métodos de esterilização (calor seco, autoclave e formaldeído-álcool) sobre as propriedades mecânicas e a topografia da superfície em fios de NiTi de secção 0,017 x 0,025". Não foram observadas alterações prejudiciais tanto para as propriedades mecânicas (tração e deflexão) e para a topografia da superfície.(MAYHEW; KUSY, 1988)

A esterilização química é um processo de longa duração (de 8 a 18 h) no qual se consegue a destruição de todas as formas de vida através do uso de agentes químicos designados como esterilizantes. Entre os agentes químicos esterilizantes estão os aldeídos (glutaraldeído e formaldeído) e o óxido de etileno. O glutaraldeído é um dialdeído, que pode se apresentar pronto para o uso. Em pH ácido, necessita ativação pelo bicarbonato de sódio, para exibir atividade esterilizante. O glutaraldeído ativado sofre polimerização em pH alcalino, inativando-se após 14 dias, quando seu pH for 8,5, ou após 28 dias, em pH 7,5. É esterilizante (8 a 10 h) e desinfetante de alto nível (30 min). É indicado para a esterilização de artigos críticos e semi-críticos termo-sensíveis; desinfecção de alto nível e descontaminação. As vantagens são: penetra no sangue, pus e restos orgânicos; não ataca material de borracha ou plástico. As desvantagens são: apresenta toxicidade cutânea, celular e inalatória; libera vapores tóxicos, razão para se evitar o processamento de materiais em salas mal ventiladas, em recipientes sem tampa ou com vazamentos; aconselha-se o uso de máscaras com camada de carvão ativado para diminuir o efeito tóxico, quando em manipulação freqüente; é alergênico; não pode ser utilizado em superfícies; sua atividade corrosiva aumenta com a diluição; seu tempo de reutilização varia com a biocarga; pode ser retido por materiais porosos, daí exigir enxágue rigoroso, para evitar seus resíduos tóxicos. As desvantagens da esterilização química são: o material não pode permanecer estéril, uma vez que é esterilizado não-embalado.(BIANCHI et al., 2003)

Na esterilização por calor seco, este é gerado em estufa elétrica (forno de Pasteur). É de uso limitado, pois sua penetração e distribuição dentro da câmara não se fazem de maneira uniforme, além do que, o processo requer um tempo de exposição mais prolongado a altas temperaturas, o que é inadequado para certos materiais, tais como tecidos e borrachas.(BIANCHI et al., 2003)

O processo por vapor saturado sob pressão é o processo de esterilização que oferece maior segurança e economia. Pode ser realizado em uma autoclave convencional horizontal ou autoclave a alto vácuo realizando um ciclo de 30 minutos a uma temperatura de 121°C. Usar exposição por 15 (quinze) min a uma temperatura de 132°C, em autoclaves convencionais (sob 01 atmosfera de pressão).

Usar exposição por 04 (quatro) min a uma temperatura de 132 °C, em autoclave de alto vácuo.(BIANCHI et al., 2003)

Brusca et al. 2004 realizaram um estudo que tinha como objetivo avaliar a esterilidade a longo prazo dos fios e braquetes ortodônticos de acordo com a embalagem empregada no processo de esterilização e avaliar a eficácia da esterilização em autoclave a vapor a 134°C por 20 minutos, utilizando indicadores biológicos físicos, químicos e biológicos. Todas as amostras experimentais (E) e as amostras de controle (C) foram atribuídas a um dos três grupos de acordo com o tipo de embalagem: Saco de papel (E1) / bolsa de plástico (E2), saco de tubulação de nylon - TNT (E3). Cada saco continha fios e braquetes ortodônticos e indicadores de esterilidade padronizados. As amostras foram avaliadas nos seguintes momentos experimentais: imediatamente, 6, 12, 24 e 30 meses após a esterilização. As amostras foram analisadas em condições aeróbias e anaeróbias em consonância com o protocolo atualmente usado no Departamento de Microbiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de Buenos Aires. O grupo controle, as amostras não-esterilizados (C1, C2, C3), foram analisados antes do início do estudo, e foram encontrados agentes contaminantes. Nenhuma das amostras esterilizadas, em qualquer um dos três grupos experimentais, evidenciou contaminação em qualquer um dos tempos experimentais. Os resultados mostraram que, nas condições atuais, os pacotes e os aparelhos ortodônticos permaneceram estéril por 30 meses. Estes resultados mostram a importância de controlar a esterilidade e as condições de armazenamento ao longo do tempo para todos os aparelhos ortodônticos / cirúrgicos utilizados em tratamentos invasivos.(BRUSCA et al., 2004)

2.3.1 Influência do processo de Esterilização nos fios ortodônticos

Smith 1992 avaliou três marcas comerciais (A Company, Unitek, OSE) de fios de NiTi 0,016" que foram utilizados para tratamento clínico por 1 a 6 meses e submetido a quatro processos de esterilização (autoclave, calor seco, esterilização fria e desinfecção por iodofórmio). Após os processos de esterilização os fios foram submetidos a testes de carga/deflexão e os resultados não foram estatisticamente

significantes sugerindo que os fios de níquel-titânio podem ser reutilizados pelo menos uma vez.(SMITH; VON FRAUNHOFER; CASEY, 1992)

De acordo com Crotty et al. 1996, o desenvolvimento de superelásticos arcos de níquel-titânio simplificou a fase de alinhamento de tratamento ortodôntico, ao permitir a utilização de arcos flexíveis, altamente resistentes e evitando a necessidade de técnicas ortodônticas complexas. A maioria destes arcos aparece sem distorção, quando removida da boca depois da utilização. Esta característica, juntamente com a desvantagem de custo relativamente elevado, levou à esterilização e a reutilização destes fios por alguns ortodontistas. Um estudo foi realizado para examinar os efeitos de procedimentos de controle de infecção usados atualmente sobre as propriedades mecânicas dos fios de níquel-titânio superelásticos. Cento e quarenta fios ortodônticos de níquel-titânio superelásticos foram submetidos a vários processos de esterilização e de desinfecção. Estes processos incluíram desinfecção à frio em solução de 2% de glutaraldeído em ciclos de 24 horas, e da autoclavagem a vapor. Foram utilizados os ciclos de simples e duplas. As propriedades investigadas foram a 0,1% da força de rendimento, resistência à tração, e a rigidez à flexão. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos e entre o grupo controle.(CROTTY; DAVIES; JONES, 1996)

Segundo Pernier et al. 2005, a esterilização pode modificar os parâmetros de superfície e as propriedades mecânicas de muitos tipos de material. O objetivo de sua pesquisa foi determinar a influência de um dos processos de esterilização mais utilizado: a autoclavagem (18 minutos a 134°C, como recomendado pelo Ministério da Saúde), nos parâmetros de superfície e das propriedades mecânicas de seis fios atualmente usados em ortodontia; (uma liga de aço inoxidável: Tru-Chrome RMO; duas ligas com memória de forma de níquel-titânio: Neo Sentalloy e Neo Sentalloy com IonGuard - GAC, e três ligas de titânio-molibdênio: TMA (R) e Low Friction TMA Ormco; Resolve - GAC). As ligas foram analisadas conforme comercializadas pelo fabricante e após a esterilização, utilizando técnicas de observação da estrutura de superfície, inclusive ótica, microscopia eletrônico de varredura de força atômica e perfilometria. As propriedades mecânicas foram avaliadas por testes de flexão de três pontos. Os resultados mostraram que a esterilização em autoclave não teve

efeitos adversos sobre os parâmetros de superfície ou sobre as propriedades mecânicas selecionadas. Isso apóia a possibilidade de os profissionais para esterilizar sistematicamente os fios antes de colocá-los no ambiente oral.(PERNIER et al., 2005)

Ramanzadeh et al. 2011, avaliaram as características físicas e a propriedade carga/deflexão de três tipos de fios de níquel-titânio. Investigaram os efeitos da esterilização nas propriedades físicas superelásticas desses fios. Trinta arcos de fios de níquel-titânio de diferentes marcas comerciais: single-strand NiTi (Rematitan "Lite"), multi-strand NiTi (SPEED Supercable) e Copper NiTi (Damon Copper NiTi) foram testados e 10 amostras de cada fio foram submetidos ao teste de flexão de três ponto na condição como comercializado (T0). Os fios restantes foram mantidos em um recipiente que simula o ambiente intra-oral por 2 meses. Logo após esse tempo, metade dessas amostras foi testada por suas propriedades carga-deflexão (T1), enquanto os outros foram esterilizados em autoclave antes do teste (T2). A análise estatística foi realizada por ANOVA e teste de Tukey Rematitan "Lite" mostrou uma força significativamente maior do que Damon Copper NiTi e os fios Damon Copper NiTi, demonstraram uma força maior do que Supercable ($p < 0,05$). O efeito da esterilização sobre as propriedades de flexão de fios de níquel-titânio foi significativa ($p < 0,05$). Os fios em T1 foram geralmente associados com forças significativamente inferiores aos fios em T0 enquanto que as características de carga-deflexão dos fios em T2 não foram significativamente diferentes das amostras de fios em T0. Concluíram que o fio Supercable é útil quando uma força muito leve for necessária durante o tratamento ortodôntico, por exemplo, em casos de apinhamentos severos e dentes traumatizados. Já o fio Damon Copper NiTi é adequado para o tratamento ortodôntico de rotina em pacientes adolescentes e adultos. Sugere-se que os ortodontistas que queiram reaproveitar os fios de níquel-titânio usar a autoclave como método de esterilização.(RAMAZANZADEH et al., 2011)

Poosti et al., 2009 realizou um estudo no qual o objetivo foi comparar as concentrações de íons de níquel liberados em fios de níquel-titânio após a esterilização por calor seco ou autoclave. Oitenta fios de NiTi pré-contornados foram divididos em quatro grupos iguais. Nos Grupos 1, 2 e 3 os arcos foram usados intra-

oral durante quatro semanas. O Grupo 4 os arcos não foram utilizados em meio intra-oral. No grupo 1 os arcos foram esterilizados por calor seco; no Grupo 2 os arcos foram esterilizados por autoclave a vapor; no Grupo 3 os arcos não foram esterilizados e no grupo 4 os arcos eram conforme recebido pelo fabricante. Um corte 2 cm de comprimento de cada arco foi realizado e imerso em saliva artificial por 4 semanas, e as concentrações dos íons de níquel na saliva artificial, medida com um espectrofotômetro de absorção atômica. Não houve diferenças significativas nas concentrações de íons de níquel liberados na saliva artificial por cada grupo de arcos ($p = 0,467$). A esterilização de fios de NiTi utilizados por qualquer processo (calor seco e autoclave à vapor) não afeta as concentrações de íons de níquel liberados na saliva artificial. (POOSTI et al., 2009)

Segundo Gil et al. 2012 para a esterilização e recuperação das propriedades superelásticas originais dos fios, um tratamento térmico deve ser realizado entre 500 e 600 graus C. O objetivo deste estudo foi analisar o efeito destes tratamentos térmicos sobre o comportamento mecânico e na microestrutura de arcos de NiTi de diferentes composições. Observou-se uma redução do teor de níquel na matriz dos arcos tratados termicamente, devido à formação de íons de titânio e níquel que se precipitaram. Os precipitados de íons níquel foram observados e caracterizados por Microscopia Eletrônica de Transmissão (MET) e difração de elétrons. Eles foram encontrados para alterar as propriedades mecânicas dos fios, reduzindo as tensões de transformação, e causando uma perda de ativação dos arcos de NiTi. A liberação de níquel foi superior nos arcos originais do que nos fios reutilizados, devido à depleção da matriz de níquel causada pela precipitação de íons titânio e níquel. (GIL et al., 2012)

2.4 INFLUÊNCIA DO MEIO ORAL NAS LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO

A utilização dos fios de NiTi em meio oral por varias semanas ou meses sob tensões mecânicas e a exposição de métodos de esterilização quente e/ou frio pode causar uma alteração em suas propriedades físicas. (KAPILA et al., 1991)

Fios ortodônticos são expostos à um ambiente corrosivo intra-oral, e estão sujeitos a carga mecânica e alteração térmica. Isso poderia levar a corrosão dos fios de níquel-titânio devido eles possuírem características de temperatura e carga-dependente. Petoumeno et al. 2008 avaliaram, se com a aplicação clínica dos fios de níquel-titânio convencionais e termoativados, os fios poderiam apresentar corrosões em sua superfície, aumentando as concentrações aparentes de íons de níquel na saliva dos pacientes. Um total de 115 fios de diferentes marcas comerciais (Titanol Forestadent 'Low Force' 'Martensítico'; Ormco Copper NiTi de 35°C; Ortho Organizers NiTi) foram avaliados após a aplicação intra-oral com duração de 1 a 12 meses. Os fios foram examinados após a limpeza com um microscópio eletrônico de varredura. Também foi avaliada a concentração de íons de níquel salivar em 18 pacientes, em intervalos pré-definidos. Os intervalos foram: 1) uma amostra de saliva antes do início do tratamento, 2) depois da colagem de braquetes e bandas, 3) 2 semanas após a colagem e imediatamente antes da colocação dos arcos ; 4), logo após a colocação dos arcos; 5) 4 semanas após a colocação dos arcos; 6) 8 semanas após a colocação dos arcos. Um total de 16 a 20 braquetes e bandas foram colados nos arcos superiores e inferiores. As amostras de saliva foram ultracongeladas e posteriormente secas através de luz vermelha. As soluções foram analisadas utilizando um espectrómetro de massa (Perkin Elmer Elan 5000). As análises de superfície não revelaram diferenças no grau de corrosão dos diferentes arcos. Observaram-se pequenas corrosões isoladas nos arcos. Não houveram diferenças estatisticamente significantes na concentração de íons de níquel nos grupos 1 (valor de referência), 3, 5 e 6 (34, 34, 28 e 30 g/l, respectivamente). Já as amostras retiradas imediatamente após a colagem dos acessórios ortodônticos ou na colocação do fio de NiTi apresentaram um aumento significativo na concentração de íons de níquel salivar (2,78 e 4,56 microgramas/l). Foi significativamente maior após a colagem dos acessórios de aço do que após a colocação dos fios NiTi. Concluiu-se que o aumento de íons de níquel ocorre inicialmente após a colagem dos aparelhos ortodônticos, mas a concentração diminui rapidamente. Portanto é improvável que os fios de níquel-titânio ortodônticos liberem uma carga de níquel salivar prejudicial ao paciente.(PETOUMENO et al., 2008)

Pun et al. 2008 avaliaram as características da corrosão da liga e seus efeitos na memória de forma temperatura-dependente dos fios de níquel-titânio convencionais

e superelásticos. Quatro fios ortodônticos 0,016' foram avaliados: 27°C e 40°C CuNiTi, superelástico de níquel-titânio e um fio de NiTi convencional. O DSC foi usado para avaliar o comportamento térmico dos fios. Os arcos conforme comercializados pelo fabricante foram seccionados e avaliados eletroquimicamente em saliva artificial a 5, 24, 37, e 45°C. O potencial de circuito aberto foi monitorado durante 2h, seguido pela resistência de polarização e de ensaios de polarização cíclicos. Os resultados do DSC mostraram que o fio de NiTi convencional foi estável enquanto NiTi termoativado, CuNiTi 27°C e 40°C CuNiTi possuíram temperaturas austeníticas final de 19°C, 21°C e 38°C respectivamente. O potencial de circuito aberto dos fios CuNiTi foi significativamente maior do que os fios de NiTi termoativado e o NiTi convencional. Este estudo mostrou que a taxa de corrosão influencia na temperatura de transição térmica dos fios termoativados e em todos os fios, com o aumento da temperatura salivar, aumentou o nível de corrosão da liga, principalmente nos fios que apresentavam Af menores.(PUN; BERZINS, 2008)

Vo et al. 2010 avaliaram os efeitos do fluoreto de sódio profilático sobre as propriedades mecânicas dos fios de níquel-titânio sob condições clínicas. As propriedades de força/deflexão de 100 fios de níquel-titânio foram testadas usando uma máquina de flexão de três pontos em cinco escalas de deflexão (menos 0,5 mm, 1,0 mm 2,0 milímetros até 3,0 mm, e 3,1 mm). “Sessenta e seis fios de diâmetro 0,016 x 0,022” de NiTi foram testados após a utilização intra-oral, durante 6 semanas, utilizando dois protocolos. Trinta e três fios foram avaliados, após o uso de pasta de dentes contendo fluoreto de Sódio (fluoreto de sódio a 0,243%, 0,15% w / v de íons de fluoreto) e enxaguatório bucal (fluoreto de sódio 0,05%, de íons fluoreto 0,0226%). Outros 33 fios foram examinados após o uso de uma pasta dental natural sem fluoreto de sódio (Tom de Maine, carbonato de cálcio, xilitol, mirra, própolis, lauril sulfato de sódio, carragenina, os óleos de hortelã e hortelã-pimenta, de glicerina, e água). Os 34 fios de NiTi restantes serviram como grupo controle, sendo testados conforme enviados pelo fabricante. As análises estatísticas foram realizadas com um modelo linear misto (análise de variância [ANOVA]). A degradação da força ocorreu em ambos os grupos de fios intra-orais usados, mas não ocorreu nos arcos não utilizados. Quando comparado com os fios não expostos ao ambiente intra-oral, aqueles fios que foram expostos ao flúor exibiram menor força de desativação em escalas de 3,1 e 3,0 milímetros de deflexão, porém

apresentaram maior força de desativação em escalas de 0,5 e 1,0 milímetros deflexão. Podemos concluir que o uso de fluoreto de sódio diminuiu a propriedade força/deflexão dos fios NiTi em deflexões superiores, mas a propriedade força/deflexão aumentou em deflexões menores.(VO et al., 2010)

Segundo Humbeeck et al. 1998, o que confere a liga resistência a corrosão as ligas de níquel-titânio seria a formação de um filme de óxido de titânio (TiO₂). (HUMBECK; STALMANS; BESSELINK, 1998)

Perez et al. 2009 realizaram um estudo de diferentes tratamentos físico-químicos sobre as superfícies de fios de Nitinol, com o objetivo de induzir a formação de um filme de óxido de titânio (TiO₂) em sua superfície, capaz de aumentar a resistência à corrosão do material e da reação de liberação de Ni quando as amostras foram imersas em soluções que simulam o líquido corporal. Para esse estudo, uma bateria de medições (rugosidade da superfície, o ângulo de contato, corrosão eletroquímica, a análise química, como uma função da profundidade, e para liberação de Ni SBF) foi realizada para avaliar diferentes marcas comerciais de fios de níquel-titânio conforme enviadas pelos fabricantes antes e após os diferentes tratamentos químicos realizados. Os resultados indicam claramente a eficácia do TiO₂, como uma barreira contra a lixiviação de Ni, e os efeitos prejudiciais de todos os processos (tais como o polimento ou corte), que resultam na exposição de áreas não revestidas pelo de filme de TiO₂. Os métodos químicos, tais como oxidação com ácido nítrico ou um tratamento hidrotérmico das amostras (por imersão prolongada em água em fervura) parecem proporcionar modos simples e eficientes para a formação do filme de TiO₂ em espessura adequada sobre a superfície de Nitinol.(PEREZ et al., 2009)

Os fios de níquel-titânio superelásticos são amplamente utilizados atualmente em clínicas de ortodontia, porém fraturas desses fios em cavidade oral têm sido observadas em alguns casos. A reação de hidrogenização é conhecida por causar danos aos sistemas de liga de Titânio. Um estudo feito por Yokoyama et al. 2001 avaliaram fios ortodônticos superelásticos foram carregados com hidrogênio usando um sistema de eletro-químico em solução salina. Dispositivos de tração foram realizados nesses fios após o carregamento com hidrogênio e observaram-se áreas

de fraturas em sua superfície. Foi realizado o mesmo teste de resistência em ligas de cromo-cobalto e aço inoxidável usados no tratamento ortodôntico, e, ambas as ligas não foram afetadas pela carga de hidrogênio. No entanto, os fios NiTi mostraram reduções significativas na força de desativação. A tensão crítica de transformação martensítica foi aumentada com o aumento da carga de hidrogênio, e a liga ficou fragilizada. A superfície de fratura das ligas com severas cargas de hidrogênio exibiram padrões de irregularidades semelhantes aos padrões das ligas utilizadas em pacientes. Tendo em conta a corrente galvânica que ocorre na boca, a fratura das ligas de NiTi pode ser atribuída à degradação das propriedades mecânicas, devido à absorção de hidrogênio em meio intra-oral.(YOKOYAMA et al., 2001) Um outro estudo mostrou que as fraturas dos fios de níquel-titânio superelásticos podem ocorrer em meio oral devido à uma corrosão localizada proveniente aos efeitos sinérgicos do peróxido de hidrogênio e do cloreto de sódio, que podem ser encontrados nos enxaguatórios orais, mediante à uma deflexão.(YOKOYAMA et al., 2007)



Proposição

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar a influência do uso clínico e do processo de esterilização no Intervalo de Transição Térmica das ligas de níquel-titânio termoativadas.

A seguinte hipótese de nulidade (H_0) será testada: O Intervalo de Transição Térmica das ligas de níquel-titânio termoativadas não é alterado pelo uso clínico e processo de esterilização.

Material e Métodos

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. MATERIAL

“Para a pesquisa, foram utilizados fios de níquel-titânio termoativados de calibre 0.019 x 0.025” das marcas Copper NiTi 35°C (Ormco, Glendora, USA); Flexy Thermal 37°C (Orthometric, Marília, Brazil); Heat Activated NiTi (Highland Metals, San Jose, USA); NeoSentalloy F200 (GAC, Bohemia, USA) para a obtenção dos corpos de prova (Tabela 1) (Figura 10).

Tabela 1: Fios de níquel-titânio utilizados no estudo

Marca	Modelo	Dimensão	País	Quantidade
Comercial				
ORMCO Corp.	Copper NiTi 35°C	0,019 x 0,025”	EUA	4
Orthometric	Flexy Thermal Smart 37°C	0,019 x 0,025”	Brasil	4
Highland Metals	Heat Activated NiTi Arches	0,019 x 0,025”	EUA	4
GAC	NeoSentalloy	0,019 x 0,025”	EUA	4



Figura 10: Marcas comerciais de fios termoativados 0.019 x 0.025” testadas

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 testadas em 3 diferentes estados (Tabela 2).

Tabela 2: Os estados dos fios de níquel-titânio termoativados

Marca Comercial	Estados dos fios			
	“As received”	“As received”	“60 dias em boca”	“60 dias em boca + esterilização”
ORMCO Corp.	“As received”	“As received”	“60 dias em boca”	“60 dias em boca + esterilização”
Orthometric	“As received”	“As received”	“60 dias em boca”	“60 dias em boca + esterilização”
Highland Metals	“As received”	“As received”	“60 dias em boca”	“60 dias em boca + esterilização”
GAC	“As received”	“As received”	“60 dias em boca”	“60 dias em boca + esterilização”

O processo de esterilização foi realizado por meio de autoclave da marca Cristófoli.(Modelo Vitale, 12L, Cristófoli, Campos Mourão, Paraná, Brasil) (Figura 11).



Figura 11: Autoclave Cristófoli modelo Vitale 12 litros.



Figura 12: Fios de níquel-titânio submetidos à esterilização em autoclave.

Cada amostra foi cortada cuidadosamente na porção mais reta do arco (Figura 12). A pesagem das amostras foi realizada no Departamento de Química do Instituto de Ciências Exatas da Universidade Federal de Minas Gerais (ICEX-UFMG) através de uma balança eletrônica semi-analítica da marca Sartorius (Sartorius N°

Série 60905472, ano 1996, aferida em 2012, Goettingen, Alemanha) (Figura 13 e 14).

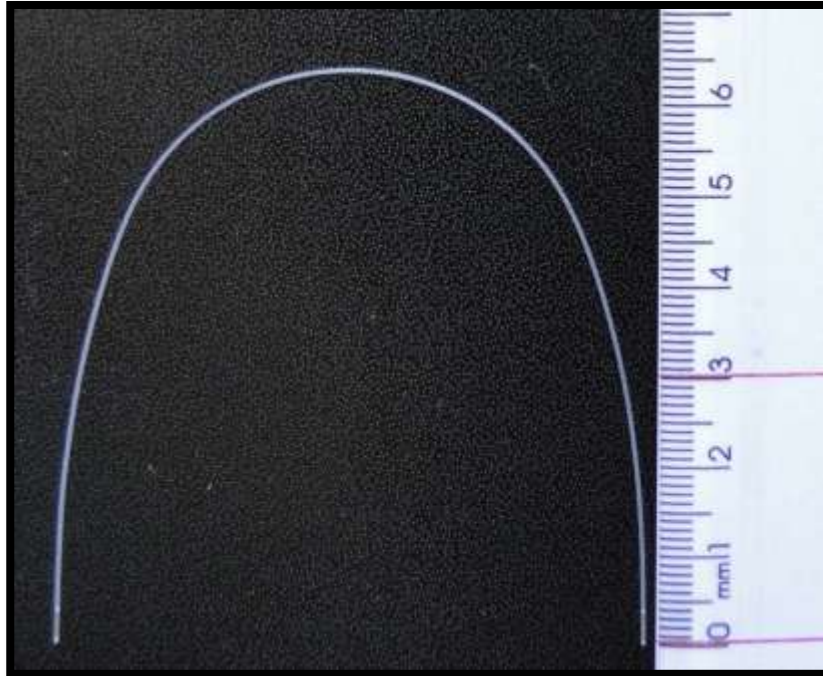


Figura 13: Marcação prévia do fio com 3,0 cm



Figura 14: Balança de precisão Sartorius

Cada corpo de prova e seu respectivo segmento de arco foram acomodados em sacos plásticos devidamente identificados (nome comercial e “estado do fio”) (Figura 15). Em seguida agrupados de acordo com a marca comercial (Figura 16).



Figura 15: Arcos e seus respectivos corpos de prova



Figura 16: Agrupamento dos corpos de prova de acordo com sua marca comercial

4.2.1. Teste de DSC (Differential Scanning Calorimetry)

Os testes foram realizados no Laboratório de Materiais Poliméricos (LAPOL) da Escola de Engenharia de Materias da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Todas as amostras foram submetidas a dois ciclos para garantir o completo aquecimento e resfriamento da liga.



Figura 17: Prédio da Escola de Engenharia de Materiais

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 pesadas novamente e colocadas em um cadinho de alumínio selado (Figura 18).



Figura 18: Colocação dos corpos de prova nos cadinhos de alumínio.

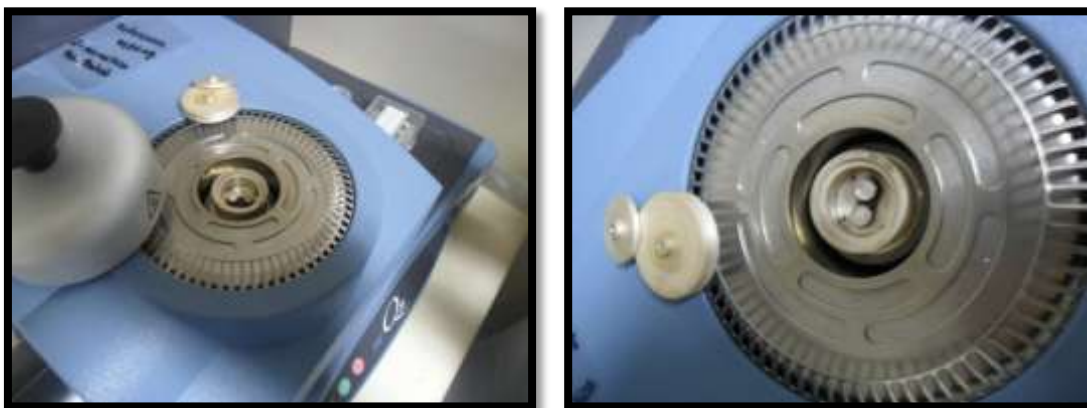


Figura 19: Colocação dos cadinhos de alumínio com os corpos de prova no DSC.

Como referência inerte, foi utilizado 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 -80 °C a 150 °C



Figura 20: Máquina de DSC.

O aparelho de DSC é ligado a um computador e, por meio de um software apropriado Platinum Software® (TA Instruments, New Castle, DE, USA), 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 calculado o valor da entalpia e as temperaturas iniciais e finais de cada reação (endotérmica e exotérmica).

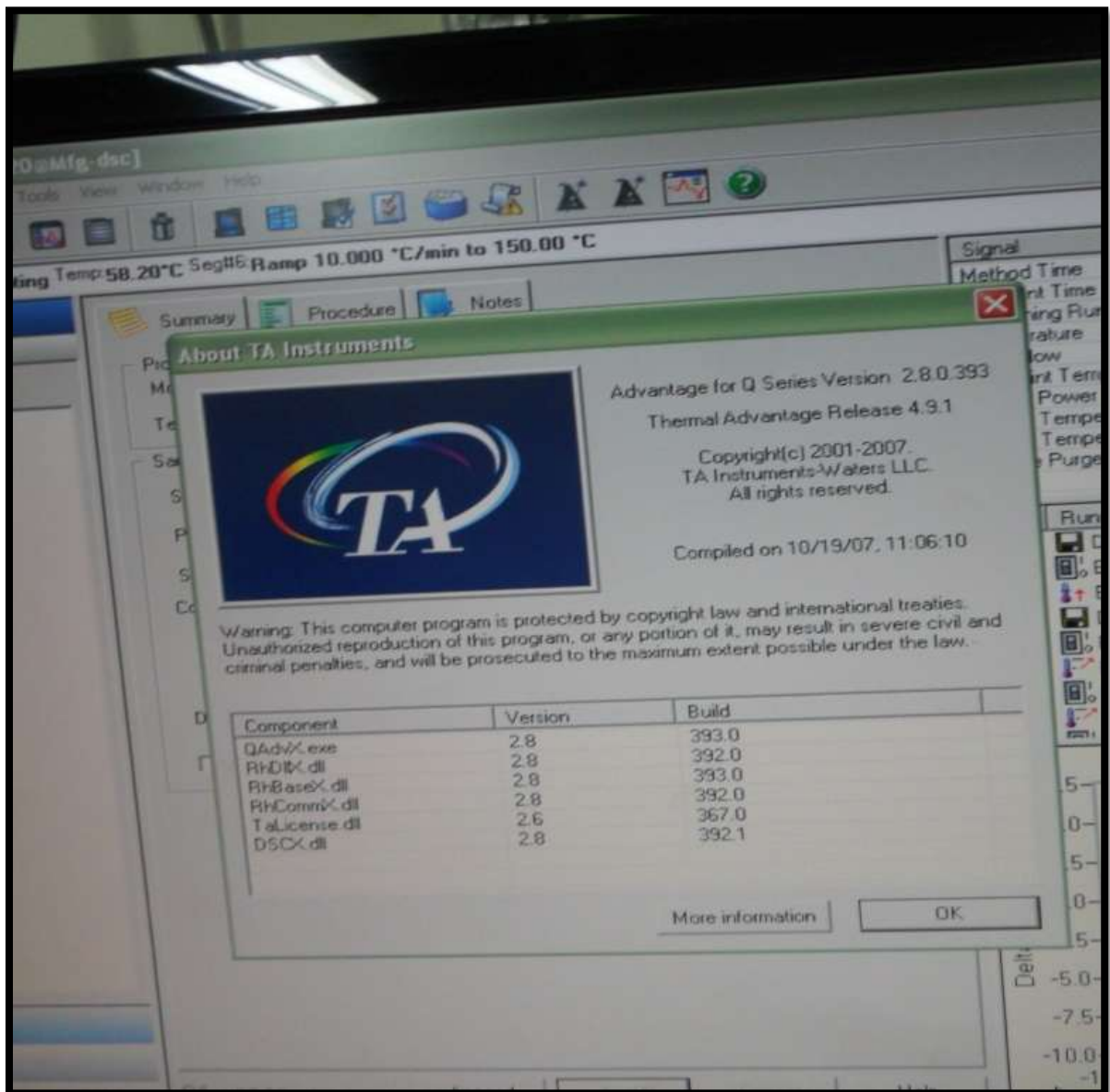


Figura.21: Platinum Software® da TA Instruments

Análise Estatística:

Realizou-se a análise descritiva dos dados obtidos: Temperatura martensítica inicial (M_s), temperatura martensítica final (M_f), temperatura austenítica inicial (A_s), temperatura austenítica final (A_f). Temperatura romboédrica inicial (R_s), temperatura romboédrica final (R_f) e entalpia de cada amostra do estudo.

Resultados

5. RESULTADOS

O Software Platinum Software® (TA Instruments, NewCastle, DE, EUA), 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).

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.

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.

5.1 INTERVALO DE TRANSIÇÃO TÉRMICA DAS LIGAS

Na figura 22 e 23, o resultado do DSC para a liga da Orthometric Flexy Thermal 37°C – “As received” 1 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com A_s 17,76 °C, com pico em 27,58 °C, A_f 35,64 °C e entalpia de 17,44 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores M_s 17,80°C, pico 9,39 °C e M_f -0.48 °C e entalpia de 17,88 J/g.

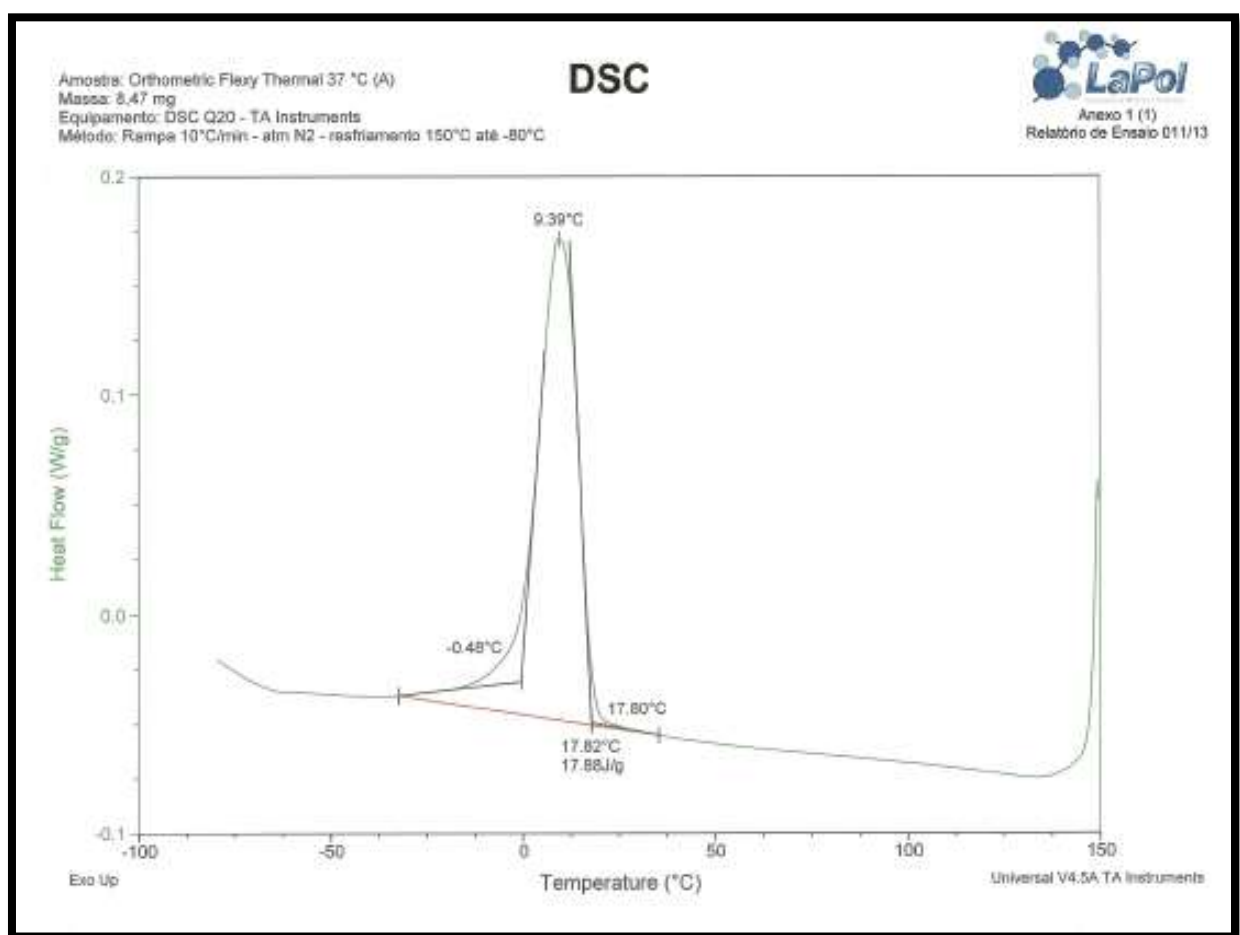


Figura 22: Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 1”

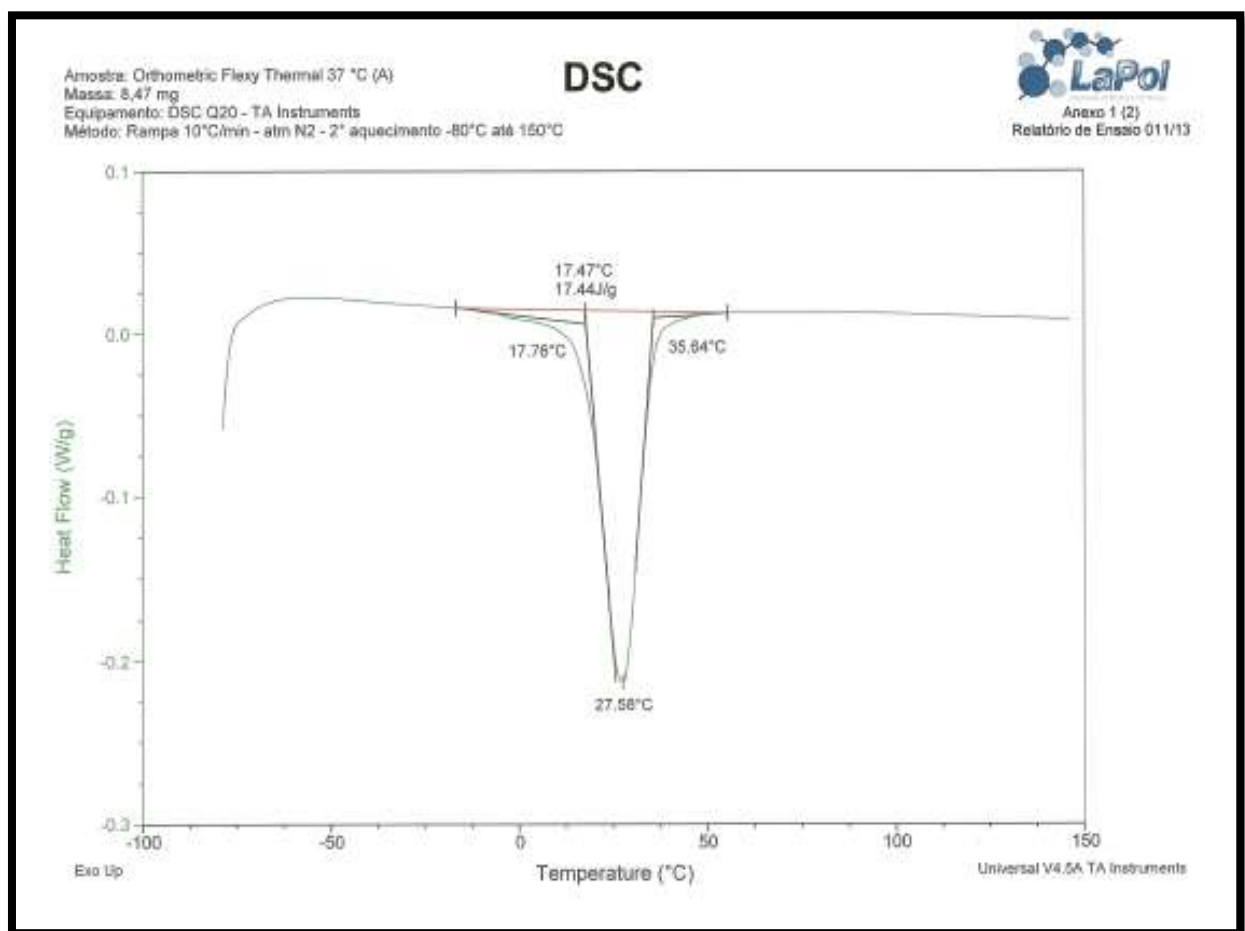


Figura 23: Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 1”

Na figura 24 e 25, o resultado do DSC para a liga da Orthometric Flexy Thermal 37°C – “As received” 2 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com M_s 17,16 °C, com pico em 27,30°C, M_f 35,42 °C e entalpia de 16,80 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores M_s 17,50°C, pico 8,22 °C e M_f -1,57°C e entalpia de 17,70 J/g.

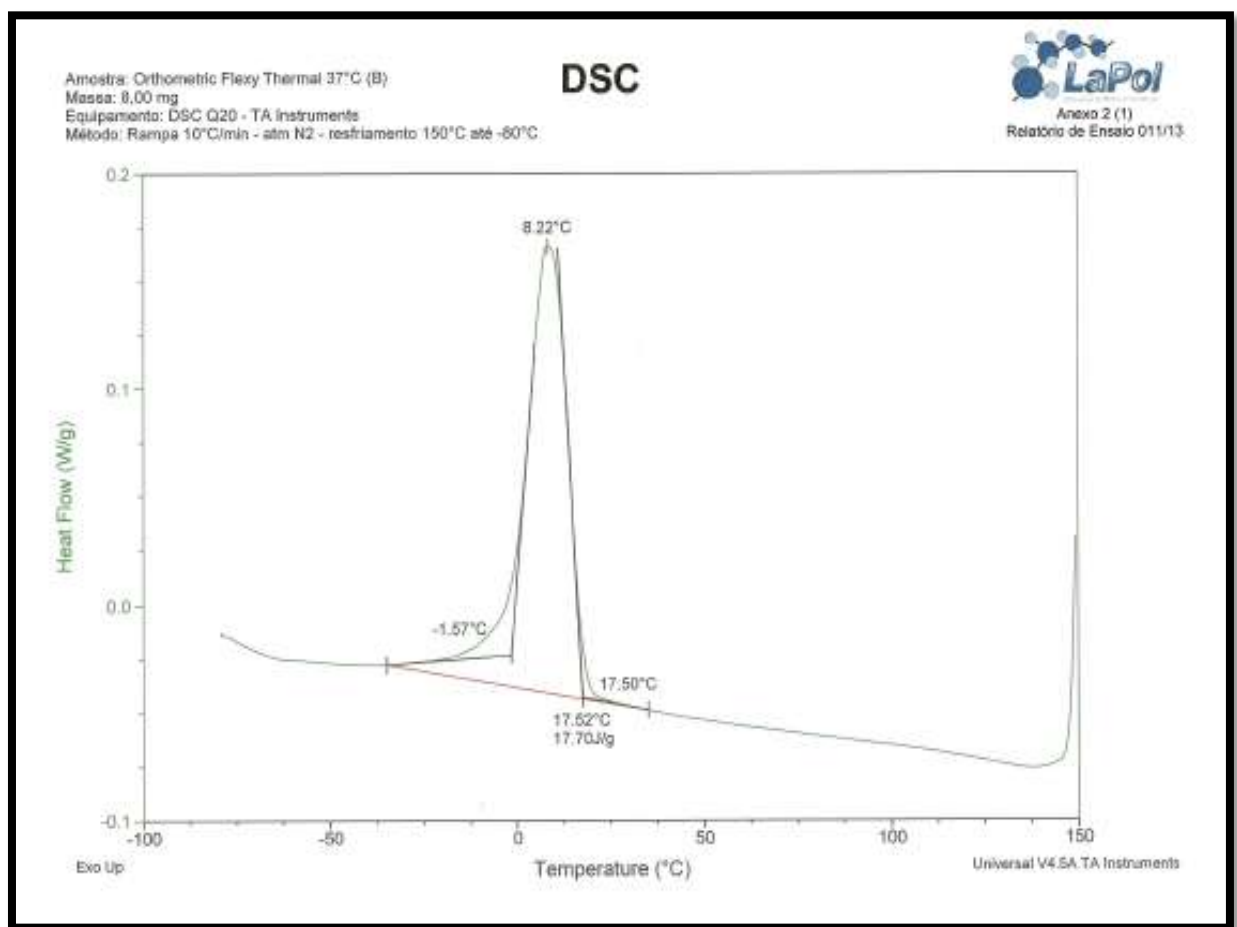


Figura 24: Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 2”

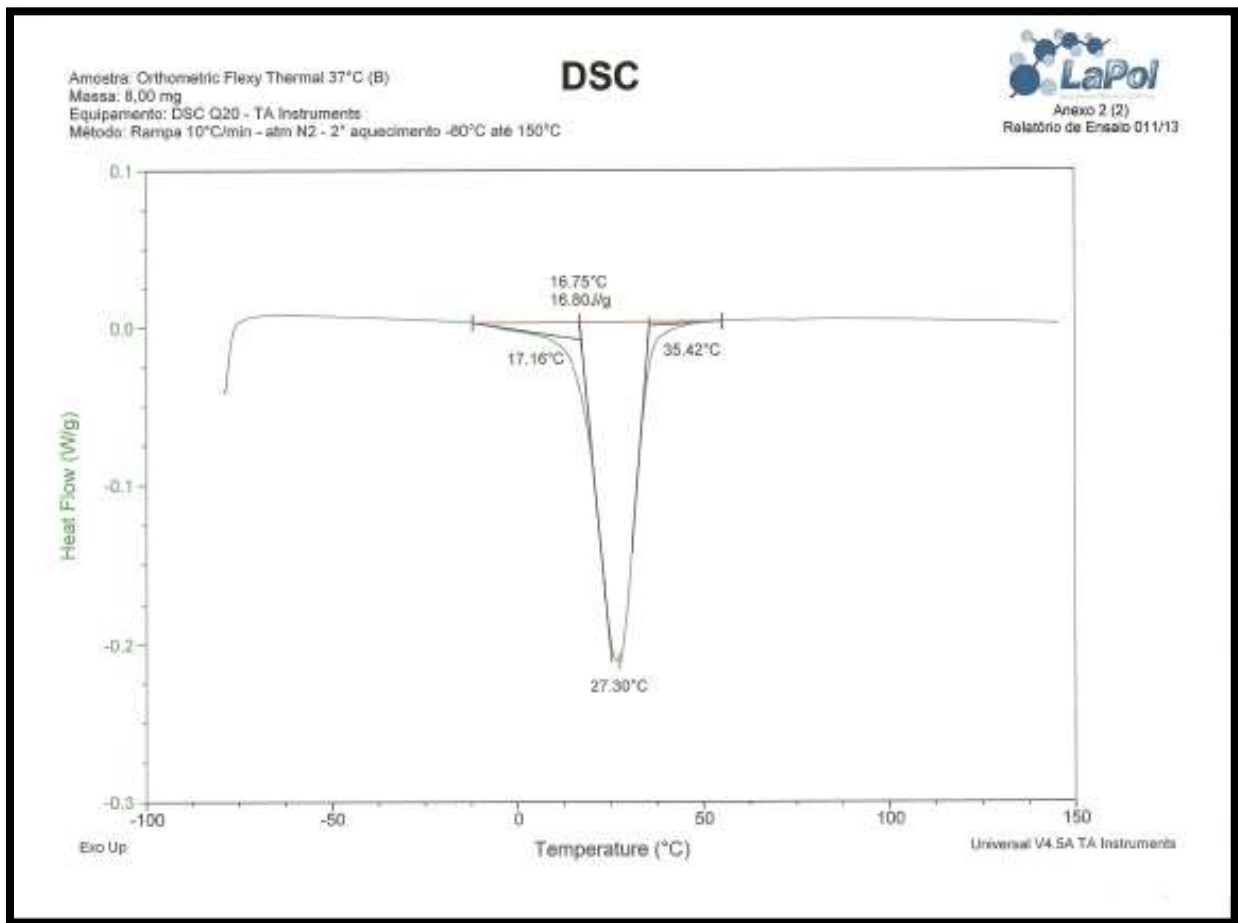


Figura 25: Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received 2”

Na figura 26 e 27, o resultado do DSC para a liga da Orthometric Flexy Thermal 37°C – “60 dias em boca” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com T_s 17,38 °C, com pico em 27,53 °C, T_f 35,32 °C e entalpia de 16,62 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores T_s 17,33°C, pico 8,27 °C e T_f -1,53 °C e entalpia de 17,42J/g.

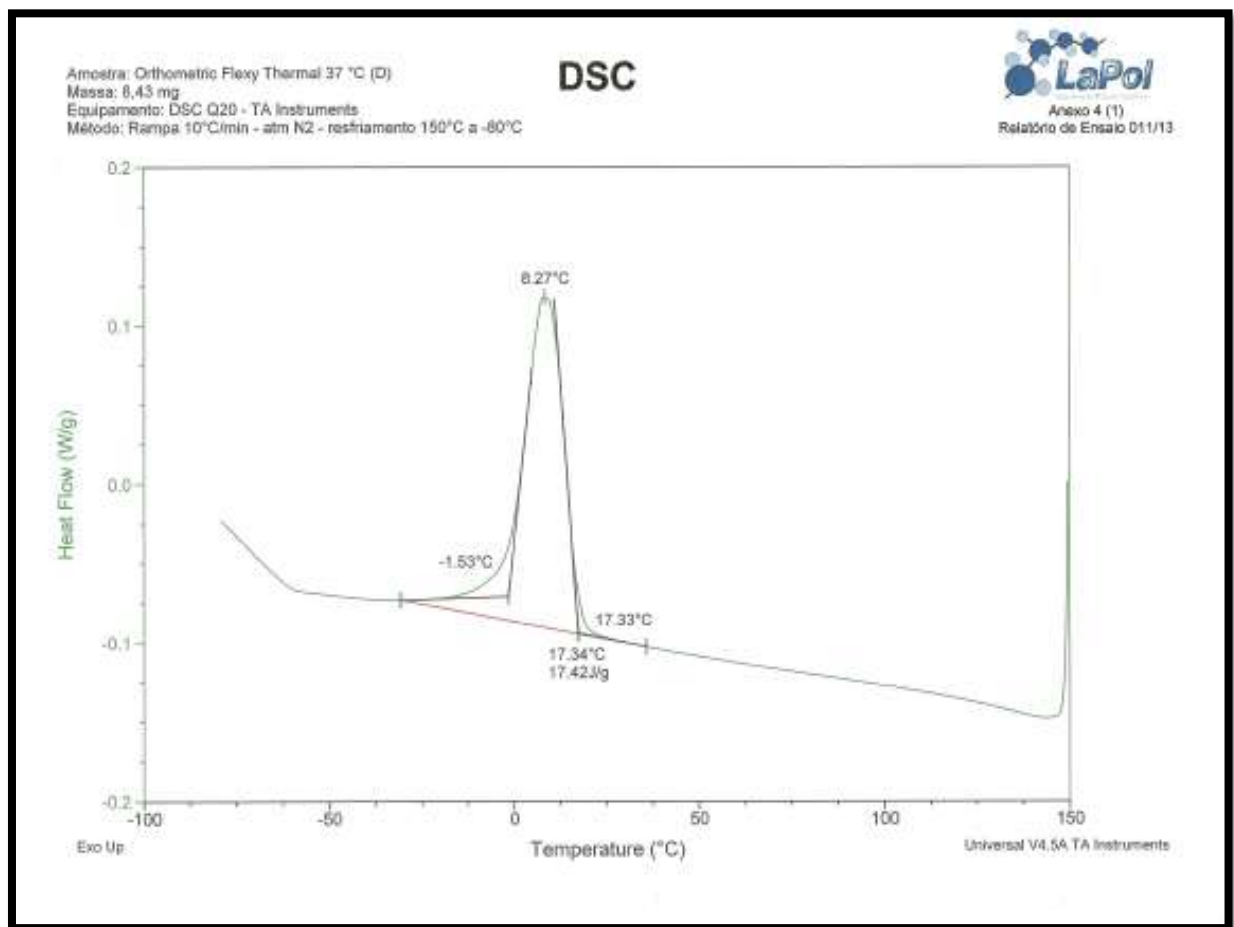


Figura 26: Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “60 dias em boca”.

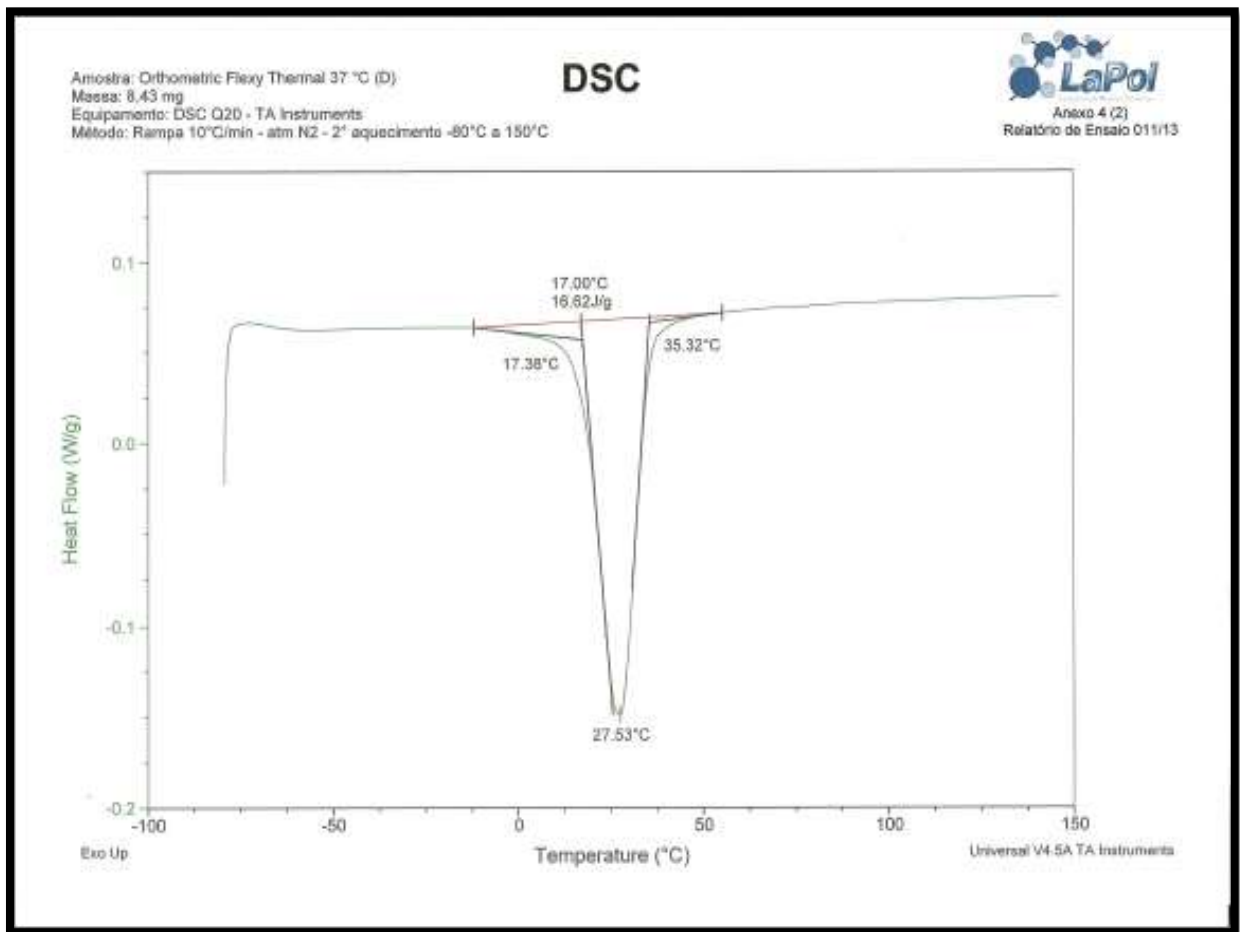


Figura 27: Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “60 dias em boca”.

Na figura 28 e 29, o resultado do DSC para a liga da Orthometric Flexy Thermal 37°C – “60 dias em boca + esterilização” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com As 17,38°C, com pico em 27,52 °C, Af 35,50 °C e entalpia de 16,51 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores Ms 17,46°C, pico 8,36 °C e Mf -1,40 °C e entalpia de 16,86 J/g.

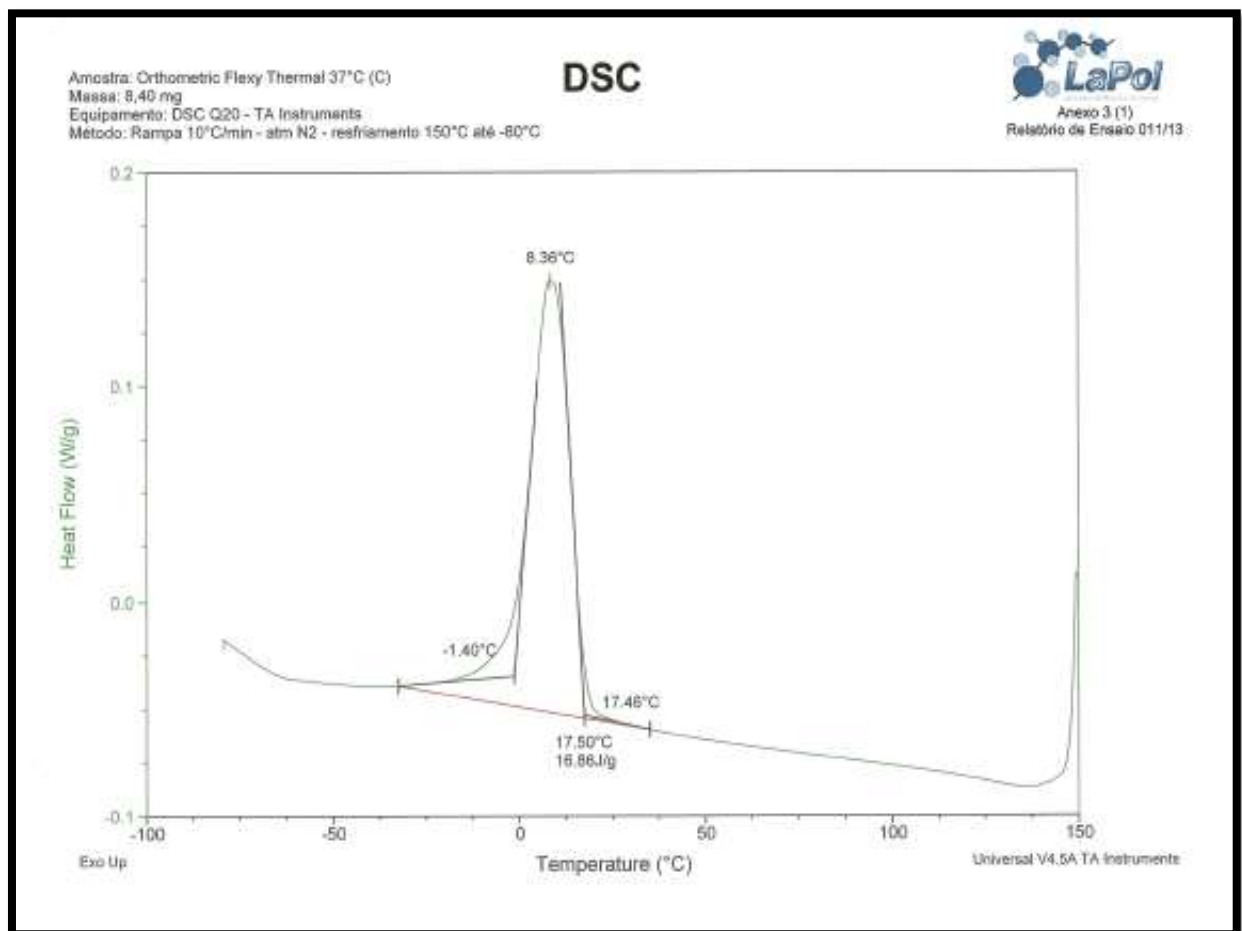


Figura 28: Curva exotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “60 dias em boca + esterilização”

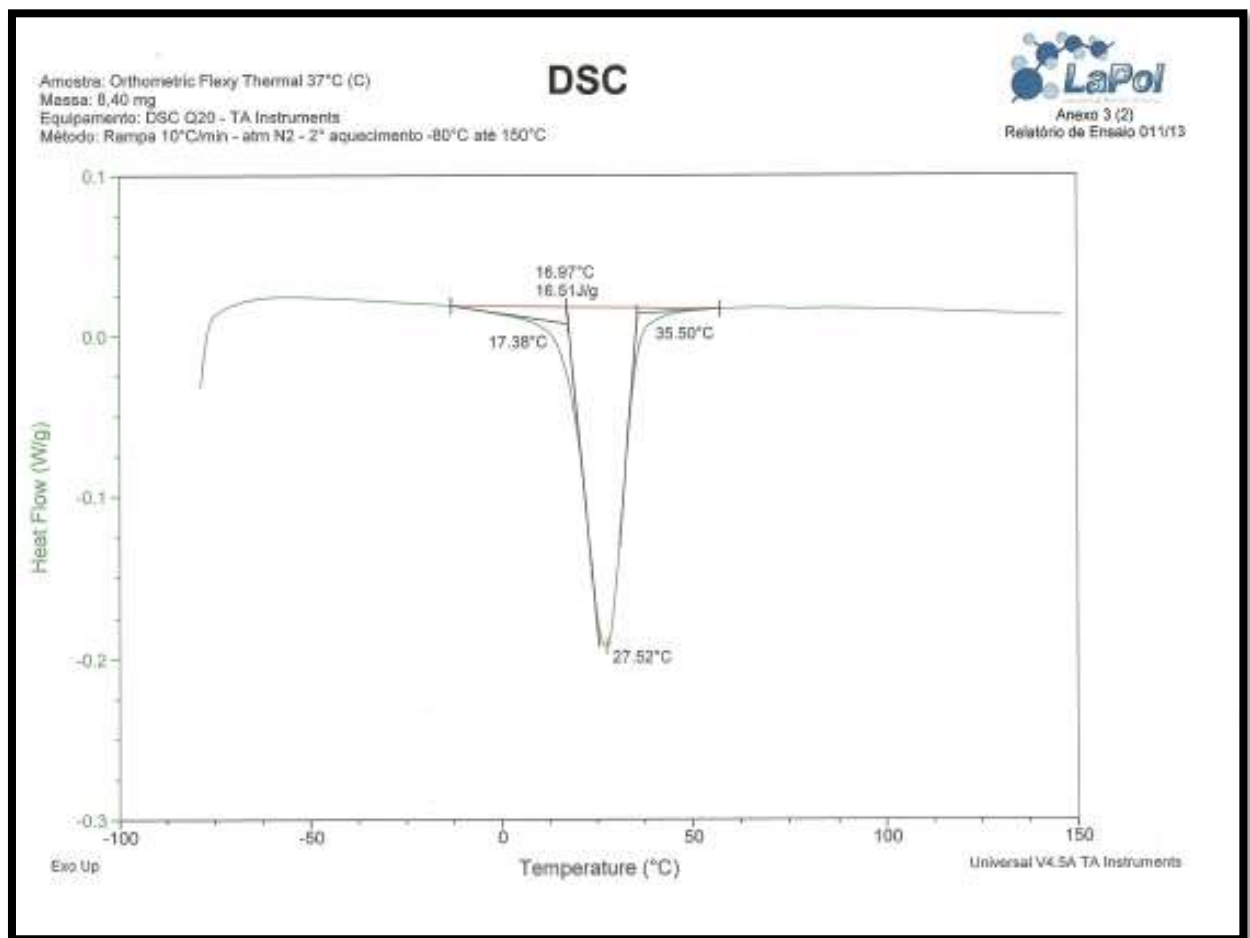


Figura 29: Curva endotérmica de DSC Orthometric Flexy Thermal “As received”

Na figura 30 e 31 o resultado do DSC para a liga da NeoSentalloy GAC “As received” 1 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com As 13,79 °C, com pico em 26,67 °C, Af 30,72 °C e entalpia de 17,53 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores Rs 25,11 °C, pico 22,23 °C e Rf 19,83 °C e entalpia de 6, 15 J/g, e Ms - 22,39 °C, pico -43,13 °C e Mf -59,44 °C e entalpia de 5,96 J/g.

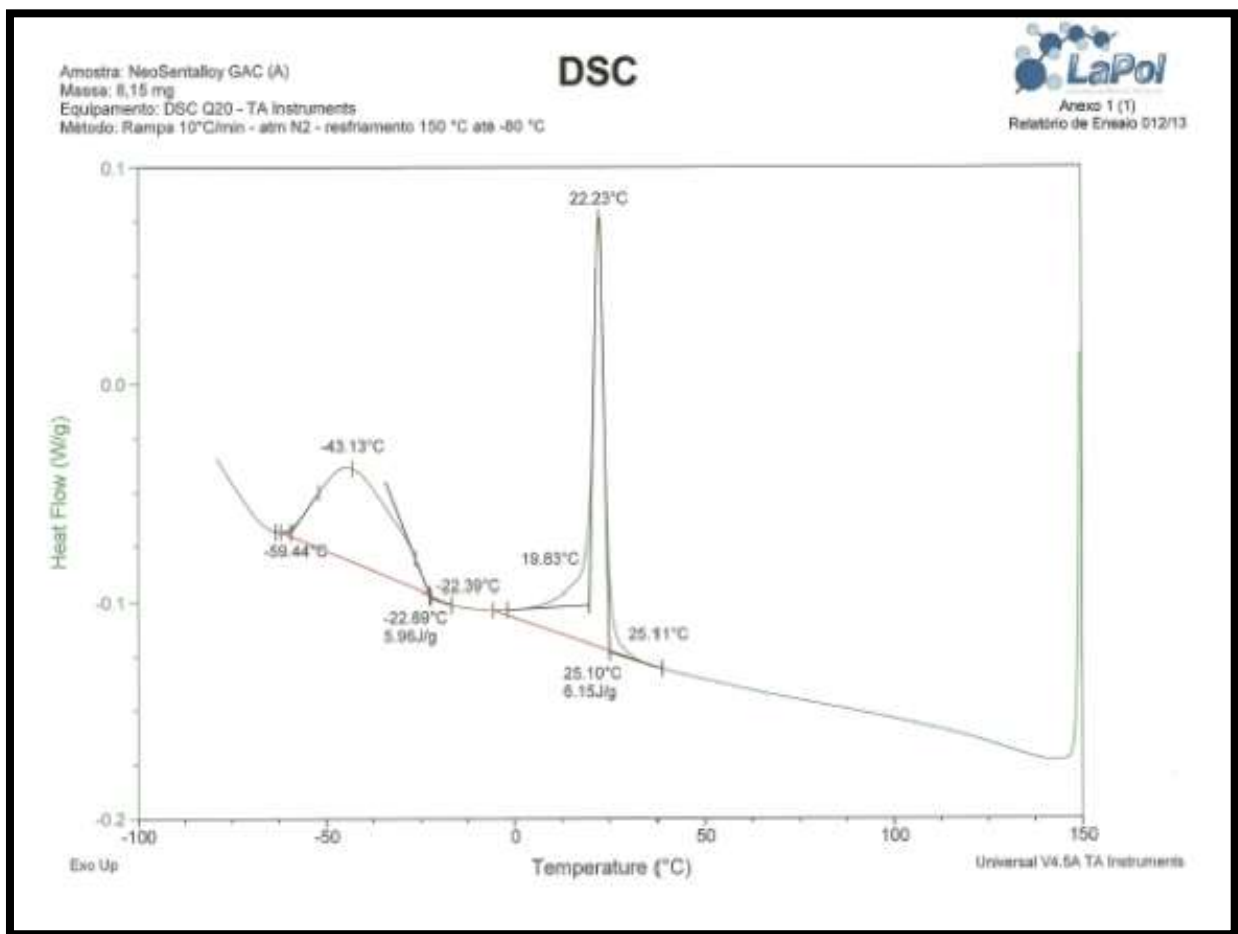


Figura 30: Curva exotérmica de DSC da liga NeoSentalloy GAC “As received 1”

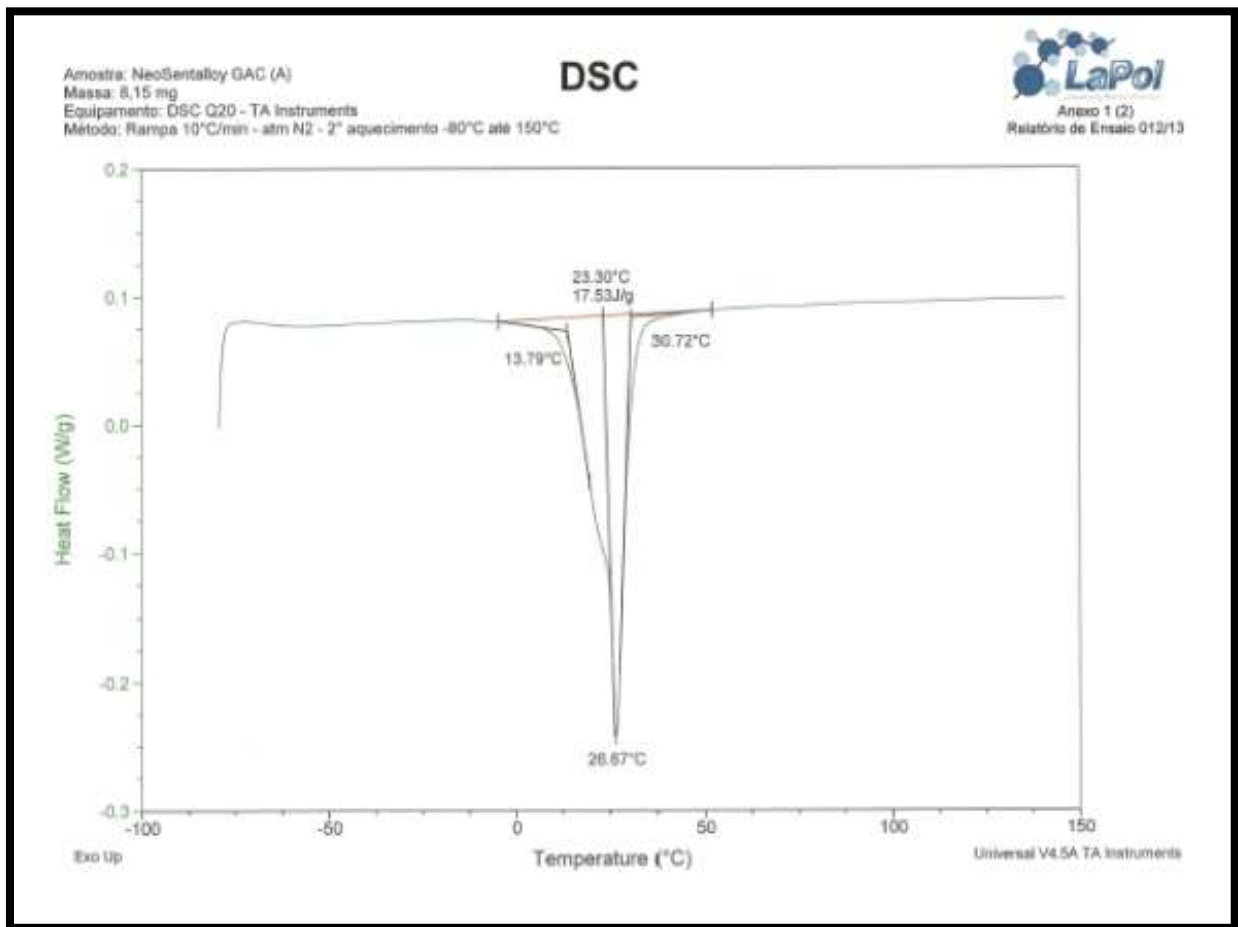


Figura 31: Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “As received 1”

Na figura 32 e 33, o resultado do DSC para a liga da NeoSentalloy GAC “As received” 2 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com As 12,33 °C, com pico em 25,07 °C, Af 29,29 °C e entalpia de 18,03 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores Rs 23,81 °C, pico 20,99 °C e Rf 18,61 °C e entalpia de 5,54 J/g, e Ms - 23,42 °C, pico -43,33 °C e Mf -59,39 °C e entalpia de 6,14 J/g.

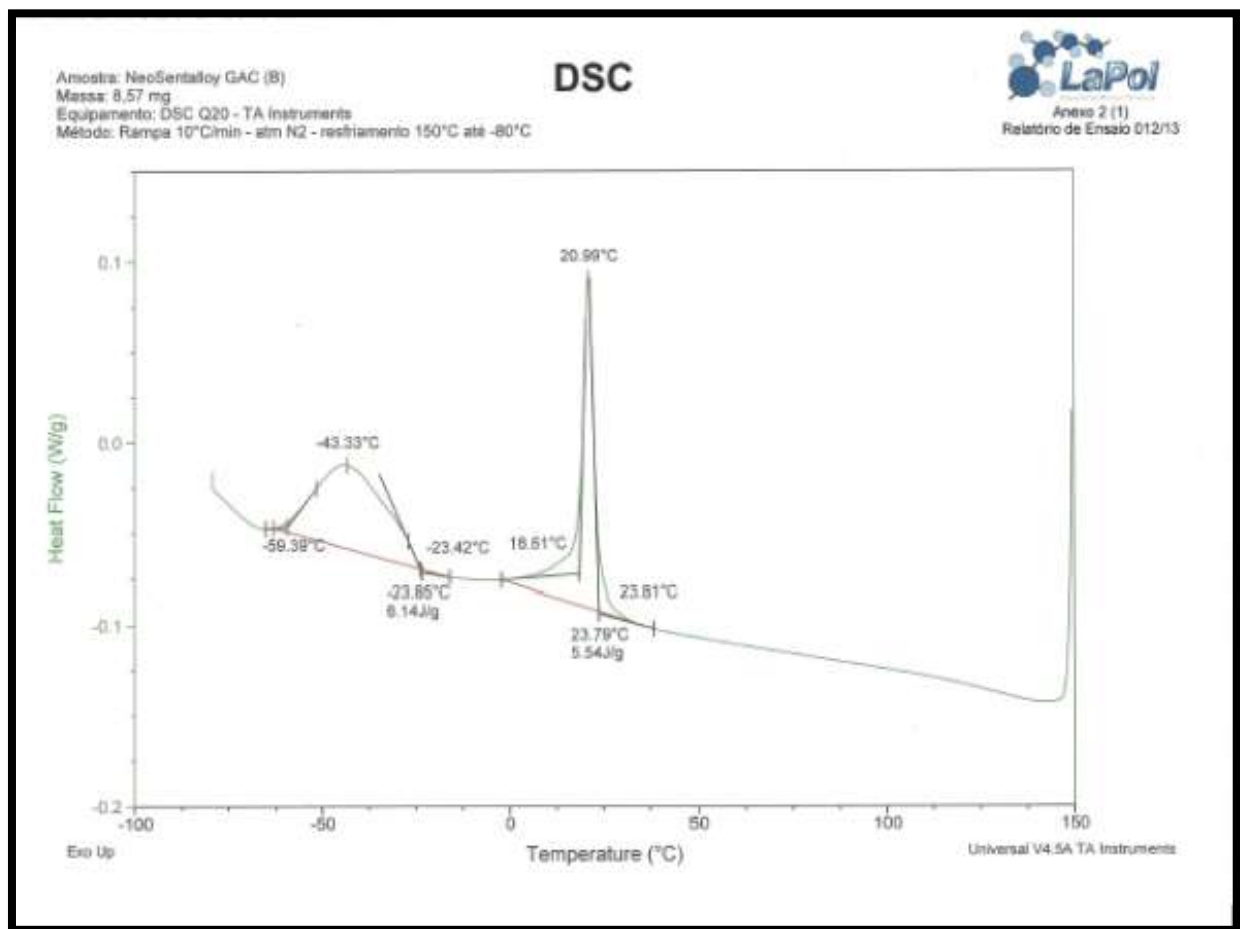


Figura 32: Curva exotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “As received 2”

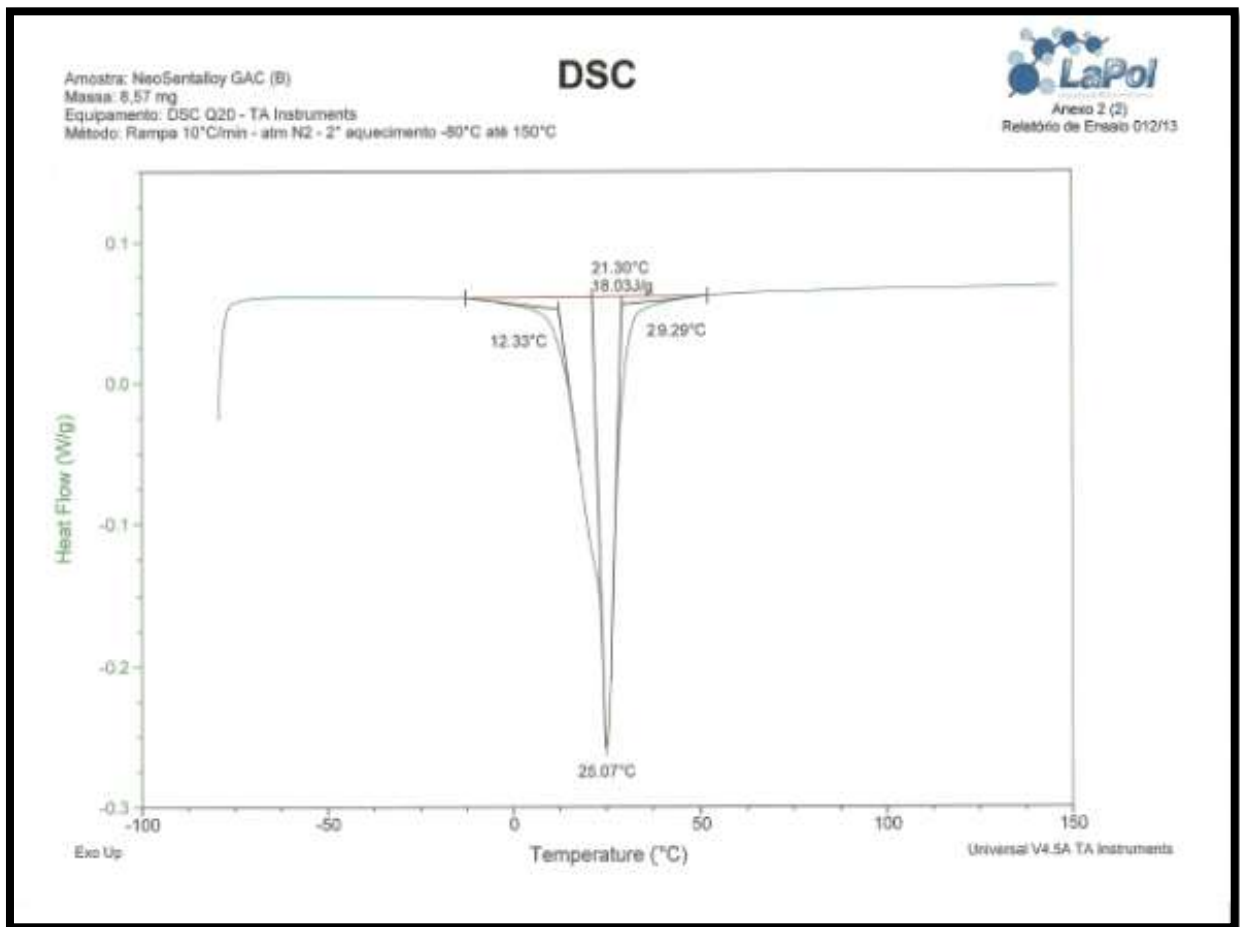


Figura 33: Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “As received 2”

Na figura 34 e 35, o resultado do DSC para a liga da NeoSentalloy GAC “60 dias em boca” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com As 19,87 °C, com pico em 24,16 °C, Af 28,78 °C e entalpia de 17,96 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores Rs 21,30 °C, pico 19,17 °C e Rf 16,96 °C e entalpia de 5,22 J/g, e Ms - 22,93 °C, pico -38,49°C e Mf -51,83 °C e entalpia de 8,04 J/g.

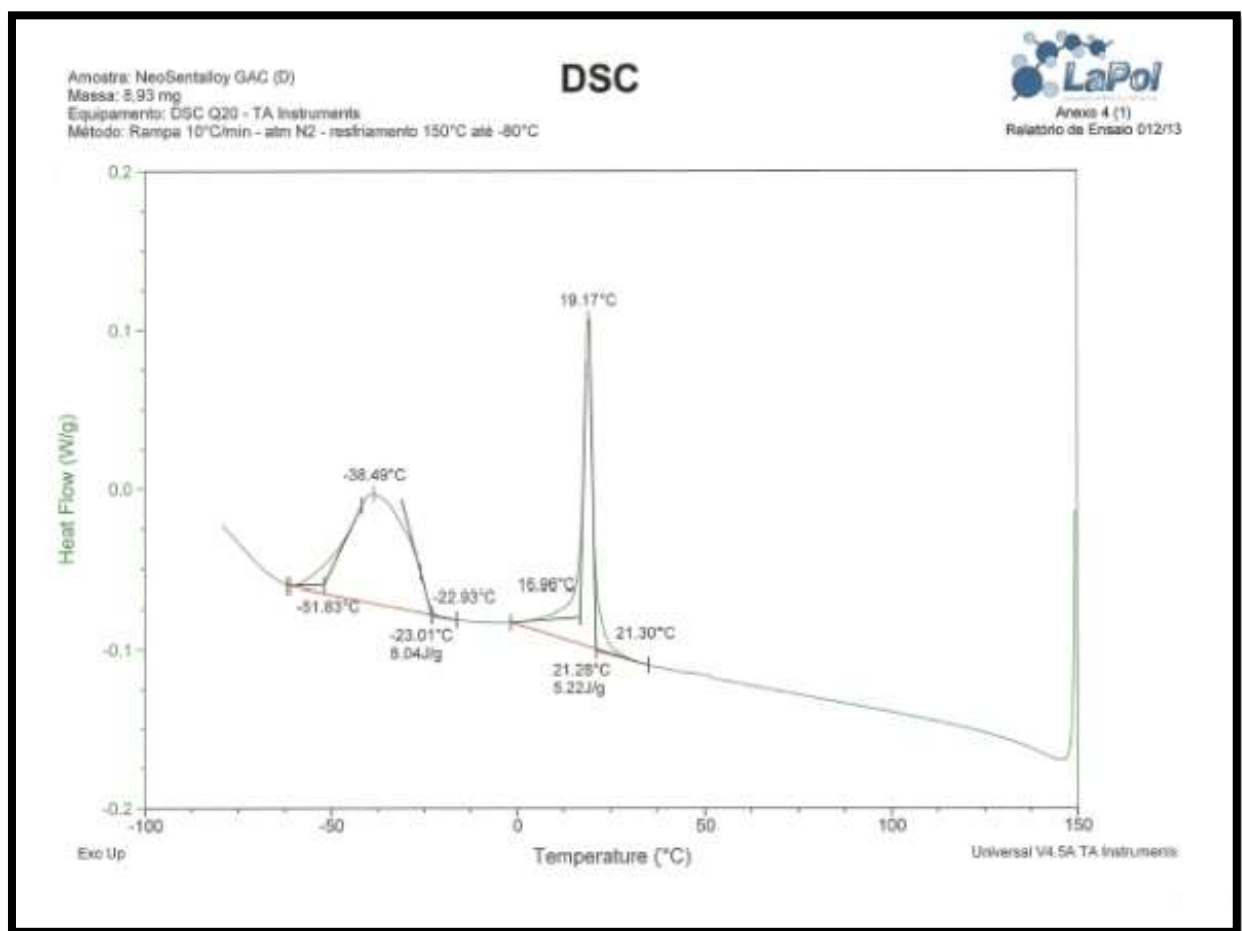


Figura 34: Curva exotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca”

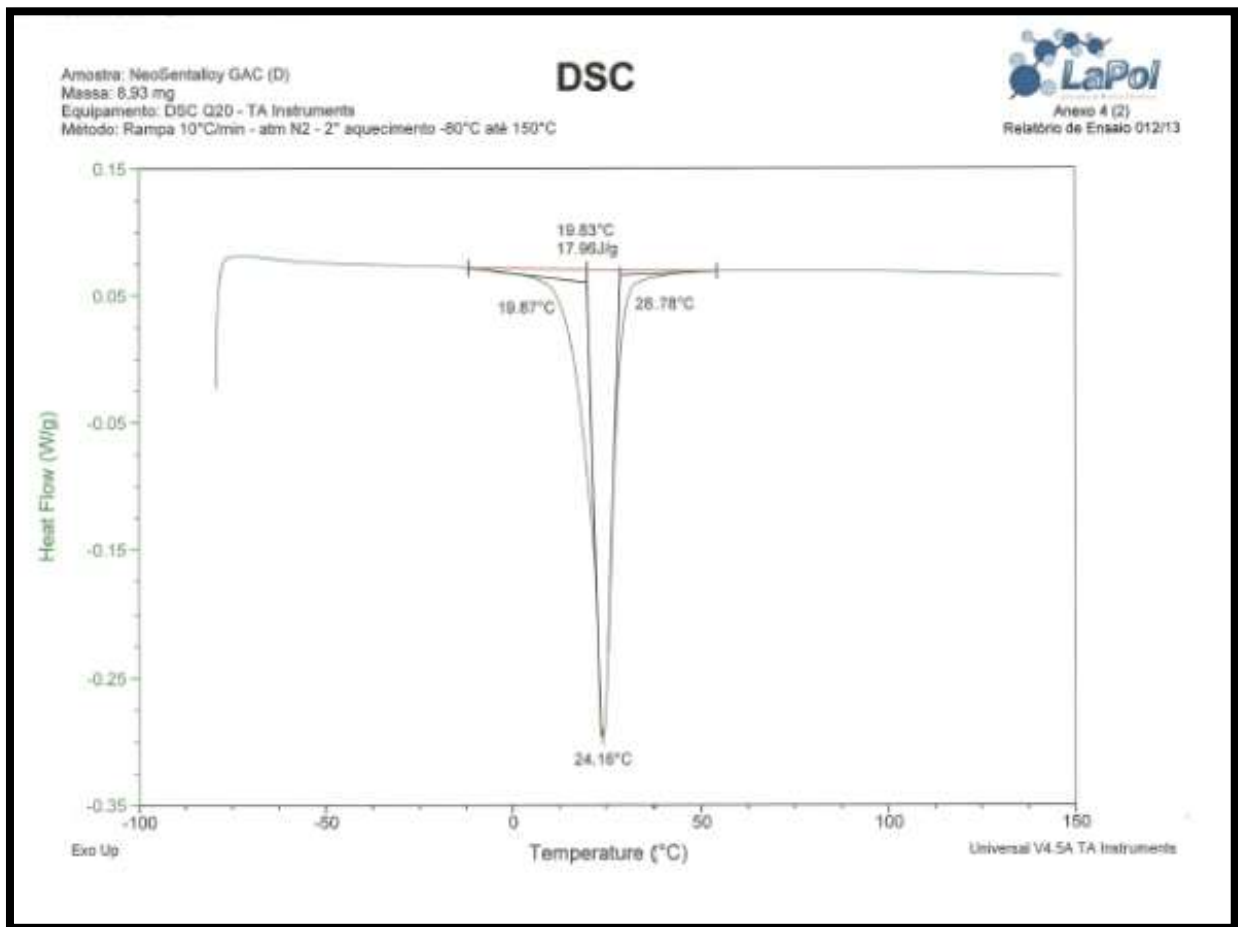


Figura 35: Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca”

Na figura 36 e 37, o resultado do DSC para a liga da NeoSentalloy GAC “60 dias em boca + esterilização” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com As 19,92 °C, com pico em 24,10 °C, Af 28,80 °C e entalpia de 17,96 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores Rs 21,35 °C, pico 19,34 °C e Rf 17,19 °C e entalpia de 5,52 J/g, e Ms -22,29 °C, pico -37,60 °C e Mf -51,15 °C e entalpia de 8,51 J/g.

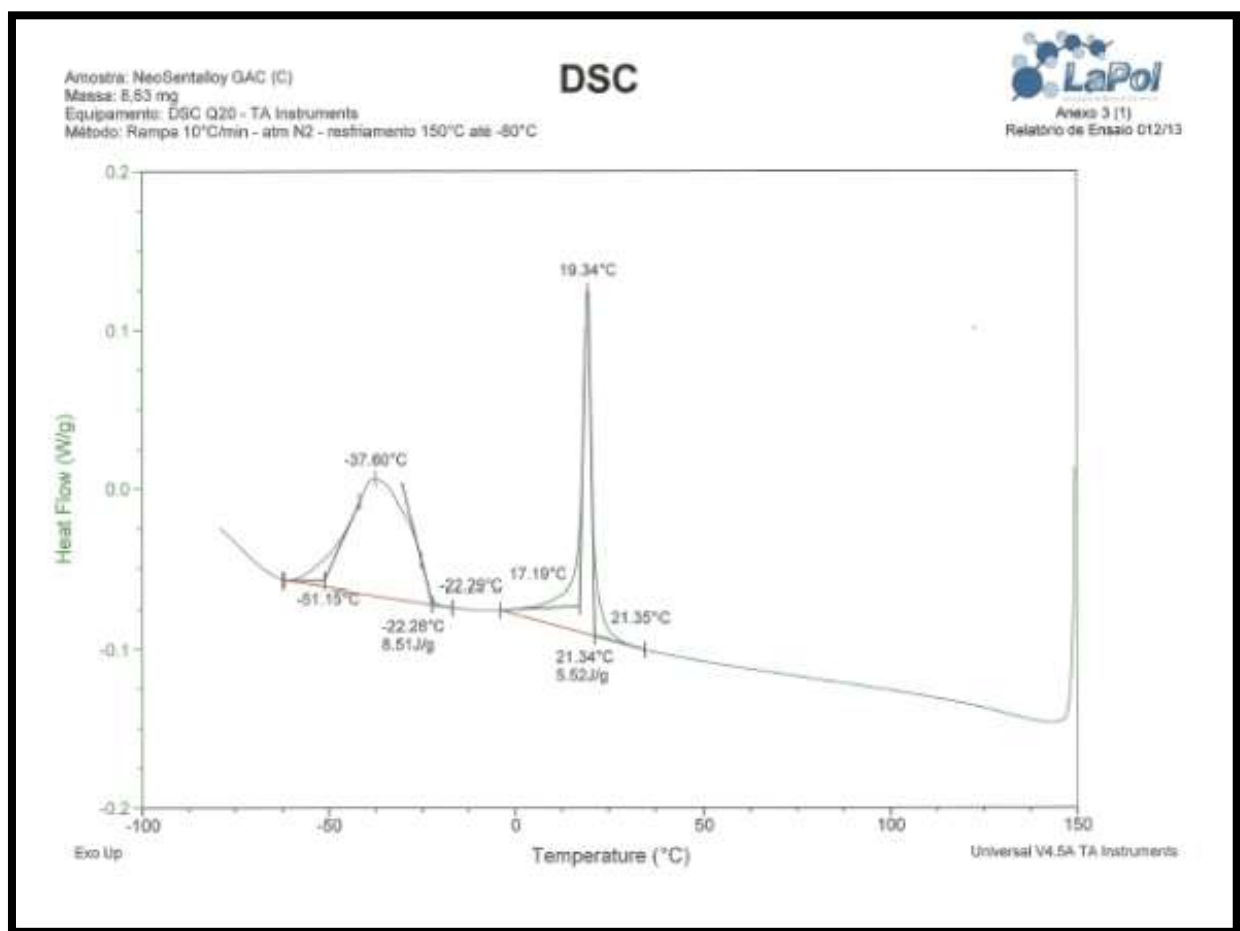


Figura 36: Curva exotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca + esterilização”

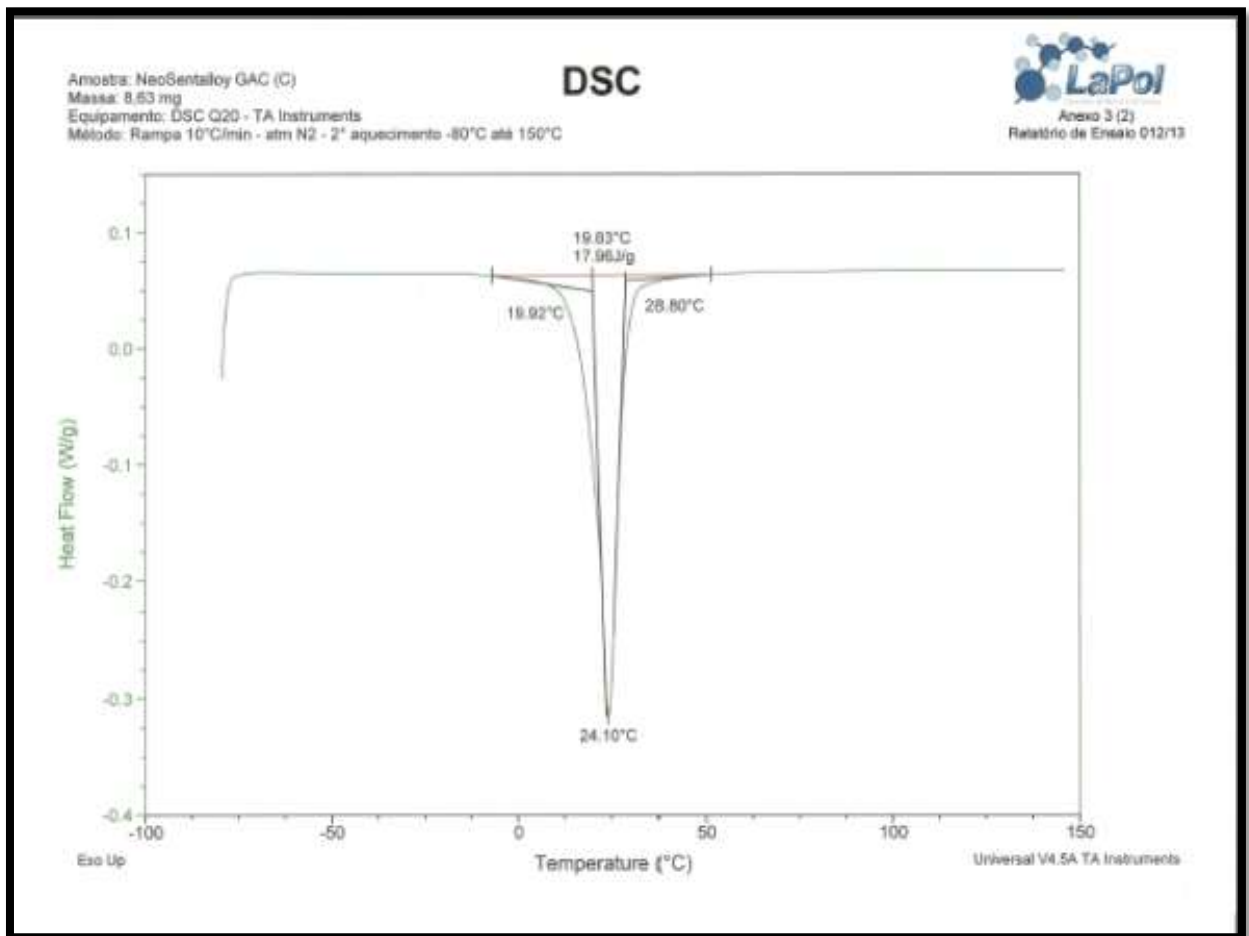


Figura 37: Curva endotérmica de DSC NeoSentalloy GAC “60 dias em boca + esterilização”

Na figura 38 e 39, o resultado do DSC para a liga da Copper NiTi ORMCO “As received” 1 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com A_s 9,04 °C, com pico em 22,45°C, A_f 31,16 °C e entalpia de 12,91 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores M_s 13,50 °C, pico -0,06°C e M_f -10,38 °C e entalpia de 13,36 J/g.

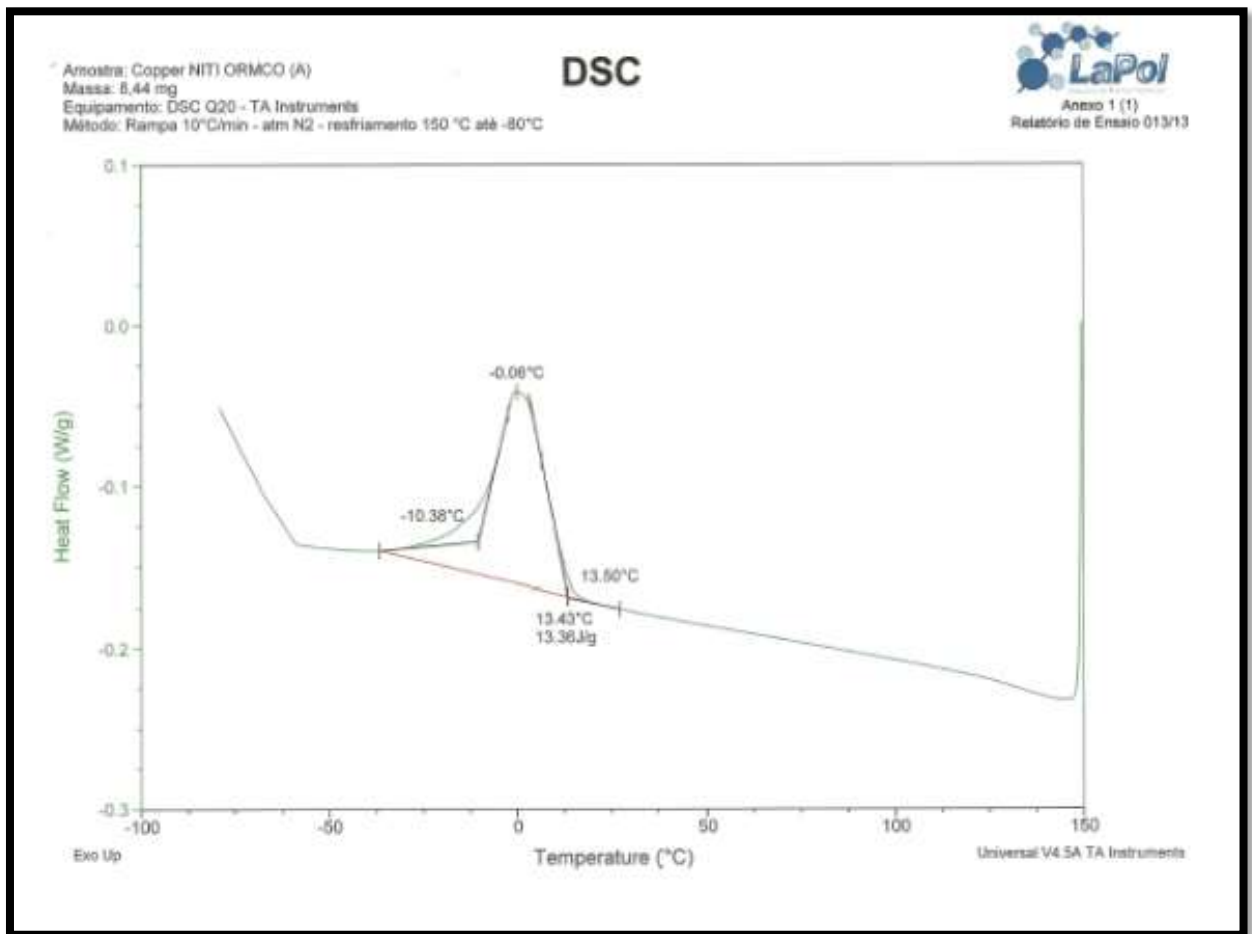


Figura 38: Curva exotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “As received 1”

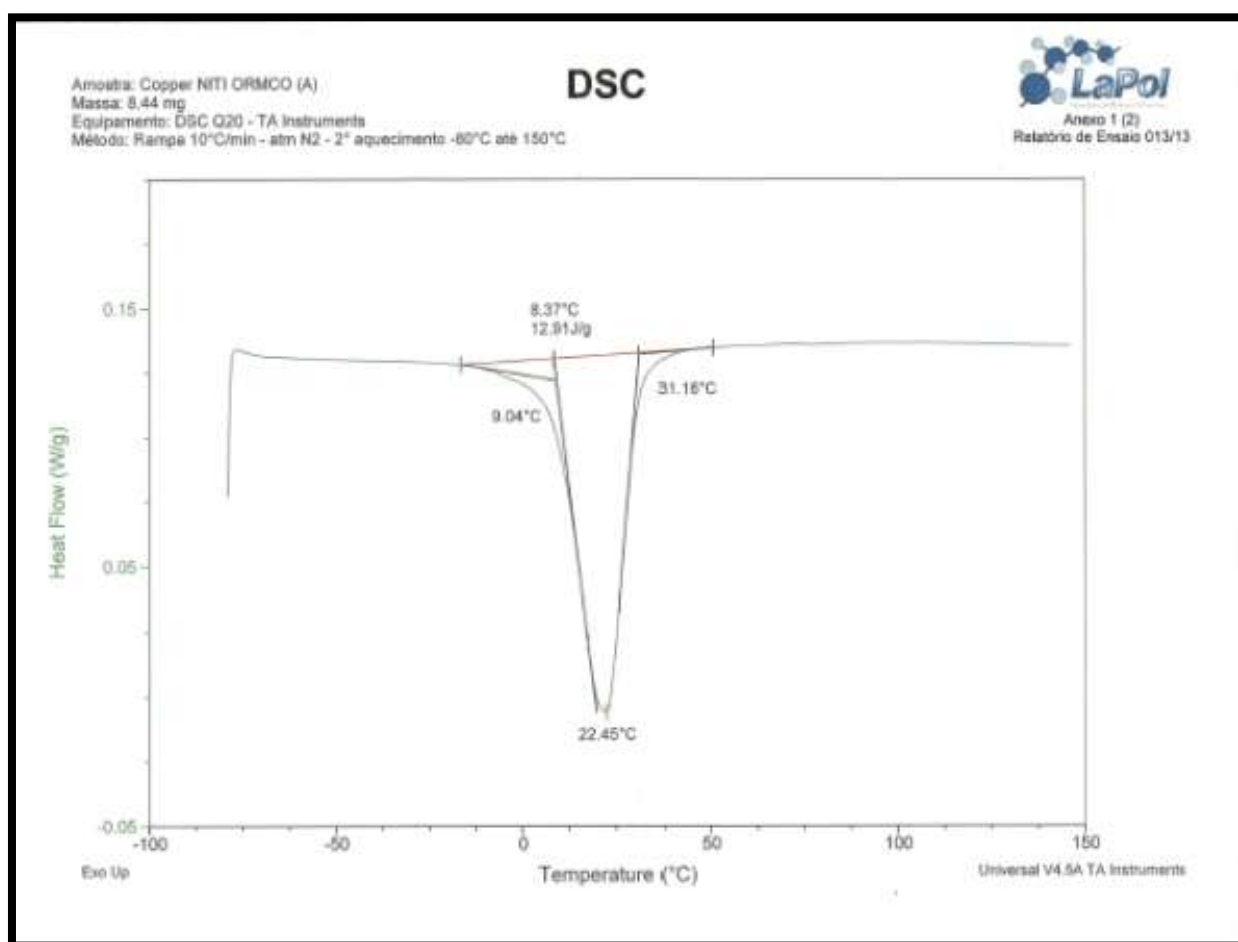


Figura 39: Curva endotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “As received 1”

Na figura 40 e 41, o resultado do DSC para a liga da Copper NiTi ORMCO “As received” 2 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com A_s 8,96 °C, com pico em 22,12°C, A_f 30,96 °C e entalpia de 14,29 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores M_s 14,02 °C, pico 0,78°C e M_f -9,98°C e entalpia de 14,97 J/g.

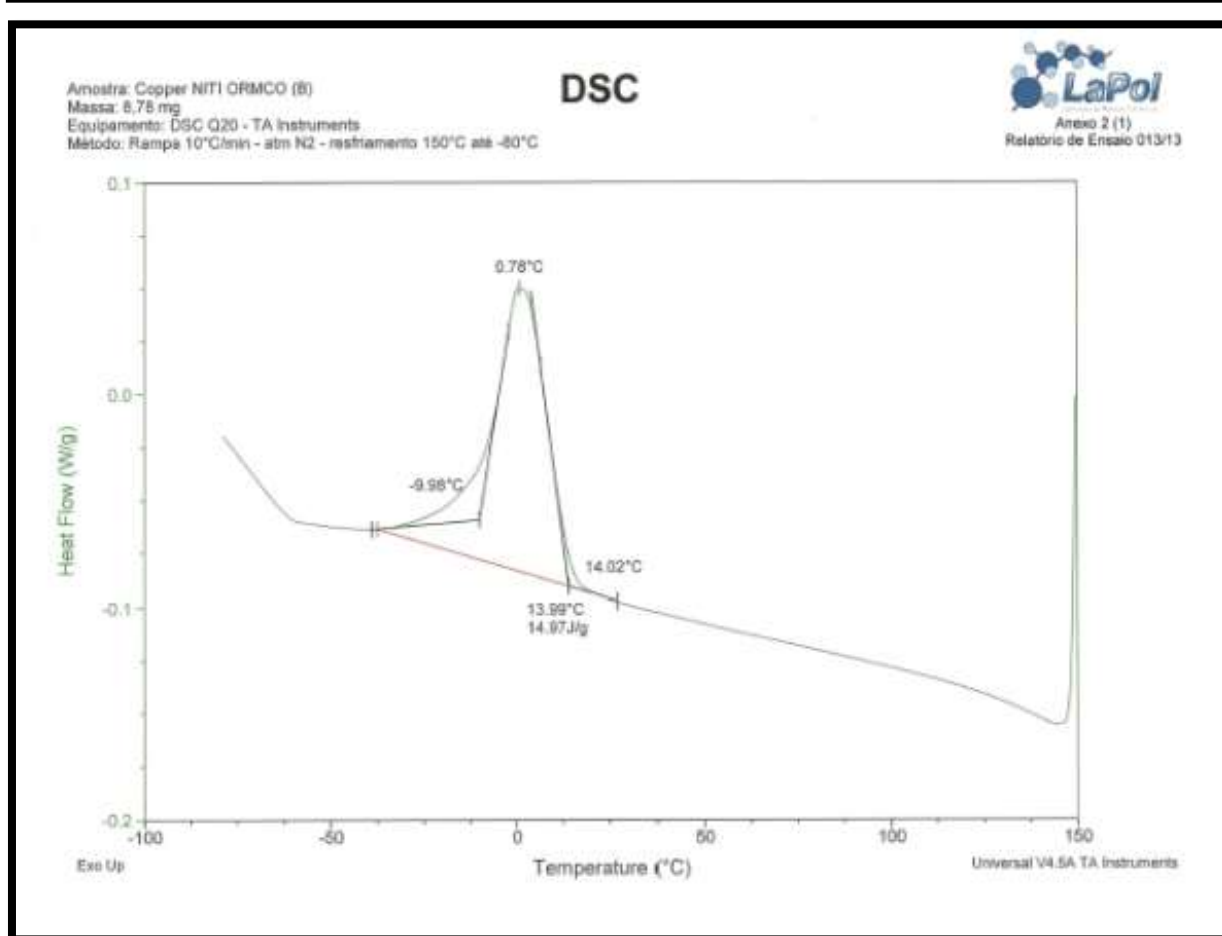


Figura 40: Curva exotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “As received 2”

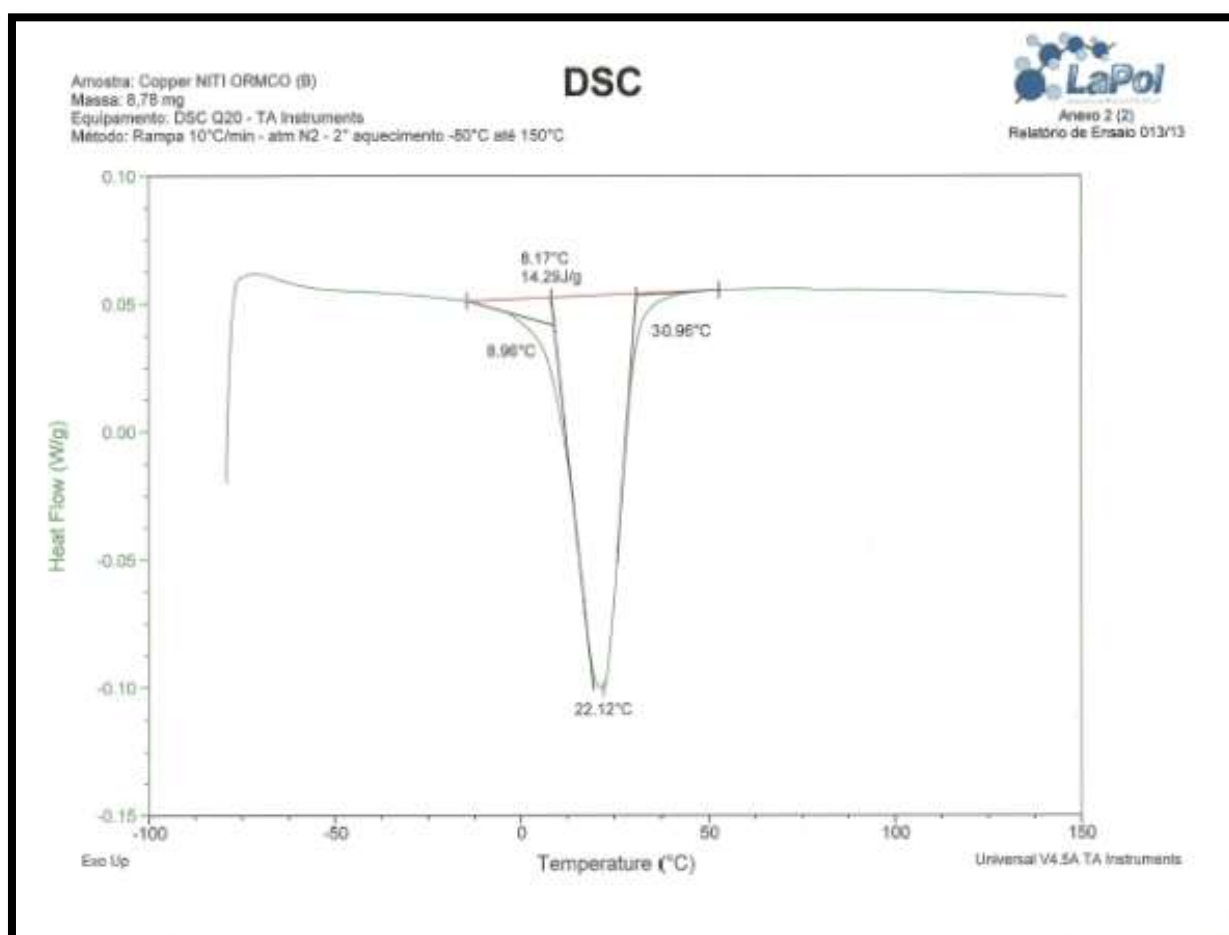


Figura 41: Curva endotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “As received 2”

Na figura 42 e 43, o resultado do DSC para a liga da Copper NiTi ORMCO “60 dias em boca + esterilização” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com T_s 8,86 °C, com pico em 22,52°C, T_f 31,20 °C e entalpia de 14,23 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores M_s 14,14 °C, pico 0,75°C e M_f -9,88 °C e entalpia de 14,48 J/g.

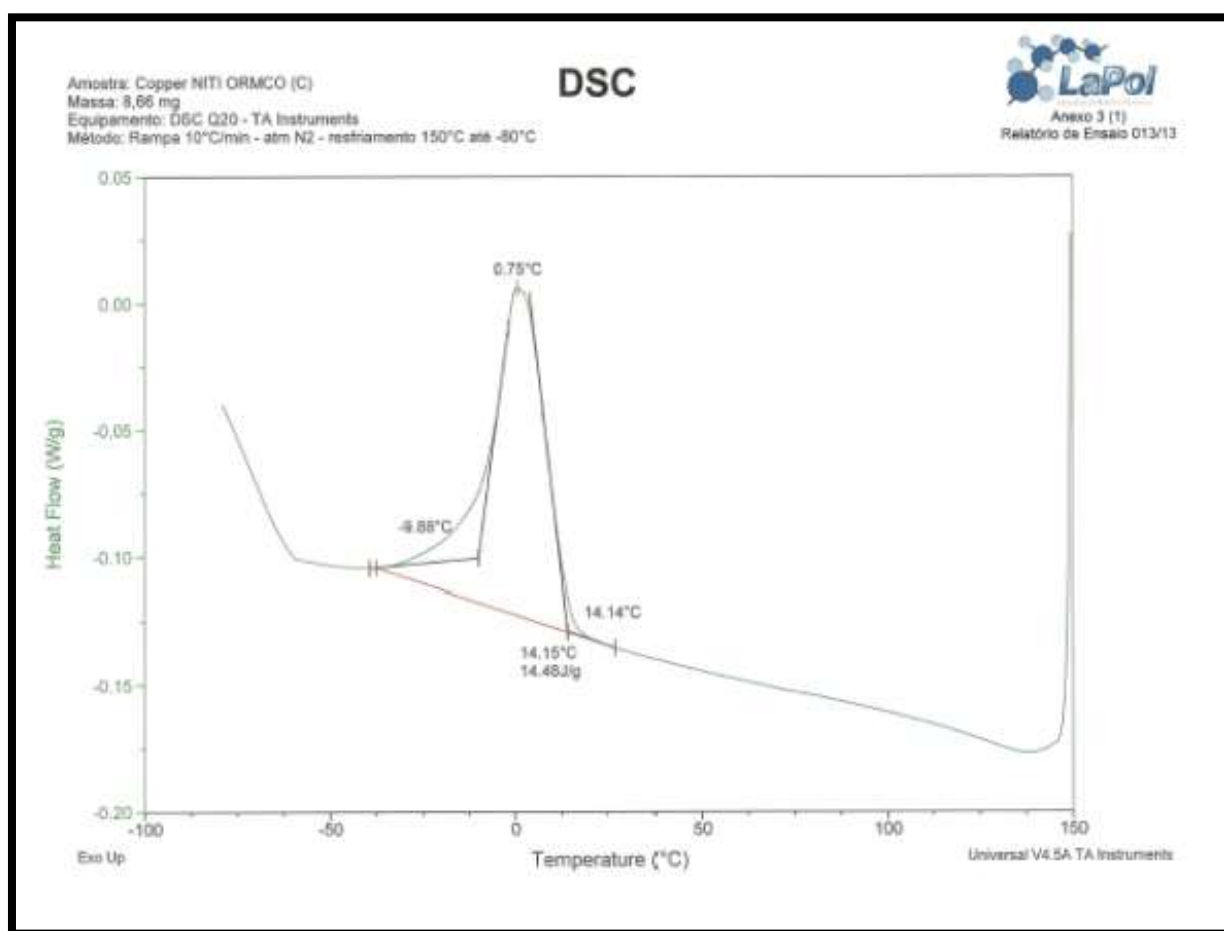


Figura 42: Curva exotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “60 dias em boca + esterilização”

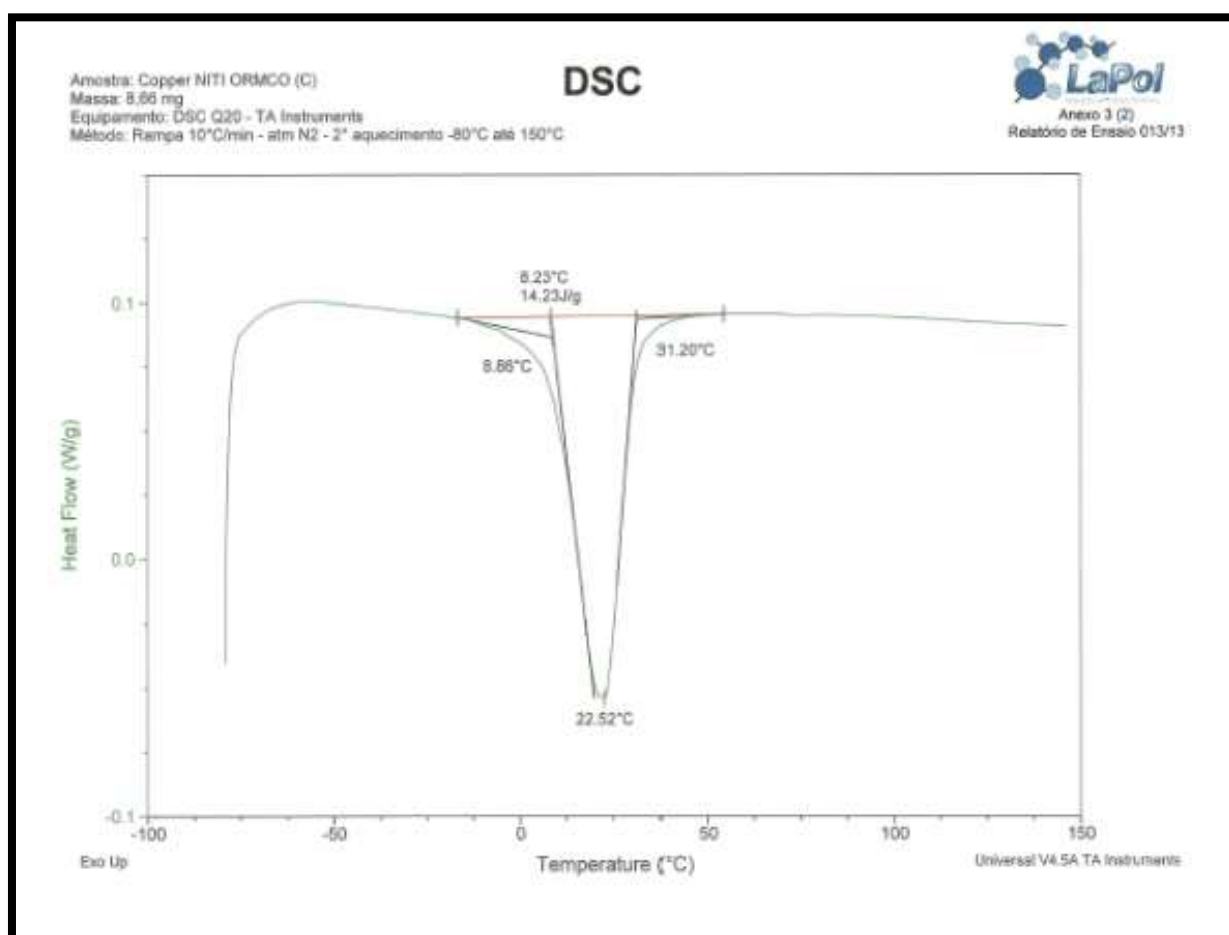


Figura 43: Curva endotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “60 dias em boca + esterilização”

Na figura 44 e 45, o resultado do DSC para a liga da Copper NiTi ORMCO “60 dias em boca” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com A_s 8,17 °C, com pico em 21,86°C, A_f 30,53 °C e entalpia de 13,50 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores M_s 13,69 °C, pico 0,14 °C e M_f -10,55 °C e entalpia de 13,50 J/g.

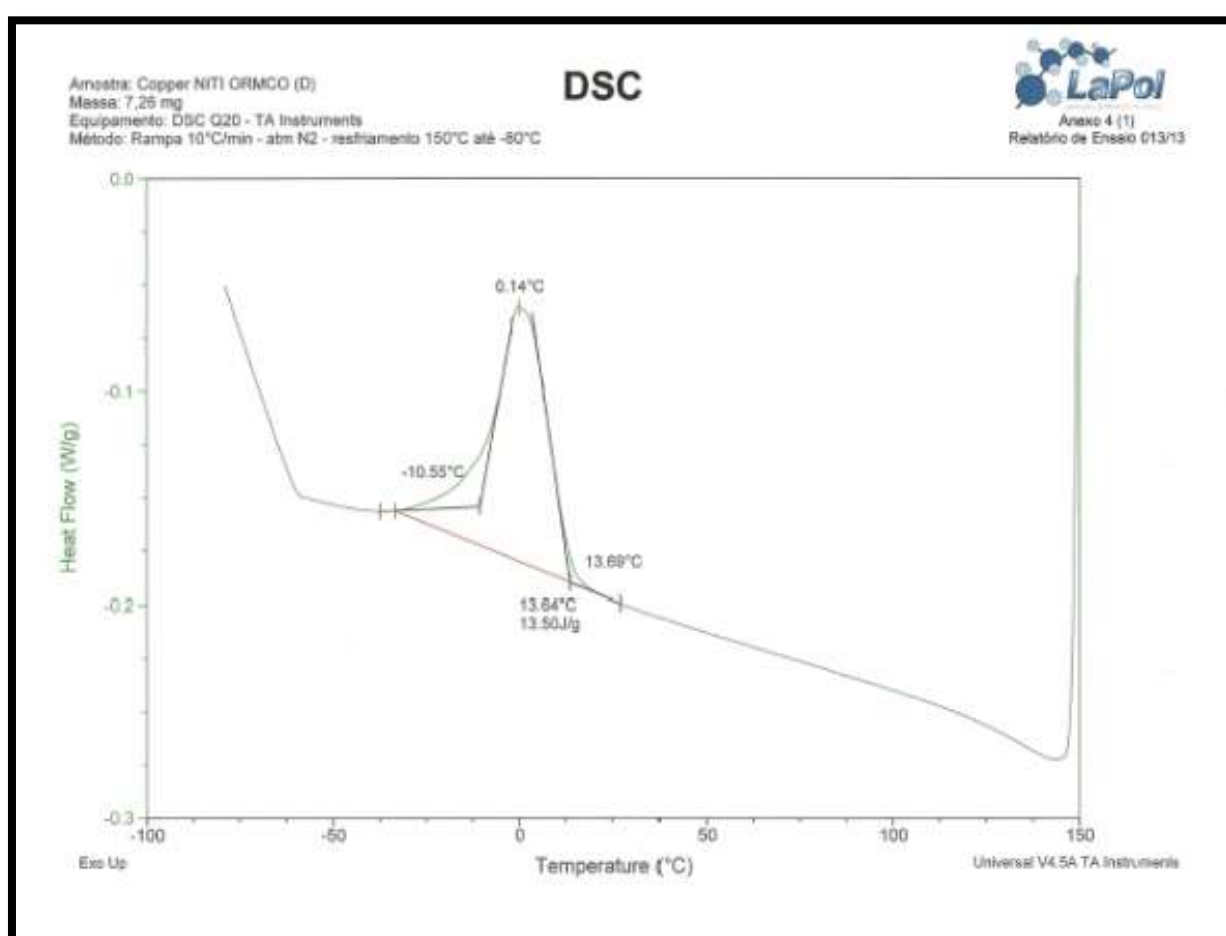


Figura 44: Curva exotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “60 dias em boca”

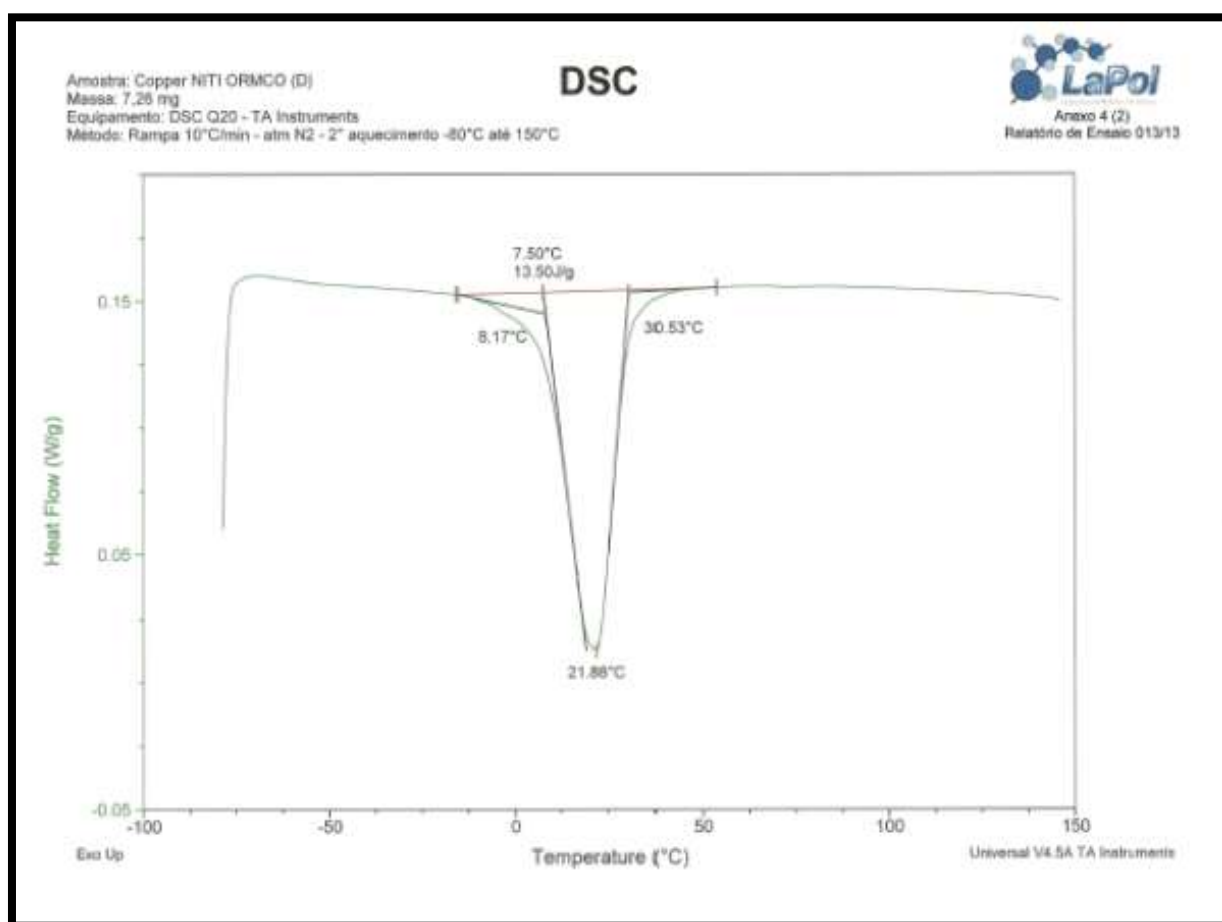


Figura 45: Curva endotérmica de DSC Copper NiTi ORMCO “60 dias em boca”

Na figura 46 e 47, o resultado do DSC para a liga da Highland Metals “As received” 1 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com As 10,98 °C, com pico em 28,83 °C, Af 32,81 °C e entalpia de 16,42 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores Rs 29,22 °C, pico 25,33 °C e Rf 19,55 °C e entalpia de 5,27 J/g, e Ms - 31,35 °C, pico -51,08 °C e Mf -61,03 °C e entalpia de 2,27 J/g.

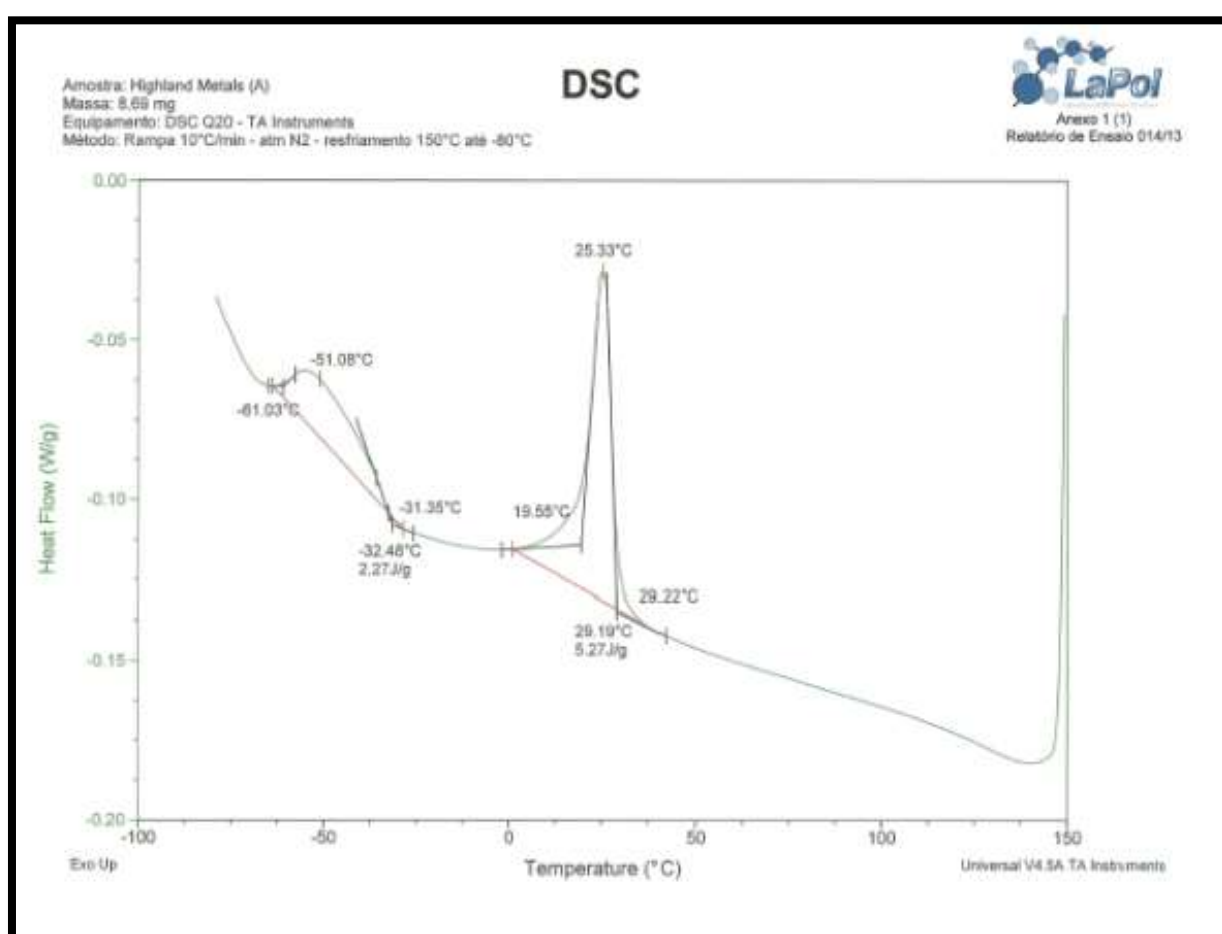


Figura 46: Curva exotérmica de DSC Highland Metals “As received 1”

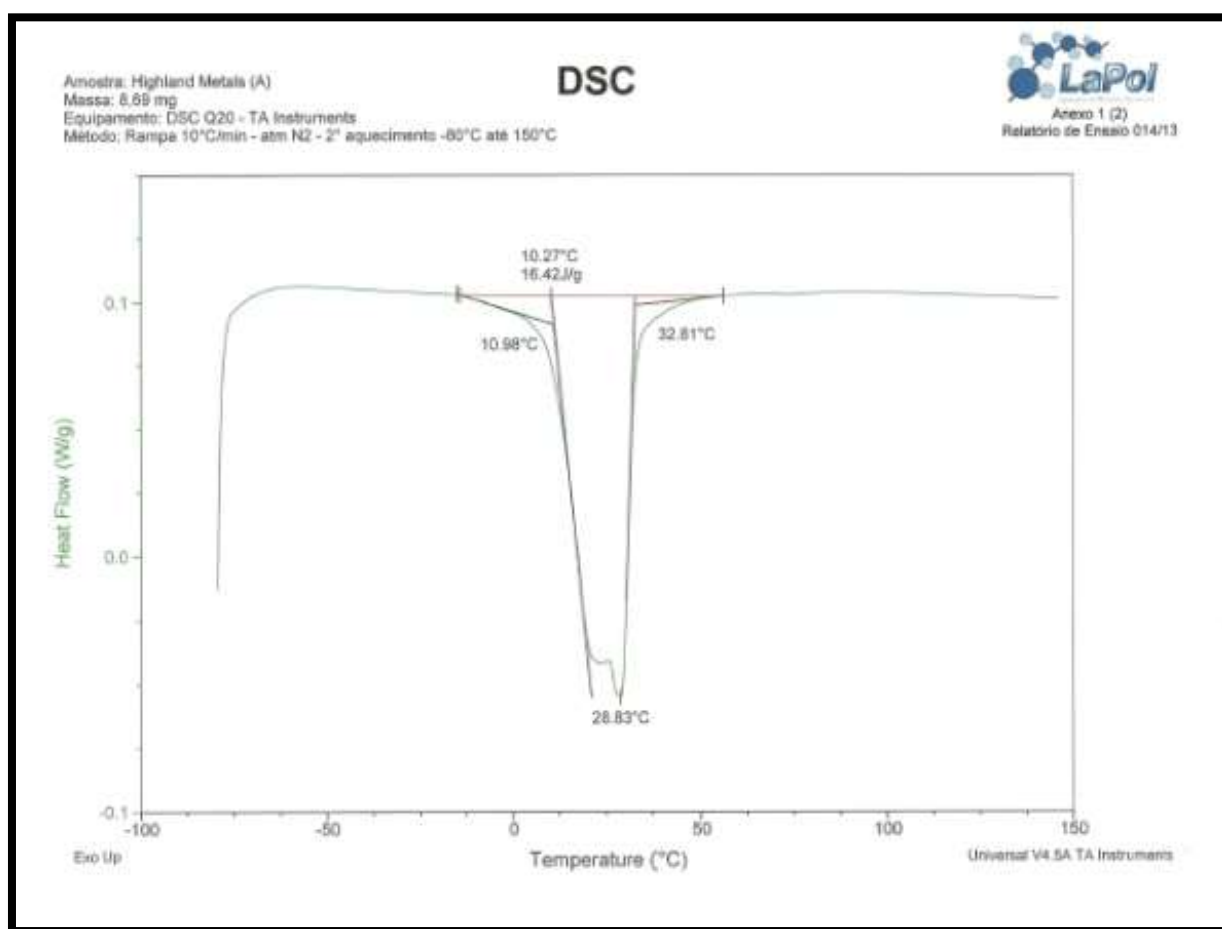


Figura 47: Curva endotérmica de DSC Highland Metals “As received 1”

Na figura 48 e 49, o resultado do DSC para a liga da Highland Metals “As received” 2 mostra uma curva endotérmica no aquecimento com T_s 9,95 °C, com pico em 34,49 °C, T_f 38,70 °C e entalpia de 14,01 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores T_s 35,04°C, pico 30,07 °C e T_f 23,12 °C e entalpia de 5,64 J/g, e T_s - 32,90 °C, pico -45,69 °C e T_f -52,41 °C e entalpia de 0,30 J/g.

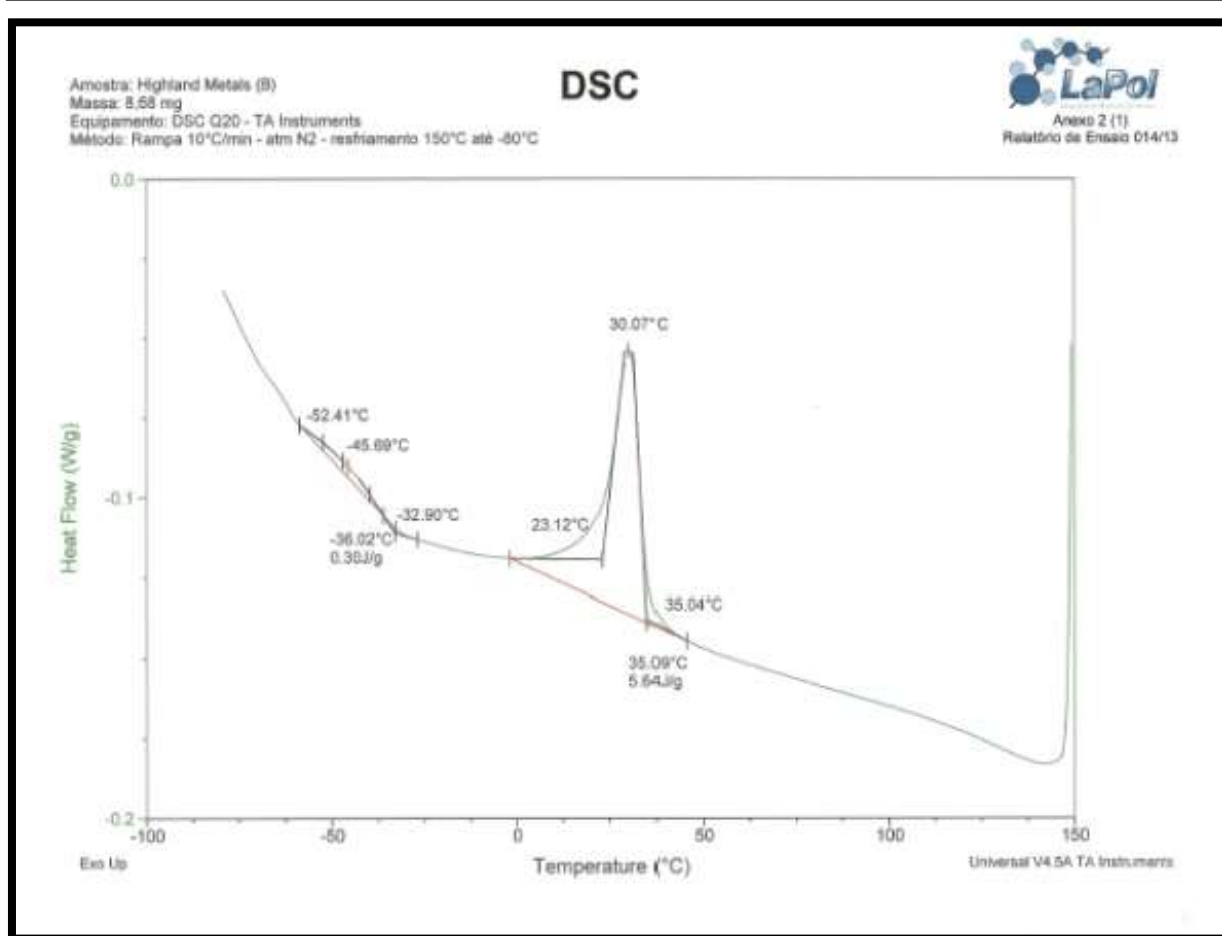


Figura 48: Curva exotérmica de DSC Highland Metals “As received 2”

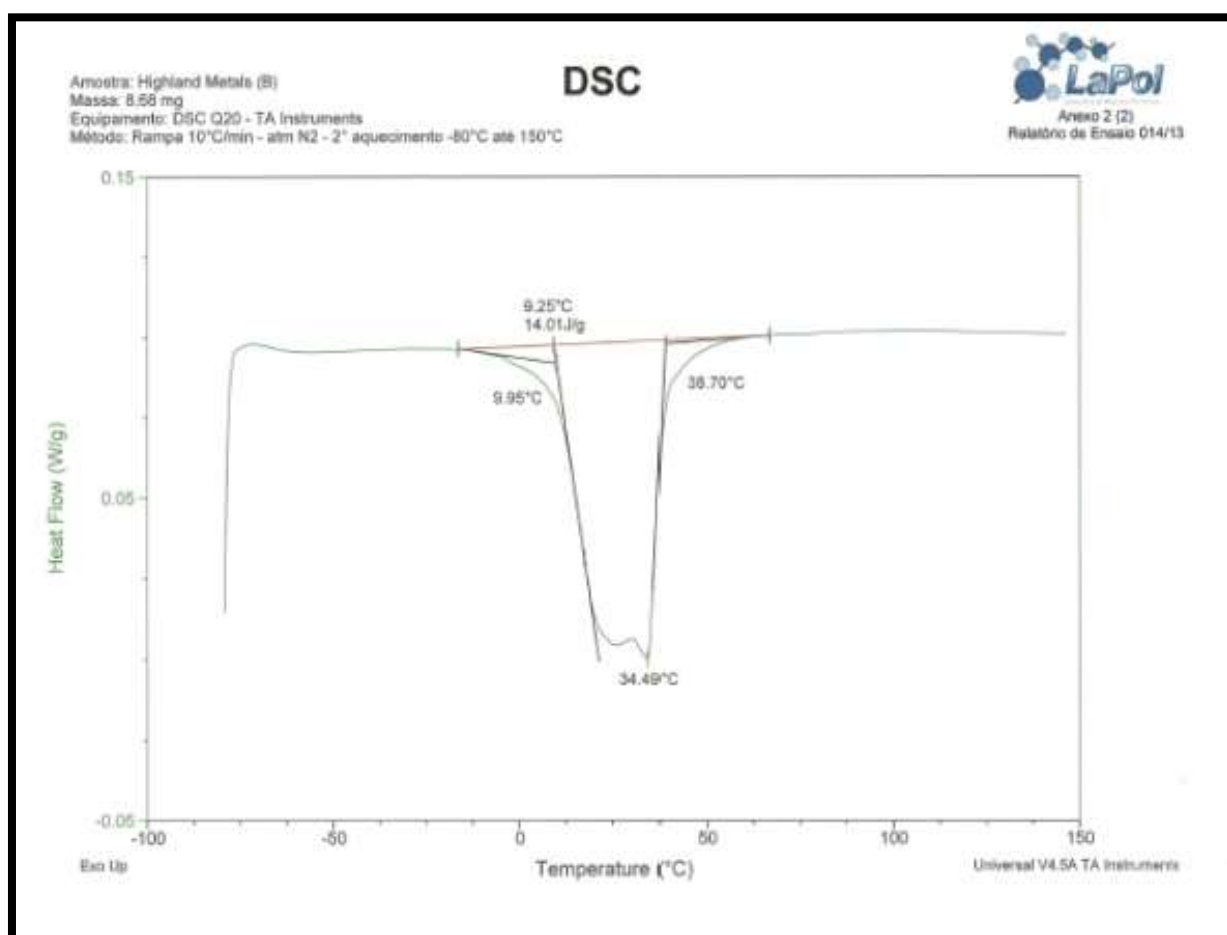


Figura 49: Curva endotérmica de DSC Highland Metals “As received 2”

Na figura 50 e 51, o resultado do DSC para a liga da Highland Metals “60 dias em boca + esterilização” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com T_s 10,44 °C, com pico em 27,21 °C, T_f 30,95 °C e entalpia de 16,63 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores T_s 27,40 °C, pico 23,74 °C e T_f 18,45 °C e entalpia de 5,39 J/g, e T_s -31,17°C, pico -50,10°C e T_f -60,86 °C e entalpia de 3,17 J/g.

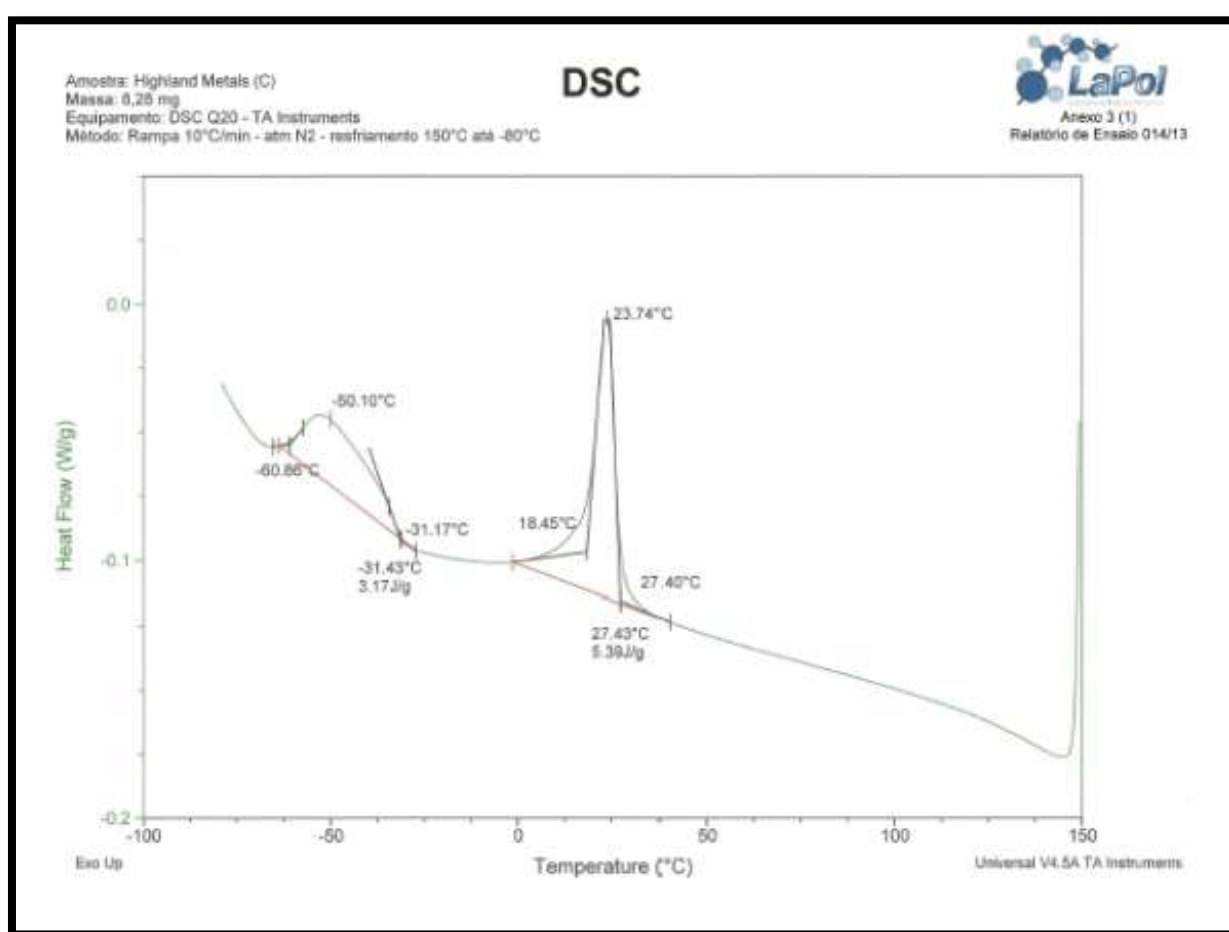


Figura 50: Curva exotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca + esterilização”

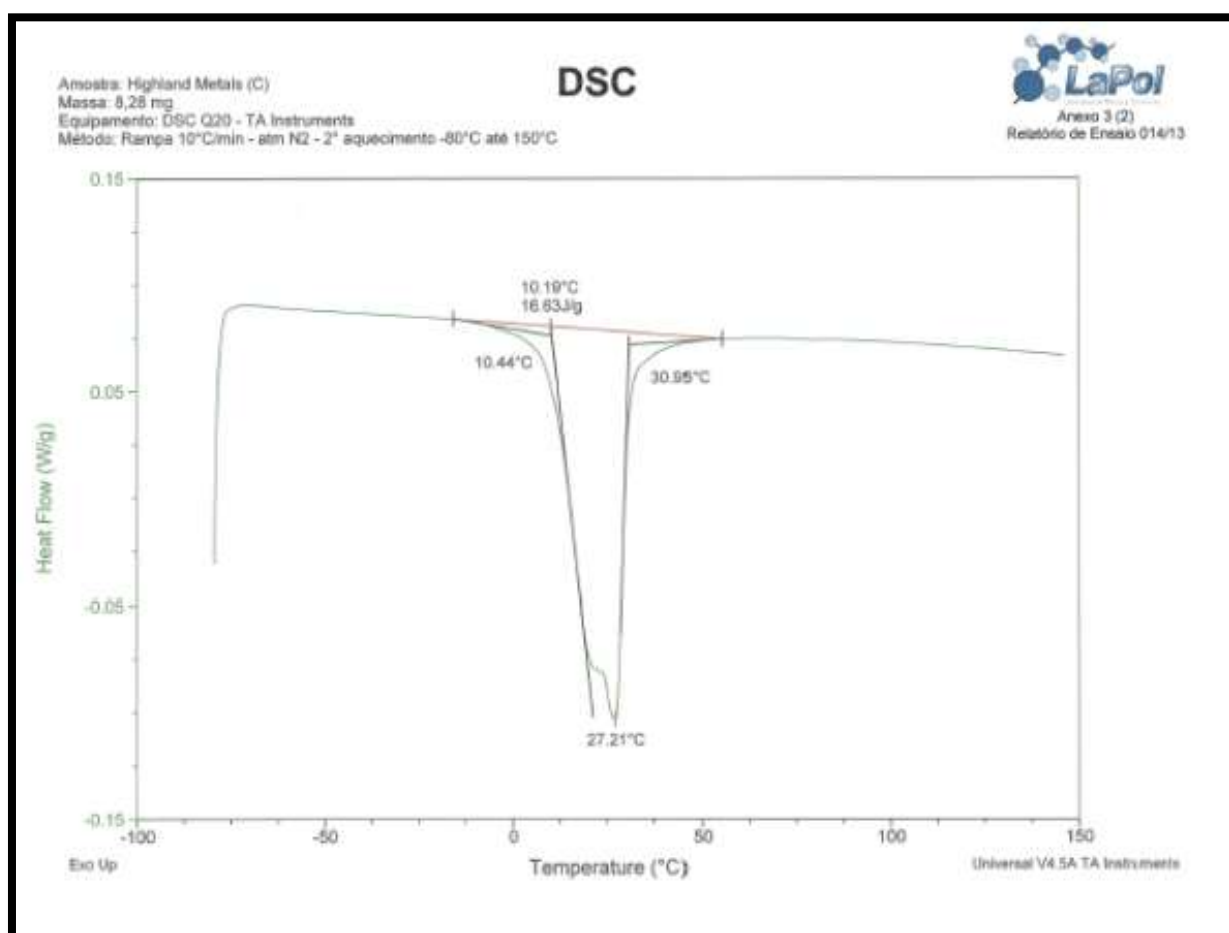


Figura 51: Curva endotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca + esterilização”

Na figura 52 e 53, o resultado do DSC para a liga da Highland Metals “60 dias em boca” mostra uma curva endotérmica no aquecimento com A_s 9,29 °C, com pico em 30,07 °C, A_f 33,71 °C e entalpia de 16,08 J/g, e a curva exotérmica, no resfriamento, com os valores R_s 30,16 °C, pico 26,15 °C e R_f 20,18 °C e entalpia de 5,69 J/g, e M_s -31,75 °C, pico -53,29 °C e M_f -65,04 °C e entalpia de 1,77 J/g.

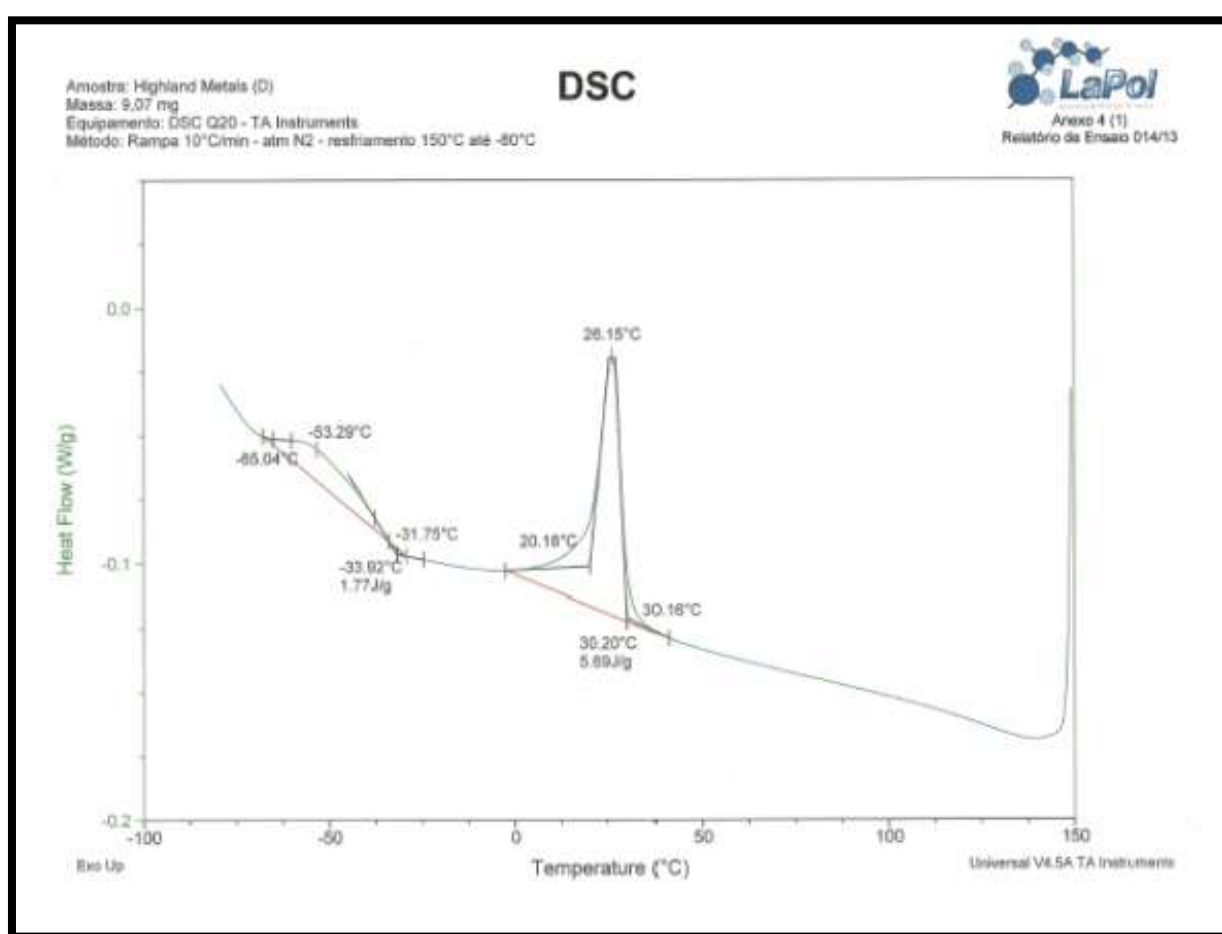


Figura 52: Curva exotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca”

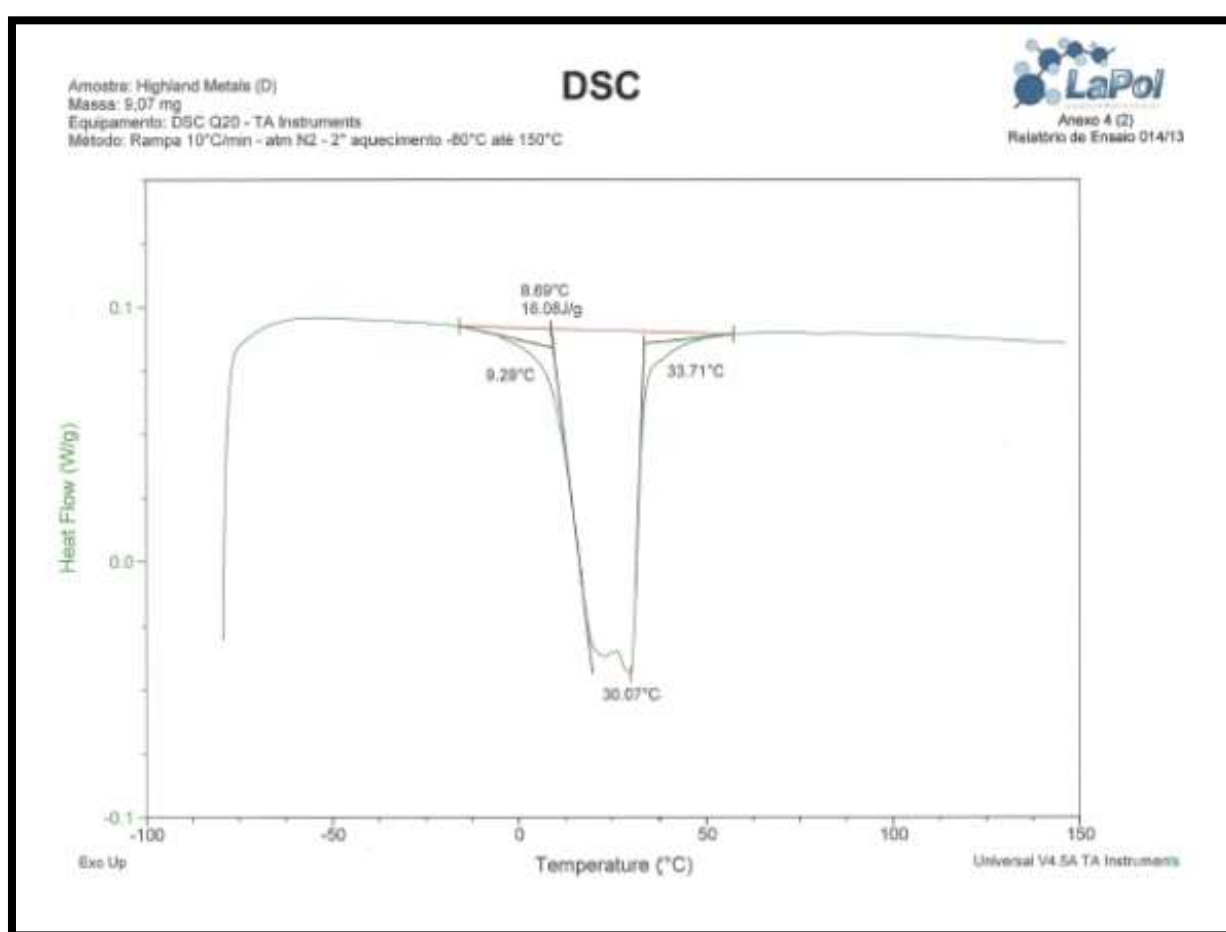


Gráfico 53: Curva endotérmica de DSC Highland Metals “60 dias em boca”

5.1.1 Tabelas

Tabela 3: Temperaturas de Transição Térmica (°C) de fios ortodônticos de NiTi durante o resfriamento no DSC.

<i>Marca Comercial</i>	<i>Condição</i>	<i>Martensítica Inicial (°C)</i>	<i>Martensítica Final (°C)</i>	<i>Entalpia (J/g)</i>
Copper NITI ORMCO	"As received" 1	13.50	-10.38	13.36
Copper NiTi ORMCO	"As received" 2	14.02	-9.98	14.97
Copper NiTi ORMCO	"60 dias em boca"	13.69	-10.55	13.50
Copper NiTi ORMCO	"60 dias em boca + esterilização"	14.14	-9.88	14.48
NeoSentalloy GAC	"As received" 1	-22.39	-59.44	5.96
NeoSentalloy GAC	"As received" 2	-23.42	-59.39	6.14
NeoSentalloy GAC	"60 dias em boca"	-22.93	-51.83	8.04
NeoSentalloy GAC	"60 dias em boca + esterilização"	-22.29	-51.15	8.51
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"As received" 1	17.80	-0.48	17,88
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"As received" 2	17.50	-1.57	17.70
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"60 dias em boca"	17.33	-1.53	17.42
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"60 dias em boca + esterilização"	17.46	-1.40	16.86
Highland Metals	"As received" 1	-31.35	-61.03	2.27
Highland Metal	"As received" 2	-32.90	-52.41	0.30
Highland Metals	"60 dias em boca"	-31.75	-65.04	1.77
Highland Metals	"60 dias em boca + esterilização"	-31.17	-60.86	3.17

Tabela 4: Temperaturas de Transição Térmica (°C) de fios ortodônticos de NiTi durante o aquecimento no DSC.

<i>Marcas Comerciais</i>	<i>Condição</i>	<i>Austenítica Inicial (°C)</i>	<i>Austenítica Final (°C)</i>	<i>Entalpia (J/g)</i>
Copper NITI ORMCO	"As received" 1	9.04	31.16	12.91
Copper NiTi ORMCO	"As received" 2	8.96	30.96	14.29
Copper NiTi ORMCO	"60 dias em Boca"	8.17	30.53	13.50
Copper NiTi ORMCO	"60 dias em boca + esterilização"	8.86	31.20	14.23
NeoSentalloy GAC	"As received 1	13.79	30.72	17.53
NeoSentalloy GAC	"As received" 2	12.33	29.29	18.03
NeoSentalloy GAC	"60 dias em boca"	19.87	28.78	17.96
NeoSentalloy GAC	"60 dias em boca + esterilização"	19.92	28.80	17.96
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"As received" 1	17.76	35.64	17.44
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"As received" 2	17.16	35.42	16.80
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"60 dias em boca"	17.38	35.32	16.62
Orthometric Flexy Thermal 37°C	"60 dias em boca + esterilização"	17.38	35.50	16.51
Highland Metals	"As received" 1	10.98	32.81	16.42
Highland Metal	"As received" 2	9.95	38.70	14.01
Highland Metals	"60 dias em boca"	10.44	30.95	16.63
Highland Metals	"60 dias em boca + esterilização"	9.29	33.71	16.08

Tabela 5: Temperaturas Austeníticas finais (Af) em °C de fios de NiTi

Marca Comercial	"as received" 1	"as received" 2	"60 dias em boca"	"60 dias em boca + esterilização"
Copper NiTi ORMCO	31.16	30.96	30.53	31.20
NeoSentalloy GAC	30.72	29.29	28.78	28.80
Orthometric Flexy Thermal 37°C	35.64	35.42	35.32	35.50
Highland Metals	32.81	38.70	30.95	33.71

Discussão

6. DISCUSSÃO

6.1 MATERIAL

A amostra do trabalho foi baseada em trabalhos na literatura que avaliaram o intervalo de transição térmicas das ligas de níquel-titânio utilizando o DSC. Berzins et al. 2010 (BERZINS; ROBERTS, 2010) avaliaram a influência da termociclagem no ITT dos fios termoativados das marcas Heat Activated (3M Unitek), Sentalloy (GAC), Cooper NiTi 27°C e 35°C (Ormco). Foram avaliados 20 segmentos de um único arco de cada marca comercial que foram submetidos à 1000, 5000 e 10.000 ciclos. Após a termociclagem, o ITT dos fios foi avaliado através da máquina de DSC, e houve diferenças nas temperaturas de transformação de fases dos fios Cooper NiTi quando comparadas a um grupo controle (“As received”). Concluíram que repetidas flutuações na temperatura podem contribuir para alterações no ITT das ligas de níquel-titânio termoativadas. Ren et al. 2008 (REN et al., 2008) avaliou o ITT de fios ortodônticos de níquel-titânio de 9 marcas comerciais de secções 0.016” e 0.016x0.022” utilizando o teste de DSC para verificar as temperaturas de mudança de fase de cada amostra. Foram avaliados 3 segmentos de um arco de cada marca comercial. Concluíram que o ITT dos fios termoativados são variáveis de acordo com cada marca comercial. Iijima et al. 2002 (IIJIMA, 2002) avaliaram as propriedades mecânicas e de memória de forma de fios de níquel-titânio termoativados de 3 marcas comerciais (Tomy, GAC, ORMCO) de secção 0.016x0.022”. Foram analisadas 5 amostras de cada arco ortodôntico. Concluíram que o fio da ORMCO 40°C foi o único fio que apresentou o Af (37°C) próximo a temperatura bucal. Seyyed Aghamiri et al. 2011 (SEYYED AGHAMIRI; AHMADABADI; RAYGAN, 2011) avaliaram o ITT de dois fios de níquel-titânio de secção 0.016” da ORMCO e Highland Metals após o tratamento térmico na temperatura de 400°C e 500°C por 10 e 60 minutos e compararam com um grupo controle (“as received”) para verificar a influência desse tratamento na memória de forma dos arcos. Concluíram que o ITT dos fios de níquel-titânio submetidos ao tratamento térmico sob uma determinada temperatura e tempo sofrem alterações na sua memória de forma. Spini et al. 2014 (SPINI et al., 2014b) avaliaram o ITT de fios ortodônticos de níquel-titânio

termoativados de nove marcas comerciais. Foi avaliado um arco de cada marca comercial de secção 0,019 x 0,025” e concluíram que alguns fios de níquel-titânio termoativados de algumas marcas comerciais comportavam-se como fio de níquel-titânio de 1ª geração.

De acordo com os trabalhos relatados e com os dados obtidos no presentes estudo, o método de DSC é altamente preciso não sendo necessário uma número elevado de amostras para reproduzir os resultados obtidos. Além disso, cada ciclo de aquecimento e resfriamento de cada segmento de arco é realizado por um tempo de 40 minutos, sendo que no presente trabalho foi necessário a realização de 2 corridas para cada amostra para certificar que houve o completo aquecimento e resfriamento da liga gerando uma maior confiabilidade dos dados obtidos. Devido ao tempo dos ciclos e a manutenção da máquina de DSC a realização de estudos da memória de forma das ligas de níquel-titânio utilizando o DSC apresentam custos elevados o que também limita a utilização de grandes amostras para avaliação do ITT.

Todos os fios utilizados no estudo são de níquel-titânio termoativados de marcas comerciais que já obtiveram bons resultados em estudos avaliando seu ITT e suas temperaturas Af utilizando o DSC.(LAINO et al., 2012; MELING; ODEGAARD, 1998; SEYYED AGHAMIRI; AHMADABADI; RAYGAN, 2011).

Foram utilizados fios de níquel-titânio termoativados de secção 0.019 x 0,025” devido haver poucos trabalhos na literatura apresentarem estudos do ITT de fios desta secção utilizando o DSC(SPINI, 2012; SPINI et al., 2014) e por estes fios de dimensão 0,019x0,025” apresentarem um bom controle tridimensional da movimentação dentária no início do alinhamento e nivelamento em acessórios com canaletas de dimensão 0.022x0.028”(PUN; BERZINS, 2008)

6.2 METODOLOGIA

A metodologia utilizada no trabalho foi de concordância com a os trabalhos presentes na literatura que avaliaram o ITT das ligas de níquel-titânio

termoativadas.(BAI et al., 2008; BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007; BRADLEY, T. G.; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996; KUSY; WHITLEY, 2007).

Não há um consenso na literatura em relação ao peso da amostra utilizada para a realização dos testes de DSC.(TODOROKI, 1987; YONEYAMA et al., 1992), porém peso dos corpos de prova de 8mg e a utilização do DSC estão 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).

O DSC proporciona um método rápido para medir as transições térmicas (As, Af, Ms, Mf, Rs e Rf) que ocorrem devido à alterações microestruturais das ligas de níquel-titânio, uma vez que é aquecido e resfriado através de um intervalo de temperatura que no presente trabalho foi de -80 a 150°C. Há na literatura diversos trabalhos que avaliaram as temperaturas de transição térmica dos fios ortodônticos termoativados utilizando o DSC.(BERZINS; ROBERTS, 2010; BRANTLEY et al., 2008; KRISHNAN, V.; KUMAR, 2004; PUN; BERZINS, 2008; REN et al., 2008; SPINI et al., 2014b), porém o DSC não possui sensibilidade para detectar as transformações da fase R que alguns fios ortodônticos podem apresentar nas curvas de aquecimento e resfriamento.(BRADLEY, T. G.; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996).

O teste de Difração Radiográfica tem sido usado em outros trabalhos para determinar ITT das ligas de níquel-titânio termoativadas, porém esse teste avalia apenas o aspecto superficial da liga em torno de 50 micrometros enquanto o DSC realiza a análise térmica em todo fio.(REN et al., 2008).

A Análise Mecânica Dinâmica (DMA) é outro teste utilizado para avaliar o ITT dos fios de níquel-titânio termoativados, porém quando comparado com o DSC, o DSC realiza as medições em pequenas amostras de qualquer tipo de forma além do preparo do teste ser mais simplificado. Além disso, as temperaturas de transição térmica gerados pelo DMA normalmente são maiores do que as temperaturas geradas pelo DSC. Isso se explica porque o teste de DMA é realizado sob stress-

induzido enquanto o DSC realiza os testes de fios livres de deflexão.(LAINO et al., 2012)

No presente trabalho foram utilizados fios Copper NiTi 35°C da ORMCO e os fios Heat Activated 37°C da Orthometric, os quais as empresas informam a temperatura Af dos fios em sua embalagem comercial, e apresentaram uma temperatura Af próximo a temperatura da boca. Entretanto algumas marcas comerciais comercializam fios ortodônticos de níquel-titânio termoativados que apresentam memória de forma ruim e que se comportam como fio de NiTi convencional.(SPINI et al., 2014b)

Foram utilizados os fios da GAC, ORMCO, Highland Metals e Orthometric no estudo porquê apresentaram nos trabalhos de Spini et al. 2014 e Seyyed Aghamiri et al. 2011(SEYYED AGHAMIRI; AHMADABADI; RAYGAN, 2011; SPINI et al., 2014a) uma temperatura Af próximo a temperatura bucal o que comprova realmente um comportamento de um fio ortodôntico de níquel-titânio termoativado.

Foi utilizado um fio controle de cada marca comercial para fornecer parâmetros confiáveis de que uma eventual alteração do ITT ocorreu exclusivamente em função do uso clínico e do processo de esterilização. No trabalho de Krishnan et al. 2012(KRISHNAN, M. et al., 2012) foram avaliados 5 amostras de fios de níquel-titânio no estado “as received” de um mesmo lote e apresentaram pequenas diferenças, porém estatisticamente insignificantes.

Foi realizada a esterilização dos fios ortodônticos utilizando autoclave por ser um processo de esterilização mais utilizado pelos dentistas em sua prática clínica.(MAYHEW; KUSY, 1988)

6.3 RESULTADOS

6.3.1 Intervalo de Transição Térmica

As temperaturas do ITT dos fios ortodônticos de níquel-titânio termoativados registrados pelo DSC em seus diferentes estados mostraram que houveram

pequenas diferenças nas temperaturas Ms, Mf, As, Af e entalpia. Essas alterações p não tem influência no comportamento clínico desses fios, não alterando sua propriedade de memória de forma.(SPINI, 2012)

A temperatura Af é de grande importância clínica por que é nessa temperatura que a liga de níquel-titânio termoativada apresenta a sua forma mais rígida, promovendo o alinhamento dos dentes.(GURGEL et al., 2001) Dessa forma, os fio ortodônticos de níquel-titânio termoativados ideais serão os fios que apresentarem a temperatura Af próximo a temperatura bucal, que fica em torno de 35 a 37°C(DALSTRA, 2004; MELING; ODEGAARD, 2001) como descrito em outros trabalhos que simulam o ambiente oral.(AIROLDI et al., 1997; MOORE, 1999; VOLCHANSKY; CLEATON-JONES, 1994)

Houve a presença da fase romboédrica nos fios NeoSentalloy e Highland Metals durante o resfriamento e apresentaram pequenas diferenças nas temperaturas Rs e Rf nos diferentes estados da liga. A presença da fase R no resfriamento também foi encontrado no trabalho de Spini et al. 2014(SPINI et al., 2014b) em que avaliaram o ITT de fios 0.019 x 0.025” de 9 marcas comerciais diferentes. Já os fios Copper NiTi 35°C e o fio Flexy Thermal 37°C não apresentaram a fase R durante o resfriamento.

Há trabalhos na literatura que encontraram a fase R no Copper NiTi 35°C como no estudo de Lijima et al. 2002(IIJIMA, M. et al., 2002) e Fisher-Brandies et al. 2003(FISCHER-BRANDIES et al., 2003). Apesar da literatura mostrar a presença da fase R nas ligas de níquel-titânio termoativadas, não é conhecido ainda a sua implicação clínica.

6.3.2 Influência do uso clínico

Ao comparar os estados “as received e “60 dias em boca” houve pequena diferença da temperatura Af de todas as marcas testadas em suas diferentes condições. Resultado semelhante foi encontrado no estudo de Biermann et al. 2007(BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007) em que ele comparou o ITT dos fios Copper NiTi da ORMCO com temperatura Af de 27°C e 35°C nas condições “as

received” e utilizados em boca por um período de 1 a 3 semanas. Não houve diferenças estatísticas na temperatura Af dos fios em suas diferentes condições.

Krishnan et al. 2012(KRISHNAN, M. et al., 2012) avaliaram o ITT de um fio de níquel-titânio termoativado revestido com um material de baixo atrito nos estados “as received” e após 60 dias de uso intra-oral. Houve pequena diferença da temperatura Af entre os fios nos estados “as received” e os fios utilizados em boca, não comprometendo a sua memória de forma.

Os valores de entalpia registrados no estudo dos fios de níquel-titânio termoativados mostram que houve pequenas diferenças entre os estados dos fios em todas as marcas comerciais. Como os valores de entalpia são considerados um indicador confiável para as transformações de fase conforme provado por Brantley et al 2002 (BRANTLEY et al., 2002), pode ser considerada essas alterações dentro dos limites normais. Isso implica que os fios de níquel-titânio termoativados mantêm as propriedades de memória de forma semelhantes após o uso clínico e ao processo de esterilização.

Prymak et al. 2004(PRYMAK et al., 2004) avaliaram as propriedade força/deflexão e ITT dos fios de níquel-titânio Cooper NiTi 27°C e 35°C que sofreram corrosão em 5 diferentes soluções que representam fluidos da cavidade oral. Houve pequenas diferenças no ITT dos fios quando comparado entre as diferentes soluções. Esse resultado corrobora com os resultados encontrados no presente trabalho em que houve pequenas alterações no ITT dos fios de NiTi termoativados “60 dias em boca” quando comparados com o grupo controle.

6.3.3 Influência da Esterilização

É importantíssimo determinar os métodos de controle de infecção mais adequados para os instrumentos ortodônticos com os menores efeitos negativos e também determinar os impactos da esterilização nas propriedades físicas dos instrumentos ortodônticos.(MAYHEW; KUSY, 1988) Por exemplo, uma diminuição da resistência à deflexão máxima de um fio irá torná-lo mais propenso a fraturas, o que poderia, conseqüentemente, causar problemas para os pacientes e para os

profissionais. (STAGGERS; MARGESON, 1993) No entanto, Lee et al. 2001 (LEE; CHANG, 2001) relataram que nos fios de NiTi a força de deflexão máxima, módulo de elasticidade e resistência a fratura de fios não diminuem por esterilização, porém ele relatou um aumento de corrosão nos fios.

Quando comparamos a temperatura Af dos fios de níquel-titânio no presente estudo nas condições “as received” e “60 dias em boca”, houveram pequenas diferenças que não implica em efeitos adversos durante a utilização clínica desses fios. Desde 1980, muito estudos tem abordado a influência do processo de esterilização nas propriedades físico, químicos e mecânicas dos fios ortodônticos.(BUCKTHAL et al., 1986; KAPILA et al., 1991; MAYHEW; KUSY, 1988; PERNIER et al., 2005; PETOUMENO et al., 2008; STAGGERS; MARGESON, 1993). Mayhew et al. 1988 avaliaram os efeitos de três métodos de esterilização (calor seco autoclave e formaldeído) sobre as propriedades mecânicas em fios de NiTi 0.017 x 0.025” e não foram observadas alterações prejudiciais tanto para as propriedades mecânicas quanto para a topografia de superfície. Pernier et al 2005(PERNIER et al., 2005) também encontraram resultado semelhante em seu trabalho. Foram avaliadas as propriedades mecânicas de duas ligas de níquel-titânio termoativadas (NeoSentalloy e NeoSentalloy com íonGuard – GAC) após o processo de esterilização por autoclave utilizando o teste de flexão de três pontos. Os resultados mostraram que a esterilização em autoclave não alterou as propriedades mecânicas dos fios.

Em relação à avaliação das propriedades termodinâmicas dos fios de níquel-titânio termoativados após o processo de esterilização na literatura não há informação sobre a influência do processo de esterilização nas propriedades térmicas dos fios de níquel-titânio termoativados. Há um trabalho de Alexandrou G et al. 2006(ALEXANDROU et al., 2006) que avaliaram 33 instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio submetido a 11 ciclos de esterilização e comprovaram que o processo de esterilização não altera o intervalo de transição térmica dessas limas utilizados em endodontia. De fato, no presente estudo os fios de níquel-titânio termoativados utilizados em boca apresentaram as características de memória de forma semelhantes aos fios no estado “as received”, apresentando uma

possibilidade de reutilização clínica desses arcos em diferentes pacientes após o processo de esterilização.

6.4 APLICAÇÕES CLÍNICAS

Devido ao processo diferenciado dos fios de níquel-titânio termoativados, o custo desses fios ainda é alto. Alguns profissionais realizavam a esterilização desses fios por meio de autoclave e reutilizavam esses fios em outros pacientes, sem o conhecimento das alterações que podiam causar nas propriedades físicas desses fios. A partir desse trabalho, foi comprovado que o processo de esterilização não altera a memória de forma dos fios de níquel-titânio termoativados.



Conclusão

7. CONCLUSÃO

A hipótese de nulidade (H_0) foi aceita. Não houve diferença nos Intervalos de Transição Térmica (ITT) dos fios de NiTi termoativados de quatro marcas comerciais após o uso clínico e ao processo de esterilização.



Referências

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Airoldi G, Riva G. Innovative materials: the NiTi alloys in orthodontics. *Biomed Mater Eng.* 1996;6(4):299-305.

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;112(1):58-63.

Alexandrou G, Chrissafis K, Vasiliadis L, Pavlidou E, Polychroniadis EK. Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2006;39(10):770-8.

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. *Am J Orthod.* 1980;78(5):528-37.

Andreasen GF. Treatment advantages using Nitinol wire instead of 18-8 stainless wire with the edgewise bracket. *Quintessence Int Dent Dig.* 1980;11(12):43-51.

Bai YX, Ren CC, Wang HM, Zheng YF, Wang YB, Li S. Differential scanning calorimetry analyses of phase transformations in different nickel-titanium orthodontic wires. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2008;43(5):302-5.

Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(5):553-8.

Barwart O, Rollinger JM, Burger A. An evaluation of the transition temperature range of super-elastic orthodontic NiTi springs using differential scanning calorimetry. *Eur J Orthod.* 1999;21(5):497-502.

Berzins DW, Roberts HW. Phase transformation changes in thermocycled nickel-titanium orthodontic wires. *Dent Mater.* 2010;26(7):666-74.

Bianchi E, Silva EJd, Cezar FAG, Aguiar PRd, Bianchi ARR, Freitas CAd, et al. Aspectos Microscópicos da Influência dos Processos de Esterilização em Pontas Diamantadas. *Materials Research.* 2003;6(2):203-10.

Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 2007;77(3):499-503.

Bishara SE, Winterbottom JM, Sulieman AH, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 1995;65(2):117-22.

Bolender Y, Verniere A, Rapin C, Filleul MP. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *Angle Orthod.* 2010;80(6):1100-9.

Bourauel C, Scharold W, Jager A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dent Mater.* 2008;24(8):1095-101.

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;109(6):589-97.

Brantley WA. Temperature-modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. 2003.

Brantley WA, Guo W, Clark WA, Iijima M. Microstructural studies of 35 degrees C copper NiTi orthodontic wire and TEM confirmation of low-temperature martensite transformation. *Dent Mater.* 2008;24(2):204-10.

Brusca MI, Nastri N, Mosca CO, Nastri ML, Rosa AC. Long-term sterility of orthodontic-surgical appliances. *Acta Odontol Latinoam*. 2004;17(1-2):23-7.

Buckthal JE, Mayhew MJ, Kusy RP, Crawford JJ. Survey of sterilization and disinfection procedures. *J Clin Orthod*. 1986;20(11):759-65.

Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod*. 1981;80(1):1-16.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*. 1980;77(2):121-32.

Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*. 1985;87(6):445-52.

C. T. 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 Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde do Instituto Metodista de Ensino Superior ,da Federação das Escolas Superiores do ABC; 1995.

C.E W. The effect of different sterilization techniques on the bending properties of Nitinol, TMA and stainless steel arch wires. Orthodontic Certificate Thesis. Louisiana State University School of Dentistry; 1985.

Chan AW, Cheung GS. A comparison of stainless steel and nickel-titanium K-files in curved root canals. *Int Endod J*. 1996;29(6):370-5.

Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod*. 1992;62(1):59-66.

Cioffi I, Piccolo A, Tagliaferri R, Paduano S, Galeotti A, Martina R. Pain perception following first orthodontic archwire placement--thermoelastic vs superelastic alloys: a randomized controlled trial. *Quintessence Int*. 2012;43(1):61-9.

Crotty OP, Davies EH, Jones SP. The effects of cross-infection control procedures on the tensile and flexural properties of superelastic nickel-titanium wires. *Br J Orthod*. 1996;23(1):37-41.

Dalstra M, Melsen B. Does the transition temperature of Cu-NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment? *Orthod Craniofac Res*. 2004;7(1):21-5.

De Santis R, Dolci F, Laino A, Martina R, Ambrosio L, Nicolais L. The Eulerian buckling test for orthodontic wires. *Eur J Orthod*. 2008;30(2):190-8.

Fariabi S TP. The effect of cold work and heat treatment on the phase transformations of near equiatomic NiTi shape memory alloy. 2000.

Fernandes DJ, Peres RV, Mendes AM, Elias CN. Understanding the shape-memory alloys used in orthodontics. *ISRN Dent*. 2011;2011:132408.

Fields HW, Proffit WR, Case JC, Vig KW. Variables affecting measurements of vertical occlusal force. *J Dent Res*. 1986;65(2):135-8.

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;64(2):88-99.

Fukuizumi M, Kakigawa H, Kozono Y. Utility of NiTi shape memory orthodontic wire. *Dent Mater J*. 1999;18(4):413-24.

Gacougnolle JP. [Success and failure in orthodontic maxillofacial treatment with superelastic shape-memory nickel-titanium wires. Apropos of 4 examples]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 2000;101(5):263-71.

Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic NiTi orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. *Angle Orthod*. 2004;74(5):691-6.

Geroldo ACdB. Estudo do efeito de memória de forma de fios ortodônticos da liga NiTi nas condições comercial e após os tratamentos térmicos. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2009.

Gil FJ, Espinar E, Llamas JM, Manero JM, Ginebra MP. Variation of the superelastic properties and nickel release from original and reused NiTi orthodontic archwires. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;6:113-9.

Gil FJ, Planell JA. Effect of copper addition on the superelastic behavior of NiTi shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res.* 1999;48(5):682-8.

Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res.* 1979;58(2):593-99.

Gurgel JA, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(4):378-82.

Humbeck JV, Stalmans R, Besselink. Shape Memory alloys. *On Metals as Biomaterials* 1998.

Hurst CL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Angolkar PV. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(1):72-6.

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;18(1):88-93.

Ingram SB, Gipe DP, Smith RJ. Comparative range of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90:296-307.

Jacobs K, Collett MJ, Wiseman HM, Tan SM, Walls DF. Force measurement via dark-state cooling. *Phys Rev A.* 1996;54(3):2260-70.

Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(5):623-30.

Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102(2):120-6.

Kapila S, Reichhold GW, Anderson RS, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(5):428-35.

Kapila S, Sakima T, Miyazaki S, Sachdeva R. [Currently used orthodontic alloys. Review (1)]. *Rev Odontol Univ Sao Paulo.* 1990;4(4):334-42.

Krishnan M, Seema S, Sukumaran K, Pawar V. Phase transitions in coated nickel titanium arch wires: A differential scanning calorimetric and X-ray diffraction analysis. *Bull Mater Sci.* 2012;35(5):905-11.

Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod.* 2004;74(6):825-31.

Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997;67(3):197-207.

Kusy RP, Whitley JQ. Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(2):229-37.

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. *J Biomater Appl.* 2012;26(7):829-44.

Lee SH, Chang YI. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(6):654-63.

Mallory. Observation and explanation of "Dead Wire" phenomenon for 35°C copper NiTi. 2003.

Mayhew MJ, Kusy RP. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(3):232-6.

Meling TR, Odegaard J. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998a;114(5):503-9.

Meling TR, Odegaard J. The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. *Angle Orthod.* 1998b;68(4):357-68.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90(1):1-10.

Miyazaki. Effects of Cu addition on mechanical behavior of Ti-Ni alloy. 1989.

Moore. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.* 1999;21(3):249-61.

Monaghan P. Structural and property changes in NiTi wire due to clinical use. 2003.

Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2003;25(4):417-21.

Pelsue BM, Zinelis S, Bradley TG, Berzins DW, Eliades T, Eliades G. Structure, composition, and mechanical properties of Australian orthodontic wires. *Angle Orthod.* 2009;79(1):97-101.

Perez LM, Gracia-Villa L, Puertolas JA, Arruebo M, Irusta S, Santamaria J. Effect of Nitinol surface treatments on its physico-chemical properties. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;91(1):337-47.

Pernier C, Grosgeat B, Ponsonnet L, Benay G, Lissac M. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. *Eur J Orthod.* 2005;27(1):72-81.

Petoumeno E, Kislyuk M, Hoederath H, Keilig L, Bourauel C, Jager A. Corrosion susceptibility and nickel release of nickel titanium wires during clinical application. *J Orofac Orthop*. 2008;69(6):411-23.

Poosti M, Rad HP, Kianoush K, Hadizadeh B. Are more nickel ions released from NiTi wires after sterilisation? *Aust Orthod J*. 2009;25(1):30-3.

Pun DK, Berzins DW. Corrosion behavior of shape memory, superelastic, and nonsuperelastic nickel-titanium-based orthodontic wires at various temperatures. *Dent Mater*. 2008;24(2):221-7.

Quintao CC, Cal-Neto JP, Menezes LM, Elias CN. Force-deflection properties of iNiTiAl orthodontic archwires. *World J Orthod*. 2009;10(1):29-32.

Ramazanzadeh BA, Ahrari F, Sabzevari B, Zebarjad SM, Ahrari A. Effects of a simulated oral environment and sterilization on load-deflection properties of superelastic nickel titanium-based orthodontic wires. *Int J Orthod Milwaukee*. 2011;22(1):13-21.

Ren CC, Bai YX, Wang HM, Zheng YF, Li S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. *Chin Med J (Engl)*. 2008;121(20):2060-4.

Sachdeva R. Sure-Smile: technology-driven solution for orthodontics. *Tex Dent J*. 2002;119(7):608-15.

Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *Eur J Orthod*. 2006;28(3):282-91.

Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;118(6):685-92.

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*. 2001a;119(6):587-93.

Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001b;119(6):594-603.

Schemann-Miguel F, Cotrim-Ferreira F, Streva AM, Chaves AVOA, Cotrim-Ferreira A. Análise comparativa da relação carga/deflexão de fios retangulares de NiTi convencionais e termoativados. *Dental Press J Orthod* 2012;17(3):1-6.

Segal N, Hell J, Berzins DW. Influence of stress and phase on corrosion of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(6):764-70.

Sehitoglu H, Karaman I, Zhang X, Chumlyakov Y, Maier HJ, et al. Deformation of NiTiCu Shape Memory Single Crystals in Compression. *Metallurgical and Materials Transactions.* 2001;32(3):477-89.

Seyyed Aghamiri SM, Ahmadabadi MN, Raygan S. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(3):298-302.

Smith GA, von Fraunhofer JA, Casey GR. The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102(2):153-9.

Spini TS. Avaliação do Intervalo de Transição Térmica de Ligas de Níquel Titânio Termoativadas Faculdade Ingá; 2012.

Spini TS, Valarelli FP, Cançado RH, Freitas KMS, Villarinho DJ. Transition temperature range of thermally activated nickel-titanium archwires. *J Appl Oral Science.* 2014.

Staggers JA, Margeson D. The effects of sterilization on the tensile strength of orthodontic wires. *Angle Orthod.* 1993;63(2):141-4.

Todoroki. Effect of heat treatment after cold working on the phase transformation in TiNi alloy. 1987.

Van Aken CA, Pallav P, Kleverlaan CJ, Kuitert RB, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(2):269-76.

Vo J, Chudasama DN, Rinchuse DJ, Day R. A clinical trial to evaluate the effects of prophylactic fluoride agents on the superelastic properties of nickel-titanium wires. *World J Orthod*. 2010;11(2):135-41.

Volchansky A, Cleaton-Jones P. Variations in oral temperature. *J Oral Rehabil*. 1994;21(5):605-11.

Yokoyama K, Hamada K, Moriyama K, Asaoka K. Degradation and fracture of NiTi superelastic wire in an oral cavity. *Biomaterials*. 2001;22(16):2257-62.

Yokoyama K, Ogawa T, Fujita A, Asaoka K, Sakai J. Fracture of NiTi superelastic alloy under sustained tensile load in physiological saline solution containing hydrogen peroxide. *J Biomed Mater Res A*. 2007;82(3):558-67.

Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F. Super-elasticity and thermal behavior of NiTi alloy orthodontic arch wires. *Dent Mater J*. 1992;11(1):1-10.