



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA



LETÍCIA GOMES DE OLIVEIRA

ESTUDO DA SOLDABILIDADE E CARACTERÍSTICAS TERMOMECÂNICAS DE
JUNTAS NiTi-TiMo PARA FABRICAÇÃO DE GRAMPOS ORTOPÉDICOS

Campina Grande – PB

2024

LETÍCIA GOMES DE OLIVEIRA

ESTUDO DA SOLDABILIDADE E CARACTERÍSTICAS TERMOMECÂNICAS DE
JUNTAS NiTi-TiMo PARA FABRICAÇÃO DE GRAMPOS ORTOPÉDICOS

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, da Universidade Federal de Campina Grande, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Análise e Projeto de Sistema Termomecânicos

Orientadores:

Dr. Raphael Henrique Falcão de Melo

Dr. Carlos José de Araújo

Campina Grande – PB

2024

O48e Oliveira, Leticia Gomes de.
Estudo da soldabilidade e características termomecânicas de juntas NiTi-TiMo para fabricação de grampos ortopédicos / Leticia Gomes de Oliveira. – Campina Grande, 2024.
101 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2024.
"Orientação: Prof. Dr. Raphael Henrique Falcão de Melo, Prof. Dr. Carlos José de Araújo".
Referências.

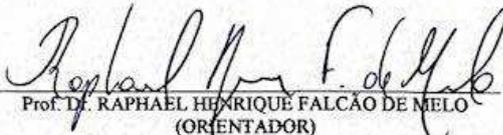
1. Ligas com Memória de Forma (LMF). 2. Ligas de NiTi. 3. Ligas de TiMo. 4. Soldagem Dissimilar. 5. GTAW. 6. Grampos Ortopédicos. 7. Prototipagem Biomédica. I. Melo, Raphael Henrique Falcão de. II. Araújo, Carlos José de. III. Título.

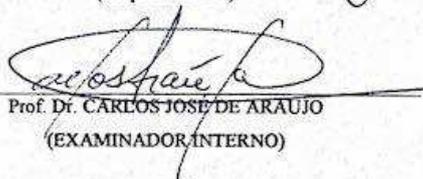
CDU 669.018.2(043)

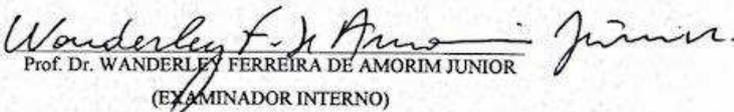
ESTUDO DA SOLDABILIDADE E CARACTERÍSTICAS TERMOMECÂNICAS DE JUNTAS NITITIMO PARA FABRICAÇÃO DE GRAMPOS ORTOPÉDICOS

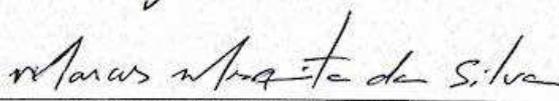
LETÍCIA GOMES DE OLIVEIRA

Dissertação Aprovada em 30/08/2024 pela Banca Examinadora constituída dos seguintes membros:


Prof. Dr. RAPHAEL HENRIQUE FALÇÃO DE MELO
(ORIENTADOR)


Prof. Dr. CARLOS JOSÉ DE ARAUJO
(EXAMINADOR INTERNO)


Prof. Dr. WANDERLEY FERREIRA DE AMORIM JUNIOR
(EXAMINADOR INTERNO)


Prof. Dr. MARCOS MESQUITA DA SILVA
(EXAMINADOR EXTERNO)

Dedicatória

Aos meus pais, que me fazem enxergar a Cristo nos momentos que me esqueci de ter fé. Como diria Newton, “Se eu vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes.” Vocês sempre serão meus gigantes.

Agradecimentos

A Jesus Cristo, por toda obra feita em minha vida, por ter me dado forças e me conduzido. A Ele, toda honra e glória.

Aos meus pais e irmã, Mellina, Rodrigo e Bia, por todas as vezes que acreditaram em mim, por sempre terem dito que são orgulhosos, me fizeram mais forte.

Aos meus queridos colegas de trabalho, Evelyn e Marcos, que enxugaram minhas lágrimas todos os dias, me deram forças e apoio, e nunca me permitiram desistir. A todos meus amigos, em especial, Wedja e Letícia, mais chegados que irmãos, que sempre me deram este suporte e acreditaram com todas as forças em mim.

Ao Prof^o. Dr. Raphael Henrique Falcão de Melo, por não só ter sido meu orientador, mas um grande condutor e apoiador, por todo suporte, assistência e horas afins de conhecimento passado.

Ao Prof^o. Dr. Carlos José de Araújo por todas as orientações acadêmicas no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA), por ter cedido o laboratório para pesquisa e por todo direcionamento.

A querida Dr^a. Estephane Nobre Dantas Grassi por tanto carinho e disponibilidade e atenção.

Ao meu querido futuro Eng. Mecânico Rodrigo Oliveira, por toda amizade, suporte e madrugadas no laboratório me acompanhando. Este trabalho só foi possível porque nunca estive sozinha.

A todos os integrantes do LaMMEA, por toda amizade, suporte e acolhimento, em especial, Jailson Júnior, Paulo César, Magna Araújo e Suzana Dantas por todo suporte, ajuda e principalmente, amizade.

Ao técnico Cícero, por todos os finais de semana que me abriu portas, literalmente. Por todo suporte, ajuda e amizade.

Ao Prof^o. Dr. João Batista por todo conhecimento transferido e permissão da utilização do laboratório de metalografia para este trabalho.

Ao Prof^o. Dr. Renato Alexandre Costa de Santana e ao Dr. Arthur Filgueira de Almeida pelos ensinamentos e preparação das soluções ácidas utilizadas neste trabalho.

Epígrafe

“A voz de Deus nos diz constantemente: uma falsa ciência faz um homem ateu, mas uma verdadeira ciência leva o homem a Deus.”

(Voltarie)

RESUMO

As ligas com memória de forma (SMAs), como NiTi, são conhecidas por sua excepcional resistência mecânica, notável resistência à corrosão e a capacidade inerente de recuperar sua forma original após deformação. Ligas de TiMo também têm atraído considerável atenção devido às suas propriedades promissoras. Pesquisas e desenvolvimentos contínuos nesses materiais buscam otimizar suas características para diversas aplicações, especialmente em dispositivos biomédicos. No entanto, a complexidade envolvida na fabricação de estruturas com geometrias intrincadas usando essas ligas frequentemente requer a criação de juntas permanentes por meio de soldagem. A soldagem de ligas dissimilares, como NiTi e TiMo, oferece um caminho para o desenvolvimento de estruturas complexas e dispositivos personalizados em aplicações ortopédicas, incluindo grampos. Este estudo examina o processo de soldagem a ponto por arco elétrico com gás tungstênio (GTAW), utilizando micropulsos em fios superelásticos dissimilares de NiTi e TiMo, cada um com diâmetro de 0,9 mm, para produzir protótipos de grampos ortopédicos. A pesquisa inicialmente focou na identificação dos parâmetros de soldagem ideais para obter juntas com resistência mecânica superior. Múltiplas combinações de configurações de potência e durações de soldagem foram testadas em sequências de pulsos duplos utilizando um aparelho de Microsoldagem. Ensaios de tração até a fratura e análises metalográficas das juntas soldadas, conduzidos por meio de microscopia óptica (OM), forneceram os dados críticos necessários para selecionar as duas condições de soldagem mais favoráveis. Essas condições selecionadas foram então aplicadas à fabricação de protótipos de grampos ortopédicos, utilizando fios sobrepostos e quatro pulsos angulares de soldagem. As juntas soldadas foram validadas por meio de testes de tração e flexão até a fratura, realizados a uma temperatura controlada de 37°C. Adicionalmente, os grampos foram submetidos a testes de ciclagem mecânica, simulando aberturas e fechamentos repetidos até um ângulo de 90° ao longo de 50 ciclos, na mesma temperatura, para avaliar sua resistência ao estresse mecânico, representativo das condições do corpo humano. Os protótipos de grampos soldados demonstraram a capacidade de suportar cargas superiores a 7 N mantendo suas propriedades superelásticas. É possível inferir que foi possível fabricar protótipos de grampos ortopédicos por soldagem a partir de fios dissimilares de NiTi-TiMo.

Palavras chave: Ligas com memória de forma (LMF). NiTi. TiMo. Soldagem dissimilar. GTAW. Grampos ortopédicos. Prototipagem biomédica.

ABSTRACT

Shape memory alloys (SMAs), such as NiTi, are renowned for their exceptional mechanical strength, remarkable corrosion resistance, and inherent ability to recover their original shape after deformation. TiMo alloys have also garnered considerable attention due to their promising properties. Ongoing research and development efforts in these materials aim to optimize their characteristics for various applications, particularly in biomedical devices. However, the complexity involved in manufacturing structures with intricate geometries using these alloys often necessitates the creation of permanent joints through welding. The welding of dissimilar alloys, such as NiTi and TiMo, offers a pathway for developing complex structures and custom devices in orthopedic applications, including clamps. This study examines the gas tungsten arc spot welding (GTAW) process, using micro-pulses on dissimilar superelastic NiTi and TiMo wires, each with a diameter of 0.9 mm, to produce prototypes of orthopedic clamps. The research initially focused on identifying the optimal welding parameters to achieve joints with superior mechanical strength. Multiple combinations of power settings and welding durations were tested in double pulse sequences using a micro-welding apparatus. Tensile tests to fracture and metallographic analyses of the welded joints, conducted through optical microscopy (OM), provided critical data needed to select the two most favorable welding conditions. These selected conditions were then applied to the fabrication of orthopedic clamp prototypes, using overlapped wires and four angular welding pulses. The welded joints were validated through tensile and bending tests to fracture, conducted at a controlled temperature of 37°C. Additionally, the clamps were subjected to mechanical cycling tests, simulating repeated openings and closings up to a 90° angle over 50 cycles, at the same temperature, to evaluate their resistance to mechanical stress, representative of human body conditions. The welded clamp prototypes demonstrated the ability to withstand loads exceeding 7 N while maintaining their superelastic properties. It can be inferred that the production of welded orthopedic clamps from dissimilar NiTi-TiMo wires is feasible.

Keywords: Shape Memory Alloys (SMAs). NiTi. TiMo. Dissimilar welding. GTAW. Orthopedic clamps. Biomedical prototyping.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tensão/Deformação/Temperatura em EMF para ligas NiTi	21
Figura 2 - Comportamento do EMF e superelasticidade	22
Figura 3 - Geometria austenítica (esquerda) e martensítica (direita)	22
Figura 4 - Temperaturas de indução	24
Figura 5 - Aplicação de carga em liga de memória de forma.....	25
Figura 6 - Curvas de DSC para Ligas Ni-Ti onde: (a) Fio com EFM e (b) Fio com SE.....	27
Figura 7 - Aplicações do NiTi – A: Fios ortodônticos, B: Filtro para veia cava, C: Suturas de âncoras e D: Grampos Ortopédicos.	29
Figura 8 - Estruturas cristalinas da LMF Ni-Ti	30
Figura 9 - Diagrama de fases Ni-Ti.....	31
Figura 10 - Diagrama de fases Ti-Mo com ênfase na liga Ti-10-13Mo.....	34
Figura 11 - Aplicações do TiMo. A: Fios ortodônticos, B: Implantes ortopédicos, C: Próteses dentárias e D: Próteses faciais.	35
Figura 12 - Filtro de veia cava.....	36
Figura 13 - Stent Vascular com LMF	36
Figura 14 - Fios Ortodônticos.....	37
Figura 15 - Grampos Ortopédicos	38
Figura 16 - Resposta de comportamento da tensão. Deformação para aço inox, LMF Ni-Ti SE, osso e tendão.....	38
Figura 17 - Processo de soldagem por pressão.....	41
Figura 18 - Processo de soldagem por fusão	41
Figura 19 - Regiões de uma junta soldada. Onde: (a) Regiões principais de uma junta e (b) Grão típicos de uma junta soldada por fusão.....	43
Figura 20 - Modos operacionais do processo GTAW.	48
Figura 21 - Ciclagem de fios NiTi termomecânica. Sendo (a) Curvas tensão-deformação para fio não soldado e (b) Curvas tensão-deformação para fio soldado.....	50
Figura 22 - Resposta termomecânica dos fios Ni-Ti 0,9 mm. (a) Fio íntegro. (b) e (c) Juntas soldadas por pulsos com mesmo tempo e potência.	51
Figura 23 - Diagrama tensão x deformação para fios íntegros Ti-Mo.	52
Figura 24 - Diagrama tensão x deformação para diferentes parâmetros de juntas soldadas Ti-Mo.....	53

Figura 25 - Comparativo do comportamento resposta tensão x deformação do Ti-Mo íntegro, Ni-Ti e Ti-Mo similares soldados.....	53
Figura 26 - Micrografia de soldagem de juntas soldadas para fios Ni-Ti 0,9 mm. Sendo (a) Representação descrita por Amorim, 2014. (b) Representação por Araújo, 2021, ampliação correspondente à região entre a ZTA e a ZF com 1,96J de energia. (c) Representação por Araújo, 2021, ampliação correspondente à região entre a ZTA e a ZF com 2,08J de energia. (d) Representação por Araújo, 2021, ampliação correspondente à região entre a ZTA e a ZF com 1,20J de energia e duplo pulso.....	55
Figura 27 - Resposta superelástica da força vs. deslocamento dos grampos soldados com e sem tratamento térmico. (a) A1. (b) A2.	56
Figura 28 - Fluxograma do processo de pesquisa.....	58
Figura 29 - Micro Soldadora PUK04 Lampert®.....	59
Figura 30 - Demonstrativo de soldagem de topo para os fios.	60
Figura 31 - Representação da soldagem sobreposta para os fios.	61
Figura 32 - Representação de protótipo de grampo ortopédico, com detalhamento dimensional e de regiões de solda (em vermelho).	62
Figura 33 - Projeto de fabricação do gabarito para soldagem dos grampos, em Inventor.	63
Figura 34 - Gabarito de placa padrão fabricado em resina em impressora AnyCubic.....	63
Figura 35 - Representação da sobreposição dos fios para soldagem.....	64
Figura 36 - Posicionamento dos fios com solda de topo em máquina Instron com marcação do AVE.....	65
Figura 37 - Posicionamento dos fios com solda sobreposta em máquina Instron com marcação do AVE.....	65
Figura 38 - Tensão Combinada (ou Compressão) e Flexão de Grampos. Demonstração da norma ASTM F564-17.....	66
Figura 39 - Montagem dos grampos para posicionamento em máquina. Sendo: (a e b) fixação inicial de uma das pernas com estanho. (c) Fixação de ambas pernas com estanho nos blocos e (d) Vista superior do posicionamento dos grampos.	67
Figura 40 - Ensaio dos protótipos de grampos. Onde: (a) Blocos de aço inox com fixação dos grampos em máquina Instron e (b) Grampo realizando o ensaio com abertura maior que 90°.	68
Figura 41 - Representação dos grampos durante o ensaio cíclico. Onde: (a) Grampo em sua condição inicial de soldagem. (b) Grampo em amplitude de ângulo reto. (c) Grampo em condição de fechamento e (d) Amplitude de pico e ruptura.....	69

Figura 42 - Calorímetro DSC modelo Q20 (TA Instruments), com detalhe para corpo de prova do fio dissimilar soldado.....	70
Figura 43 - Posicionamento das indentações do ensaio de microdureza.....	71
Figura 44 – Demonstração da realização do ensaio a partir do MEV.	72
Figura 45 - Fotografias das condições. A – Amostra superficial de soldagem, fio 1,12 J; B – Amostra superficial de soldagem, fio 1,28 J; C – Amostra superficial de soldagem, fio 1,60 J e D – Amostra superficial de soldagem, fio 1,80 J.....	73
Figura 46 - Microscopia da amostra 1, 2, 3 e 4. Região de soldagem contemplando materiais de base em 50x.	74
Figura 47 - Microscopia MO e de varredura (MEV) das condições 1,2,3 e 4. Sendo: A – Micrografia ZF da condição 1 de soldagem em 200x e 2000x; B – Micrografia ZF da condição 2 em 200x e 2000x; C – Micrografia ZF da condição 3 em 200x e 2000x; D - Micrografia ZF da condição 4 em 200x e 2000x	75
Figura 48 - Curvas DSC para o NiTi puro (azul), TiMo puro (cinza) e da junta soldada NiTi-TiMo (vermelha).....	79
Figura 49 - DSC das condições 1, 2, 3 e 4.....	80
Figura 50 - Representação gráfica da microdureza.	82
Figura 51 - Análise das amostras via EDS	83
Figura 52 - Protótipo de Grampo.....	86
Figura 53- Soldagem de 3 grampos para ensaio.....	86
Figura 54 - Comportamento dos grampos dissimilares	87
Figura 55 - Resposta superelástica da força vs. deslocamento durante a pré-ciclagem dos grampos soldados dissimilares	88
Figura 56 - Análise da fratura dos fios em 40x, 100x, 200x e 500x.....	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Ligas com memória de forma.....	20
Tabela 2 - Pontos do sistema Ti-Mo.....	34
Tabela 3 - Alguns processos de soldagem por fusão.....	42
Tabela 4 - Composição química do fio Ni-Ti (peso em %).	57
Tabela 5 - Composição química Ti-Mo (peso em %).	57
Tabela 6 - Parâmetros de soldagem empregados na fabricação das juntas dissimilares de topo.	60
Tabela 7 - Parâmetros de soldagem empregados na fabricação das juntas dissimilares sobrepostas.....	61
Tabela 8 - Médias dos ensaios de tração	77
Tabela 9 - Pontos de transformação de fase das amostras em DSC.....	80
Tabela 10 - Relação das médias de microdureza na ZF pela energia de soldagem.....	82
Tabela 11 - Ensaio de tração das juntas soldadas sobrepostas.	84

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	JUSTIFICATIVA.....	19
3	OBJETIVOS	19
3.1	Geral.....	19
3.2	Específicos	19
4.	REVISÃO DA LITERATURA	20
4.1	Ligas com Memória de Forma	20
4.1.2.	Transformação Martensítica Termoelástica (TMT).....	25
4.2	Ligas do Sistema Binário NiTi.....	28
4.3	Ligas do Sistema Binário TiMo	32
4.4	Aplicações das LMF	35
4.5	Grampos Ortopédicos	37
4.6	Fundamentos do Processo de Soldagem	39
4.8	Soldabilidade de Ligas Ni-Ti e Ti-Mo.....	45
4.9	Soldagem GTAW.....	46
4.10	Soldagem do Titânio e suas ligas pelo processo GTAW	49
5	MATERIAIS E MÉTODOS	57
5.1	Materiais.....	57
5.2	Metodologia da Pesquisa	58
5.3	Microsoldagem GTAW de fios e grampos	59
5.3.1	Microsoldagem dos fios	59
5.3.1.1	Microsoldagem GTAW dos fios em juntas de topo.....	60
5.3.1.2	Microsoldagem GTAW dos fios em juntas sobrepostas	61
5.3.2	Microsoldagem GTAW de grampos	62
5.4	Ensaio de tração em juntas.....	64

5.4.1	Ensaio de tração em juntas de topo	64
5.5	Ensaio de flexo-tração e fadiga em flexão nos grampos.....	66
5.6	Ensaio de DSC	69
5.7	Preparação metalográfica e aquisição das micrografias.....	70
5.8	Ensaio de Microdureza.....	71
5.9	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	71
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	73
6.1	Soldagem de juntas de topo em fios.....	73
6.2	Soldagem de juntas sobrepostas.....	84
6.2.1	Resistência à Tração.....	84
6.3	Protótipo dos Grampos.....	85
6.3.1	Microsoldagem dos grampos sobrepostos	86
7	CONCLUSÕES	92
	REFERÊNCIAS	93

1 INTRODUÇÃO

No Brasil, segundo dados do Ministério da Saúde, por meio do Data SUS, ocorrem anualmente aproximadamente 1 milhão de fraturas ortopédicas relacionadas exclusivamente à osteoporose. Em 2019, procedimentos cirúrgicos registraram 90 mil fraturas específicas no fêmur, resultando em um custo total de aproximadamente 70 milhões para o sistema de saúde. Adicionalmente, as cirurgias ortopédicas podem variar desde procedimentos minimamente invasivos e de complexidade mínima até intervenções altamente complexas, como a reconstrução de grandes defeitos ósseos e procedimentos de salvamento em casos de complicações graves.

A partir da união de fios compostos por ligas com memória de forma e metais biocompatíveis, é possível obter um produto mínimo viável (MVP) de grampos ortopédicos que auxilie na diminuição do tempo de recuperação após o procedimento cirúrgico. Estes dispositivos têm desempenhado um papel fundamental desde 1906 em uma ampla gama de procedimentos relacionados aos tornozelos e pés. Ao longo do tempo, esses grampos têm se revelado vantajosos para atender às exigências do mercado devido à sua capacidade de assegurar uma fixação precisa dos fragmentos, proporcionar compressão dinâmica e evitar o surgimento de infecções derivadas de pinos expostos, além de apresentarem uma complexidade operatória comparativamente menor em relação aos parafusos ósseos. Por meio desses dispositivos, é possível preservar a mobilidade do membro sem comprometer a integridade do componente de compressão. (MEREAU, FORD, 2006).

Estudos têm evidenciado que a estabilidade proporcionada pela fixação com esses grampos está diretamente associada a variáveis como o comprimento e a largura da estrutura óssea, a geometria da seção transversal, o ângulo de inserção, a densidade do osso e o método de aplicação, seja manual ou por meio de mecanismos energizados. A maioria das investigações tem se concentrado na análise da resistência à tração desses grampos, fundamentada na premissa de que uma maior resistência nesse sentido contribui para uma fixação mais segura, um processo de consolidação óssea mais eficaz e uma redução da incidência de não união (MEREAU, FORD, 2006).

As ligas com memória de forma (LMF) são materiais metálicos inteligentes que são compostas principalmente por metais, como o níquel, titânio e cobre, combinados em

diferentes proporções para obter as propriedades desejadas. As LMF apresentam duas propriedades distintas e importantes: o Efeito de Memória de Forma (EMF) e a Superelasticidade (SE). O efeito de memória de forma refere-se à capacidade dessas ligas de recuperarem sua forma original após serem deformadas termicamente. Esse fenômeno ocorre devido a mudanças estruturais reversíveis que acontecem no material durante a deformação e o subsequente aquecimento. Já a SE é caracterizada pela capacidade dessas ligas de sofrerem grandes deformações pseudoelásticas reversíveis sem apresentarem deformações permanentes (SILVA, 2020) e (ÔTSUKA, WAYMAN, 1998a).

Essa propriedade (SE) é possível devido à existência de uma região pseudoelástico especial, conhecida como platô de tensão, na curva tensão-deformação dessas ligas. Essas ligas têm encontrado uma ampla gama de aplicações, desde dispositivos médicos, como stents e implantes ortopédicos, até aplicações em engenharia civil, como cabos de aço com memória de forma. Estudos têm sido conduzidos para entender melhor os mecanismos envolvidos nessa propriedade e para desenvolver ligas com memória de forma com características ainda mais avançadas. As ligas de NiTi, também conhecidas como Nitinol, são uma das ligas com memória de forma mais amplamente estudadas e utilizadas, são compostas por uma combinação de níquel e titânio, e apresentam propriedades únicas, como alta resistência mecânica, excelente resistência à corrosão e habilidade de recuperar a forma original após deformação. Além disso, as ligas de NiTi exibem uma transição de fase martensítica, o que permite a ocorrência do EMF e SE com grande regeneração (cerca de 8% sob tração), são biocompatíveis e resistentes a corrosão (SMITH, 2018), (ÔTSUKA, WAYMAN, 1998a), (ÔTSUKA, WAYMAN, 1998a), FIGUEIREDO *et al*, 2009).

Já as ligas de TiMo, são ligas metálicas que tem recebido atenção significativa devido às suas propriedades promissoras de combinação única a alta resistência, excelente tenacidade e boa estabilidade térmica. Além disso, as ligas de TiMo apresentam uma ampla faixa de temperatura de transformação de fase martensítica, o que possibilita a sua aplicação em uma variedade de temperaturas de operação. Essas características fazem das ligas de TiMo materiais atraentes para aplicações em setores como engenharia aeroespacial, biomédica e automotiva (JANI *et al*, 2014).

O processo de fabricação de geometrias complexas através da utilização de LMF ganhou significativa atenção na manufatura aditiva. Entretanto este processo é

consideravelmente caro, visto que, geralmente utiliza-se o metal em pó (ELAHINIA, 2015). Outra forma de fabricação das ligas NiTi o qual é possível obter geometrias complexas é a fundição de precisão auxiliada por manufatura aditiva. Neste processo existem diversas limitações, como resistência mecânica da peça obtida e a presença de defeitos intrínsecos ao processo de fundição, como falta de preenchimento do molde, inclusões, poros e outros. (CHAN, MAN, *et al.*, 2012) e (ARAÚJO, SALES DA SILVA, *et al.*, 2019)

Compreendendo a gama de benefícios que ambas as ligas apresentam e sua biocompatibilidade, é possível aplicá-las, por exemplo, na medicina, especificamente na área ortopédica. Porém, se faz necessário antes do processo de fabricação de materiais biocompatíveis envolvendo ligas dissimilares, estudar e analisar o comportamento destas ligas em conjunto. Uma das rotas de fabricação de componentes complexos que pode ser empregada a soldagem, principalmente pelo fato de que a maior disponibilidade comercial destas ligas de forma consolidada se dá através de fios. (RAO, SRINIVASA, *et al.*, 2015)

A maioria dos trabalhos encontrados pertinentes a soldagem e união de fios, está relacionado ao processo de soldagem a laser. (ARAÚJO, 2021) e (OLIVEIRA DE ARAÚJO, 2013a). Poucos são ainda, os trabalhos que fazem uso do processo de soldagem por arco elétrico com eletrodo de tungstênio e proteção a gás. (FALCÃO DE MELO, 2017), (AMORIM, 2014) e (ARAÚJO, SALES DA SILVA, *et al.*, 2019) A Microsoldagem tem sido explorada como um método promissor para a união de ligas de NiTi e TiMo, oferecendo uma solução viável para a fabricação de componentes híbridos com propriedades combinadas desses materiais. Tem-se demonstrado que a Microsoldagem é capaz de produzir juntas de alta qualidade entre as ligas de NiTi e TiMo, com uma interface bem definida e resistência mecânica satisfatória. (ARAÚJO, OLIVEIRA, 2023)

Neste sentido, investigar a união dissimilar das LMF de NiTi com a liga biocompatível TiMo é de fundamental importância para proporcionar maior compreensão da influência dos parâmetros de soldagem e a viabilidade da fabricação de juntas soldadas pelo processo GTAW (Gas Tungsten Arc Welding) por pulso.

2 JUSTIFICATIVA

Os grampos ortopédicos desempenham um papel crucial, sendo dispositivos essenciais para a estabilização de fraturas ósseas e facilitação do processo de cicatrização. A fabricação desses grampos requer o uso de materiais biocompatíveis, como a liga TiMo, a fim de garantir um rápido processo de cicatrização do paciente quando submetido a procedimentos cirúrgicos de cunho ortopédico em pequenos ossos. As ligas com memória de forma, em particular a liga NiTi, têm se destacado devido às suas propriedades biocompatíveis, superelásticas e capacidade de apresentar efeito de memória de forma.

Este estudo busca contribuir para a comunidade científica ao analisar a influência dos parâmetros de soldagem do processo GTAW por pulso nas propriedades termomecânicas de juntas soldadas dissimilares da liga de memória de forma NiTi e a liga TiMo, com o intuito de fabricar protótipos de grampos ortopédicos, por meio da exploração de uma nova configuração de junta dos grampos, visando aprimorar o custo-benefício, a performance e a qualidade desses dispositivos no mercado.

3 OBJETIVOS

3.1 Geral

Investigar a viabilidade técnica da produção de grampos ortopédicos concebidos com base em fios da liga NiTi e da liga TiMo por meio do processo de soldagem GTAW por pulso.

3.2 Específicos

- Realizar a união dissimilar de fios de liga de memória de forma NiTi e a liga TiMo pelo do processo de soldagem GTAW com a finalidade de investigar a soldabilidade destes biomateriais;
- Investigar a influência dos parâmetros de soldagem na resistência mecânica das juntas soldadas dissimilares de maneira que tais parâmetros viabilizem a fabricação de protótipos de grampos obtidos via soldagem;
- Construir um mínimo produto viável de grampo funcional empregando o processo GTAW e validar seu comportamento mecânico em ambiente laboratorial.

4. REVISÃO DA LITERATURA

4.1 Ligas com Memória de Forma

As LMF são materiais metálicos com a capacidade notável de recuperar sua forma original após serem deformados, em resposta a estímulos térmicos ou mecânicos específicos. Essa propriedade é devido ao fenômeno da transformação martensítica (ŌTSUKA, WAYMAN, 1998), na qual as ligas passam por uma mudança de fase reversível, permitindo deformações reversíveis. Essas ligas geralmente são compostas de metais como níquel, titânio, cobre e paládio e têm sido aplicadas em vários campos, incluindo engenharia, medicina e robótica. A Tabela 1 apresenta as principais ligas com memória de forma, composição, temperaturas de transformação e histerese térmica.

Tabela 1 - Ligas com memória de forma.

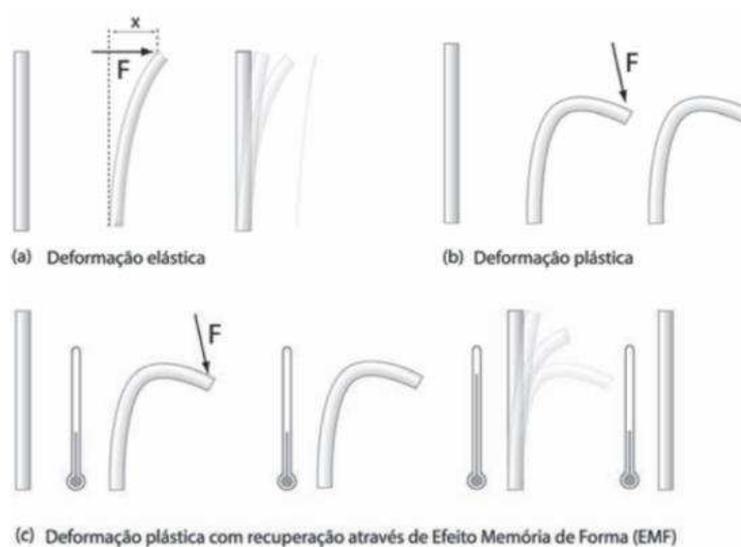
Ligas	Composição (% at.)	Temperatura de Transformação (°C)	Histerese Térmica (°C)
Ag-Cd	44 ~49 Cd	-190 a -50	~15
Au-Cd	46,5 ~50 Cd	30 a 100	~15
Cu-Al-Ni	12 ~14,5 Al; 3 ~4,5 Ni	-140 a 100	~35
Cu-Sn	~15 Sn	-120 a 30	-
Cu-Zn	38,5 ~41,5 Zn	-180 a -10	~10
Ni-Al	36 ~38 Al	-180 a -10	~10
Ni-Ti	49 ~51 Ni	-50 a 110	~30
Fe-Pt	~25 Pt	~130	~4
Mn-Cu	5 ~35 Cu	-250 a 180	~25
Fe-Mn-Si	32 Mn; 6 Si	-200 a 150	~100

Fonte: Shimizu e Tadaki, 1987

A compreensão dos mecanismos metalúrgicos por trás das LMF é essencial para o avanço de suas aplicações práticas. As propriedades únicas desses materiais decorrem da interação complexa entre sua estrutura cristalina e as condições externas de temperatura e tensão (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007). Durante a transição da fase austenítica de alta temperatura para a estrutura martensítica de baixa temperatura, as ligas sofrem uma deformação elástica reversível quando submetidas a uma tensão mecânica.

Essa transição de fase, juntamente com a plasticidade induzida por tensão, permite que as ligas com memória de forma recuperem sua forma original quando aquecidas acima da temperatura de transformação (ŌTSUKA, WAYMAN, 1998). Fatores como composição química, taxa de resfriamento e tratamentos térmicos também

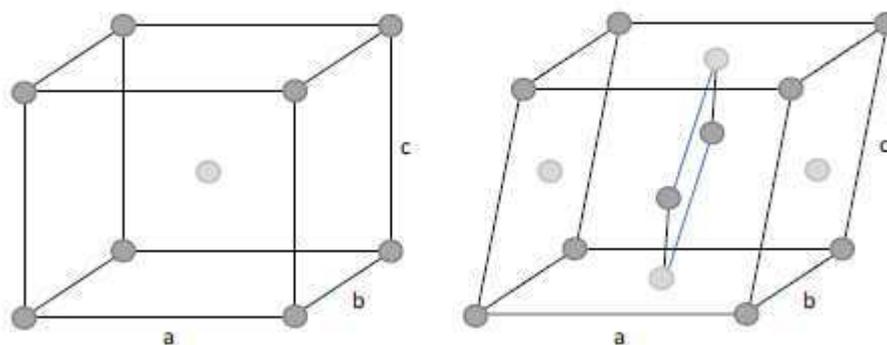
Figura 2 - Comportamento do EMF e superelasticidade



Fonte: Reis, 2001

Estas ligas apresentam de forma simplificada dois estados de fase, em baixa e alta temperatura (CONCILIO, ANTONUCCI, *et al.*, 2021). Na baixa temperatura temos a fase martensítica, que se apresenta com uma microestrutura altamente cristalina e organizada, tetragonal, ortorrômbica ou monoclínica. A fase quente, austenítica, traz uma geometria microestrutural cúbica de corpo centrado. Estas variações de estrutura podem ser vistas da Figura 3.

Figura 3 - Geometria austenítica (esquerda) e martensítica (direita)



Fonte: Concilio, 2021

Outra particularidade é observada nestas ligas além do EFM e SE, a termoplasticidade. Esta, lida com a deformação mecânica reversível, ou seja, indica uma dependência funcional e recíproca da resposta elástica e das propriedades nas condições térmicas (CONCILIO, ANTONUCCI, *et al.*, 2021).

Além de suas propriedades intrínsecas, as LMF encontram aplicação em uma ampla gama de setores. Na engenharia, são usadas em dispositivos de fixação inteligente, sistemas de amortecimento de vibração e atuadores de controle de precisão (LÓPEZ, 2021). Na medicina, essas ligas são empregadas em stents vasculares adaptáveis, melhorando a eficácia de procedimentos médicos minimamente invasivos (BUEHLER *et al.*, 2006).

Em resumo, as ligas com memória de forma representam uma classe singular de materiais com propriedades extraordinárias de deformação reversível, influenciadas pela transformação martensítica e pela estrutura cristalina. A pesquisa contínua e o estudo desses materiais são fundamentais para explorar todo o seu potencial e promover avanços significativos em diversas áreas tecnológicas.

4.1.1 Transformações de Fase

Aprofundando-se um pouco mais nos conhecimentos a respeito da fenomenologia da transformação de fase das LMF é possível identificar este fenômeno através do diagrama de fases. O diagrama de fases consiste em linhas de equilíbrio ou limites de fase que separam diferentes fases entre si. Quando a liga é composta de pelo menos dois elementos, a concentração destes se torna uma variável de extrema importância e é observada geralmente, no eixo das abscissas, associada geralmente, a variável temperatura no eixo de ordenadas (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007)

Um diagrama de fase pode ter diferentes variáveis de controle (como tensão, temperatura, concentração, campo elétrico etc.) dentro dos limites nos quais as fases de equilíbrio podem ser representadas. Para uma liga em uma composição fixa (ou seja, qualquer linha vertical paralela ao eixo das ordenadas), a formação e dissociação de fases com a mudança de temperatura são mostradas (WAYMAN, 1993).

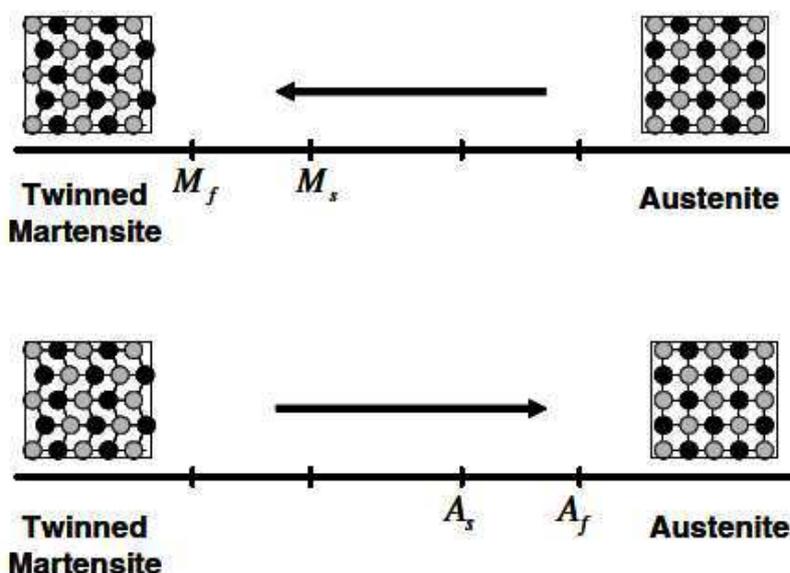
Quando ocorre a transformação de fase de austenita para martensita, cada cristal de martensita se torna uma combinação de variantes com direção e orientação distintas. Há dois tipos de variantes (CONCILIO, ANTONUCCI, *et al.*, 2021):

- Martensitas Macladas: Chamadas de “auto acomodadas” (Mt).
- Martensitas Não Macladas: Variante dominante (Md).

A transformação de fase reversível da austenita (fase original) para a martensita (fase resultante) e vice-versa constitui a base para o comportamento único das ligas com memória de forma. Ao longo do resfriamento sem aplicação de carga, a fase sofre uma mudança de austenita para martensita. Existem quatro temperaturas relevantes ao longo deste processo a serem consideradas. A temperatura de martensita inicial (M_i) e a temperatura de martensita final onde temos uma martensita completamente maclada. (M_f). Dentro do mesmo contexto, no estágio de aquecimento, temos temperatura austenítica inicial (A_i) e final (A_f) (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007).

Na Figura 4 é possível observar uma ilustração da estabilização das diferentes fases em função da temperatura em que o material se encontra e se este sofre resfriamento e aquecimento.

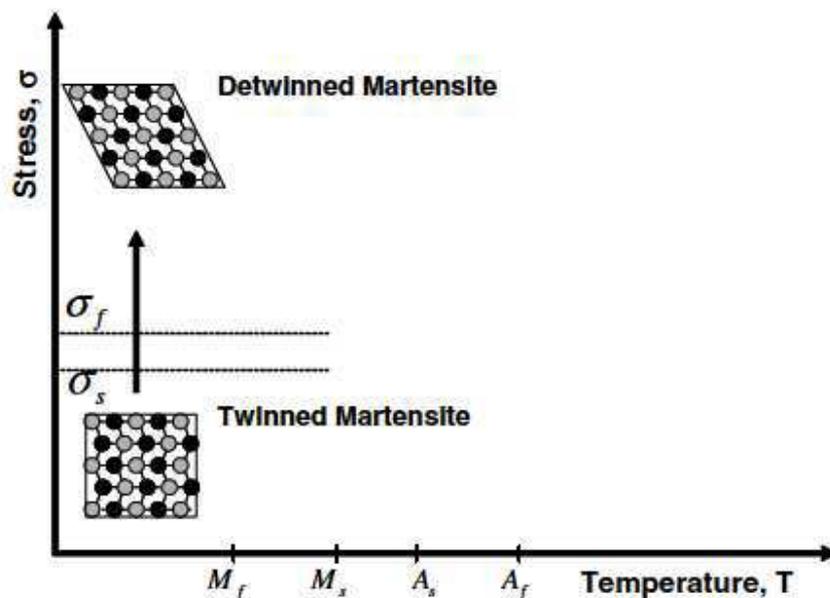
Figura 4 - Temperaturas de indução



Fonte: Lagoudas, 2008

Quando uma carga mecânica é aplicada a uma estrutura martensítica maclada, é possível induzir a orientação dessa estrutura. A transformação de fase induzida por tensão possibilita a conversão para uma fase martensítica não maclada. Esta transformação de fase induzida é mantida mesmo após a remoção da carga aplicada. Conforme Figura 5.

Figura 5 - Aplicação de carga em liga de memória de forma.



Fonte: Lagoudas, 2008

4.1.2. Transformação Martensítica Termoelástica (TMT)

A Transformação Martensítica Termoelástica é uma transformação de fases, sólido para sólido diretamente atrelada ao movimento cooperativo dos átomos de cisalhamento. Neste contexto, apesar de os deslocamentos atômicos serem relativamente pequenos em comparação com as distâncias interatômicas, uma mudança de forma em nível macroscópico é observada e está associada à transformação martensítica (TMT). Esse conceito destaca a relação estreita entre a transformação de fase, os efeitos de memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE) (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007) e (ARAÚJO, 2021).

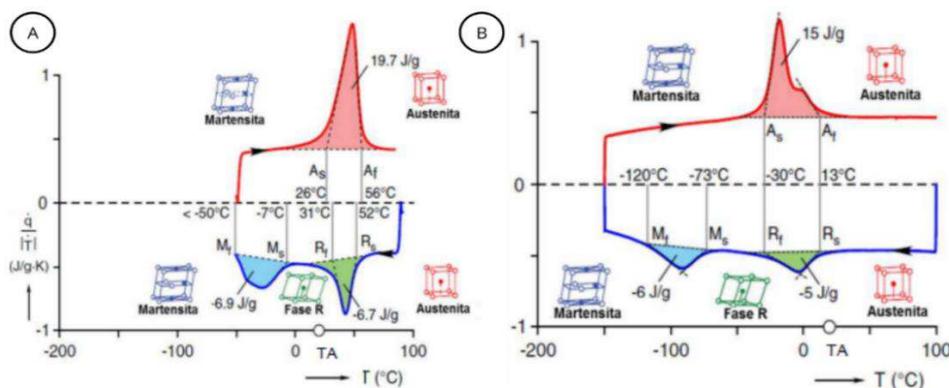
A partir de determinadas faixas de temperaturas, as ligas com memória de forma podem vir a apresentar duas fases distintas de estruturas cristalinas, com propriedades diferentes (ARAÚJO, 2021). A austenita, conhecida como a fase de alta temperatura, geralmente exibe uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (B2). Em contraste, a martensita, que se forma em temperaturas mais baixas, possui uma simetria inferior e pode apresentar-se em estruturas cristalinas monoclinicas (B19'), ortorrômbicas (B19) ou tetragonais. Em ligas com memória de forma (LMF) de Ni-Ti, uma fase intermediária de estrutura romboédrica, denominada fase R, pode ocorrer dependendo da composição ou da adição de elementos de liga. Esta fase intermediária tende a desaparecer com

tratamentos térmicos em temperaturas elevadas (acima de 600°C), estando assim sua existência associada a condições específicas de processamento. (ARAÚJO, SALES DA SILVA, *et al.*, 2019), (ŌTSUKA, WAYMAN, 1998), (SONG, SU, *et al.*, 2021) e (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007).

Para a identificação das temperaturas características das transformações de fase direta e reversa sob um estado livre de tensão, são utilizadas técnicas de caracterização como: Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC - Differential Scanning Calorimetry), Resistividade Elétrica em função da Temperatura (RET), Análise Dinâmico – Mecânica (DMA – *Dynamic Mechanical Analysis*) e a Análise Térmica Diferencial (DTA – *Differential Thermal Analysis*). A norma ASTM F2004 – 17 fornece detalhes sobre a determinação dessas temperaturas utilizando a técnica DSC, procedimento mais utilizado para obtenção das temperaturas de transformação de fase. (SILVA, 2023), (ARAÚJO, 2021), (ŌTSUKA, WAYMAN, 1998), (SONG, SU, *et al.*, 2021) e (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007).

Nesta técnica, amostras com massa na escala de miligramas são submetidas a ciclos de resfriamento e aquecimento a uma taxa constante de troca de calor. Como as transformações de fase direta e reversa são processos exo e endotérmicos, respectivamente, o calorímetro mede a variação no fluxo de calor gerado por esses processos térmicos. Além disso, a técnica DSC permite avaliar as entalpias associadas às transformações de fase direta e reversa. (SILVA, 2023) e (SHAW, CHURCHILL, *et al.*, 2008). A Figura 6 demonstra curvas de DSC típicas de uma LMF Ni-Ti com EMF (a) e SE (b), demonstrando a disposição das temperaturas de transformação de fases por meio das interseções das tangentes aos picos da curva.

Figura 6 - Curvas de DSC para Ligas Ni-Ti onde: (a) Fio com EFM e (b) Fio com SE



Fonte: SHAW, CHURCHILL, et al., 2008

Estas curvas apresentadas na imagem acima demonstram as transformações de martensita para austenita através da absorção de calor e austenita para fase R assim como fase R para martensita, com a dissipação de calor, tanto no aquecimento quanto no resfriamento respectivamente. Nota-se que o intervalo de temperatura para a transformação martensítica durante o aquecimento é ligeiramente maior do que para a transformação inversa durante o resfriamento. Essa discrepância, tipicamente variando entre 20 e 30°C, origina o fenômeno da histerese térmica. (ARAÚJO, 2021).

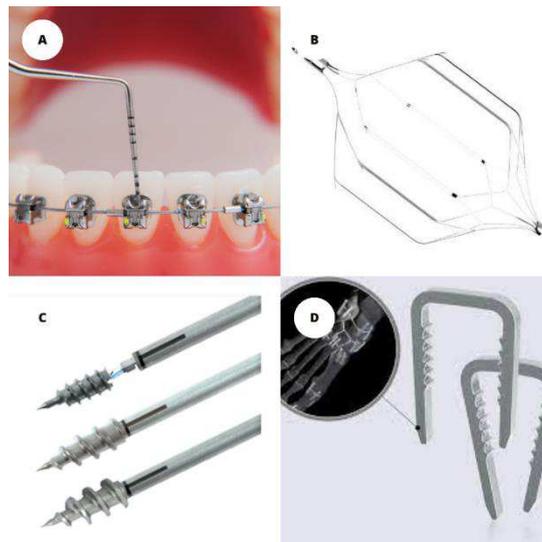
Esta diferença, a histerese térmica, é definida entre as temperaturas em que o material está 50% transformado em austenita durante o aquecimento e 50% transformado em martensita durante o resfriamento. A área dentro do ciclo histerético representa a energia absorvida pelo material durante a transformação de fase, proporcionando às ligas com memória de forma (LMF) uma elevada capacidade de amortecimento (ZHANG, Wei, ZHANG, *et al.*, 2013), (WANG, XIA, *et al.*, 2021). Esta característica é essencial e deve ser considerada na escolha de LMF para aplicações específicas. Para aplicações que exigem uma resposta rápida, como na robótica, é necessária uma histerese pequena. Por outro lado, para manter uma forma predefinida em um amplo intervalo de temperatura, como nas junções de tubos, é preferível uma histerese maior (YANG, JIANG, *et al.*, 2014), (MOHD JANI, LEARY, *et al.*, 2014).

4.2 Ligas do Sistema Binário NiTi

De todas as ligas com memória de forma, a mais estudada são as LMF NiTi. Os conhecimentos acerca da pseudoelasticidade destas ligas foram descobertos inicialmente por W. Buehler, em 1960. Estas ligas apresentam um grande efeito de memória de forma, superelasticidade e pseudoelasticidade quando aplicadas nas condições ideais. O que a torna amplamente utilizada no mercado comercial. Estas ligas além destas propriedades mecânicas, apresentam grande resistência a corrosão e biocompatibilidade. O que as tornam relevantes para o mercado biomédico. Em comparação com outras ligas menos conhecidas e utilizadas no mercado, a estrutura e a resposta termomecânica de NiTi são bem compreendidas, bem como os efeitos do tratamento térmico e a variação das temperaturas de transformação com mudanças na composição. (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007)

Na prática médica, as ligas com memória à base de níquel-titânio (Ni-Ti) têm recebido crescente atenção devido às suas propriedades únicas e versatilidade. Desde o seu primeiro uso em contextos médicos na década de 1970, essas ligas têm possibilitado aplicações que nenhum outro material de implante foi capaz de oferecer anteriormente. Entre as aplicações bem-sucedidas estão o uso de fios ortodônticos, filtros para veia cava e suturas de âncora para cirurgias. Posteriormente, nas décadas de 1990 e 2000, novas aplicações surgiram, incluindo o desenvolvimento de stents uretrais, esofágicos e intracoronários, próteses para aneurismas, fios-guia para cateterismo, dispositivos para construção de válvulas cardíacas, e vários implantes ortopédicos, como próteses de quadril, grampos ósseos, e placas de crânio, além de instrumentos para cirurgias minimamente invasivas (RODRIGUES, RIBEIRO, *et al.*, 2019) e (MOHD JANI, LEARY, *et al.*, 2014). Conforme Figura 7.

Figura 7 - Aplicações do NiTi – A: Fios ortodônticos, B: Filtro para veia cava, C: Suturas de âncoras e D: Grampos Ortopédicos.

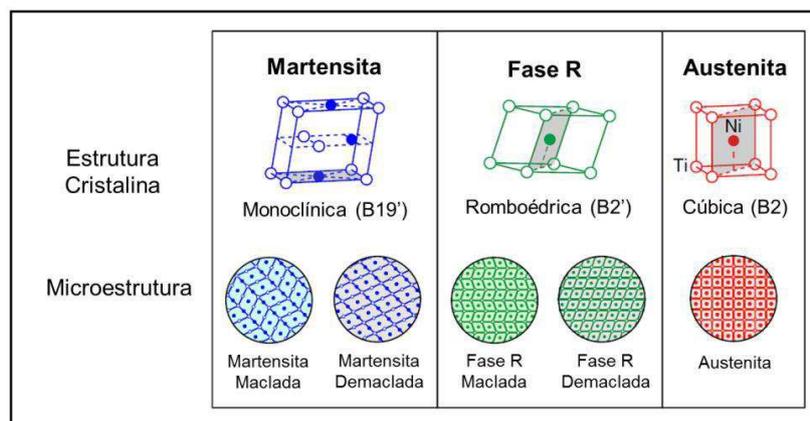


Fonte: Medical Expo, Adaptado, 2024.

Em ligas com alta concentração de níquel (Ni), o processo de envelhecimento a uma temperatura de 400 °C induz a formação de precipitados lenticulares de Ti_3Ni_4 . Os campos de tensão resultantes desses precipitados podem levar à criação de uma fase intermediária denominada fase R, que se situa entre as fases de austenita e martensita. O termo "fase R" está associado à estrutura cristalina romboédrica característica. As ligas de NiTi possuem a capacidade de exibir 8% de deformação recuperável, ou que gerem uma força significativa durante o processo de transformação de fase, enquanto outras ligas a base de cobre e ferro a exemplo, apresentam aproximadamente 5%, e estão disponíveis comercialmente em diversas formas (por exemplo, fios, tiras, hastes, tubos e chapas). (BHATTACHARYYA, LAGOUDAS, 2007)

Nas ligas Ni-Ti, os efeitos de memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE) ocorrem devido à TMT da fase original austenítica, que possui uma estrutura cristalina cúbica (B2), para uma fase com estrutura monoclinica (B19') ou, mais frequentemente, com a associação de uma fase intermediária. Este processo envolve a transformação da fase B2 para a fase R e, subsequentemente, para a fase B19' (CHAN, MAN, *et al.*, 2013a), (PETERS, CHIEN, *et al.*, 2021) e (KIM, 2002). A Figura 8 ilustra as estruturas cristalinas e suas respectivas morfologias encontradas nas ligas com memória de forma Ni-Ti.

Figura 8 - Estruturas cristalinas da LMF Ni-Ti



Fonte: SHAW, CHURCHILL, et al., 2008

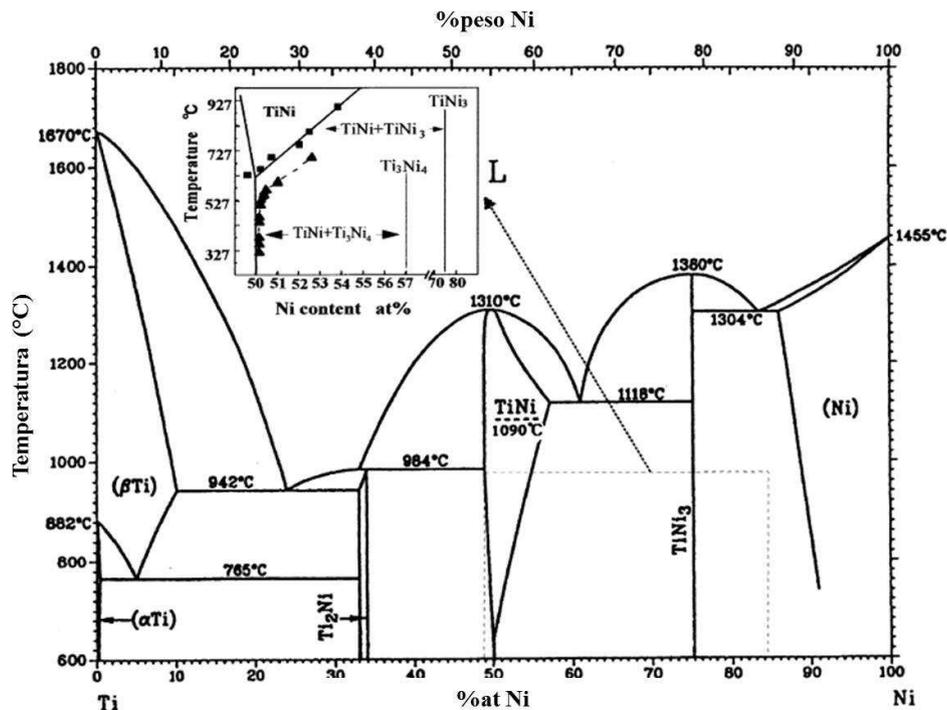
O diagrama de fases do sistema Ni-Ti é de grande importância, especialmente para tratamentos térmicos e a melhoria das propriedades de memória de forma das ligas. No entanto, a construção deste diagrama apresenta várias dificuldades devido às seguintes razões (LIMA DOS SANTOS, SALES DA SILVA, *et al.*, 2018), (MIYAZAKI, 2017) e (MIYAZAKI, OTSUKA, 1989):

a) O titânio (Ti) é altamente reativo e se combina facilmente com outros elementos químicos, como oxigênio (O), carbono (C) e nitrogênio (N), em temperaturas elevadas;

b) Existem várias fases metaestáveis em determinadas faixas de temperatura, que podem afetar o processo de transformação de fases e, conseqüentemente, os fenômenos de memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE).

Devido à complexidade da liga Ni-Ti, houve divergências em relação ao seu diagrama de fases. Alguns estudos sugeriram a ocorrência de uma reação eutetóide ($\text{NiTi} \rightarrow \text{NiTi}_2 + \text{Ni}_3\text{Ti}$) em torno de 800 °C e 650 °C (DUWEZ, TAYLOR, 1950), (POOLE E HUME-ROTHERY, 1955) (MIYAZAKI, OTSUKA, 1989), enquanto outros discordaram desses resultados. Após uma série de investigações, o diagrama de fases mais estabelecido exclui essa reação eutetóide, indicando um equilíbrio de fase metaestável entre as fases Ni-Ti e Ni_4Ti_3 , de acordo com a Figura 9 (OTSUKA, REN, 2005).

Figura 9 - Diagrama de fases Ni-Ti.



Fonte: OTSUKA, REN, 2005

O Ni-Ti, acima de uma determinada temperatura, não apresenta uma composição fixa, possuindo certa solubilidade, presente em sua maioria, mais do lado do Ni do que no lado do Ti. Abaixo de 1118°C, o limite de solubilidade do níquel na fase Ni-Ti diminui com a redução da temperatura, e precipitados podem ser observados. Os precipitados Ni_4Ti_3 , Ni_3Ti_2 e Ni_3Ti se formam quando a liga Ni-Ti é ligeiramente rica em Ni, enquanto para as ligas ricas em Ti, apenas os precipitados de $NiTi_2$ podem existir (OTSUKA, REN, 2005), (ELAHINIA, 2015).

Além disso, precipitados finos se formam em ligas Ni-Ti ricas em Ni durante o envelhecimento ou resfriamento lento. Quando o envelhecimento é rápido e em temperaturas mais baixas, precipitados metaestáveis do tipo Ni_4Ti_3 se formam; com durações mais longas e temperaturas mais altas, precipitados de Ni_3Ti_2 são formados. A precipitação de Ni_3Ti ocorre apenas em tratamentos de envelhecimento muito longos. A formação e controle desses precipitados são importantes, pois afetam as propriedades termomecânicas da liga e, conseqüentemente, sua vida em fadiga (ARAÚJO, 2021), (MIYAZAKI, OTSUKA, 1989), (ELAHINIA, 2015) e (MIYAZAKI, 2017).

Conclui-se que, o teor de Ni, tratamentos termomecânicos e térmicos, além da adição de elementos de liga, afetam a estrutura cristalina da liga e podem controlar o comportamento da LMF Ni-Ti (ARAÚJO, 2021).

4.3 Ligas do Sistema Binário TiMo

As ligas de Ti-Mo, utilizadas como biomateriais, têm sido amplamente estudadas com foco em sua microestrutura e propriedades mecânicas. As ligas de titânio-molibdênio (Ti-Mo), também conhecidas comercialmente como TMA ("Titanium Molybdenum Alloy"), tiveram sua origem na década de 1960, quando a indústria metalúrgica conseguiu estabilizar a estrutura cristalina do titânio (na estrutura cúbica de corpo centrado) por meio da adição de molibdênio, zircônio, nióbio, tântalo e outros elementos. Anteriormente, essa estabilização ocorria apenas em temperaturas acima de 885°C (NAKANDAKARI, 2000).

SUGANO, TSUCHIDA, et al., (1998), investigaram as propriedades de fadiga das ligas Ti-15Mo e Ti-17Mo (em peso), não observando diferenças significativas no comportamento de fadiga em testes realizados no ar. No entanto, em testes realizados no vácuo, foram notadas diferenças na extensão e intensidade da deformação por fadiga. HO, JU, et al., (1999), estudaram o sistema Ti-Mo com concentrações de molibdênio variando de 6% a 20% em peso. Eles observaram que, com 6% em peso de molibdênio, começa a se formar uma fina estrutura martensítica ortorrômbica α'' . Com 7,5% em peso, a estrutura da liga é dominada pela martensita α'' . Com 10% em peso ou mais, a fase β cúbica de corpo centrado se torna dominante, sendo necessário um mínimo de 10% em peso de molibdênio para estabilizar essa fase. Em termos de propriedades mecânicas, a liga Ti-7,5Mo apresentou os menores valores de dureza e módulo de elasticidade flexural, resultado atribuído à microestrutura α'' observada nessa liga. (OLIVEIRA DE ARAÚJO, 2013), (BANIA, 1994)

Ainda de acordo com OLIVEIRA DE ARAÚJO, (2013), alguns pesquisadores investigaram a influência do Molibdênio na precipitação de fases α para ligas solubilizadas acima da temperatura de transição β e posteriormente envelhecidas em diferentes temperaturas e intervalos de tempo, onde ocorrem mudanças significativas na microestrutura e nas propriedades mecânicas. Esse processo de envelhecimento pode resultar na precipitação de fases secundárias, que influenciam diretamente a dureza, a

resistência e o módulo de elasticidade das ligas. O controle preciso das condições de envelhecimento permite otimizar essas propriedades para aplicações específicas. Logo, segundo estes pesquisadores, nas ligas contendo até 30% em peso de molibdênio, a precipitação da fase α começa nas fronteiras dos grãos β , com placas laterais crescendo do contorno do grão para o interior. À medida que a concentração de molibdênio na liga aumenta, a quantidade da fase α diminui.

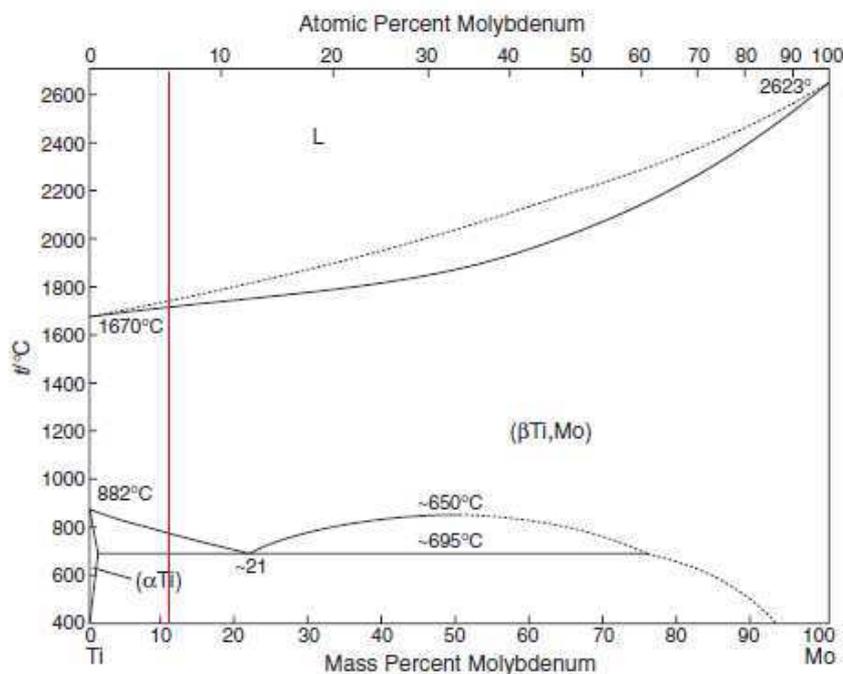
Em relação às propriedades tribológicas, foi relatado que a concentração de 10% em peso de molibdênio resulta em um coeficiente de atrito e resistência ao desgaste seco superiores. O aumento do teor de molibdênio favorece o refinamento cristalino e melhora a plasticidade das ligas Ti-Mo. (BANIA, 1994), (DAVIS, FLOWER, *et al.*, 1979) e (HAYNES, *et al.*, 2015).

Verificou-se também que a estrutura cristalina destas ligas é sensível a concentração de molibdênio. Quando a concentração de molibdênio é superior a 10% em peso, há uma retenção significativa da fase β . Para concentrações de 15% e 20% em peso de molibdênio, verifica-se a presença exclusiva da fase β . (OLIVEIRA DE ARAÚJO, 2013b). MARTINS, NOGUEIRA, *et al.*, (2011) prepararam uma liga de Ti-15Mo utilizando um forno a arco voltaico, seguida por forjamento rotativo. A liga foi caracterizada por difração de raios X, microscopia óptica e microdureza. A microestrutura da liga revelou uma predominância da fase β . Os resultados das propriedades mecânicas, juntamente com os testes de citotoxicidade (nos quais não foram observados efeitos citotóxicos), indicaram um grande potencial dessa liga para aplicações ortopédicas.

As fases sólidas em equilíbrio no sistema Ti-Mo, conforme ilustrado na Figura 10, são: (1) a solução sólida cúbica de corpo centrado (CCC) (β Ti, Mo), onde Ti e Mo são completamente miscíveis acima da temperatura de transição do Ti puro (882°C); e (2) a solução sólida hexagonal compacta (HCP) (α Ti), que apresenta uma solubilidade restrita limitada a aproximadamente 0,1% em peso de Mo; a fase cúbica de corpo centrado β -Ti; a fase hexagonal compacta α -Ti; e a fase cúbica de corpo centrado Mo. O sistema exibe um *gap* de miscibilidade em (β -Ti, Mo) e a reação monoeutetóide (β -Ti) \leftrightarrow (α -Ti) + (Mo), que ocorre em torno de 695 °C. Além disso, as fases martensíticas metaestáveis (HC α' e ortorrômbica α'') e a fase- ω também podem se formar no sistema Ti-Mo. (HAYNES, *et al.*, 2015)

A Figura 10 demonstra o diagrama de fases da liga Ti-Mo e a linha vertical vermelha a liga presente neste trabalho.

Figura 10 - Diagrama de fases Ti-Mo com ênfase na liga Ti-10-13Mo



Fonte: Haynes, 2015, Adaptado.

A Tabela 2 as principais transformações de fase e as temperaturas relacionadas a estas transformações em uma liga do sistema Ti-Mo.

Tabela 2 - Pontos do sistema Ti-Mo

Reação	Composição (%p.Mo)	Temperatura (°C)	Tipo de Reação
$L \leftrightarrow \beta\text{Ti}$	0	1670	Ponto de Fusão
$\beta\text{Ti} \leftrightarrow \alpha\text{Ti}$	0	882	Transformação Alotrópica
$(\beta\text{Ti}) \leftrightarrow (\alpha\text{Ti}) + (\text{Mo})$	21	~695	Monoeutetóide
$(\beta\text{Ti}, \text{Mo}) \leftrightarrow (\beta\text{Ti}) + (\text{Mo})$	~50	~850	Crítico
$L \leftrightarrow \text{Mo}$	100	2623	Ponto de Fusão

Fonte: ASM INTERNATIONAL, 1990

Atualmente, as ligas de Ti-Mo estão emergindo como opções promissoras para aplicações em duas importantes áreas da saúde, a biomédica e a odontológica, devido à sua ausência de elementos tóxicos em comparação com ligas de Ti-6Al-4V, amplamente utilizadas nesses campos (MARECI, CHELARIU, *et al.*, 2009). Estudos têm demonstrado que a liberação de íons de vanádio e alumínio pode resultar em problemas

de saúde de longo prazo, como neuropatia periférica e doença de Alzheimer (ESCADA, 2009).

No campo ortodôntico, as ligas de Ti-Mo são amplamente empregadas devido à sua eficácia comprovada no fechamento de espaços, acabamento, rotação e alteração da orientação axial dos dentes (COSTA, DE SOUSA, *et al.*, 2016). O Mo por si só é considerado um elemento essencial para a vida humana e extremamente utilizado na indústria (OLIVEIRA DE ARAÚJO, 2013).

Figura 11 - Aplicações do TiMo. A: Fios ortodônticos, B: Implantes ortopédicos, C: Próteses dentárias e D: Próteses faciais.



Fonte: Adaptado de Dental Morelli (2022), Renishaw (2024), Oral vida (2024) e Instituto INCOM (2024).

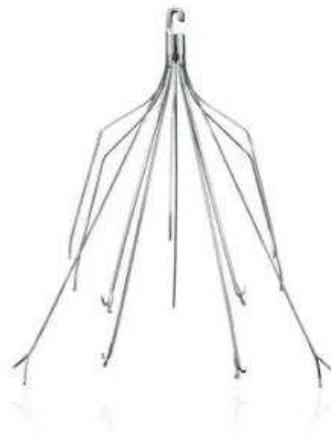
4.4 Aplicações das LMF

As LMF são amplamente utilizadas em diversas aplicações em vários campos, incluindo a medicina e a engenharia. Na área médica, essas ligas encontram aplicação em implantes e dispositivos biomédicos, como fios ortodônticos, stents vasculares e fios-guia para procedimentos cirúrgico. (MARECI, CHELARIU, *et al.*, 2009). Este estudo irá ater-se a atuação das ligas no mercado biomédico.

As LMF podem ser aplicadas na fabricação de filtros da veia cava. Este é entendido como um dispositivo metálico acoplado a veia cava, que tem como objetivo filtrar os coágulos sanguíneos existentes (trombos), impedindo-os que cheguem aos

pulmões. (SILVA JUNIOR, SANTOS, et al., 2019). A Figura 12 apresenta este tipo de equipamento.

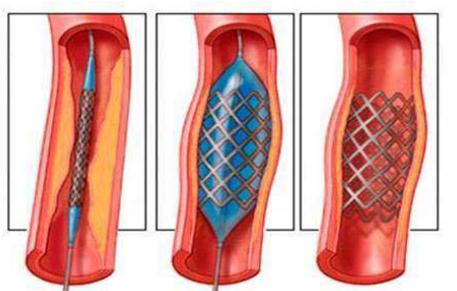
Figura 12 - Filtro de veia cava.



Fonte: Bard Medical, 2023.

Outra aplicação são os cateteres vasculares, o stents (Figura 13) são estruturas posicionadas para manter o vaso arterial ou venoso aberto, quando o mesmo estava parcialmente ou totalmente obstruído. (MEDEIROS DA SILVA JUNIOR, HENRIQUE SANTOS, et al., 2019).

Figura 13 - Stent Vascular com LMF



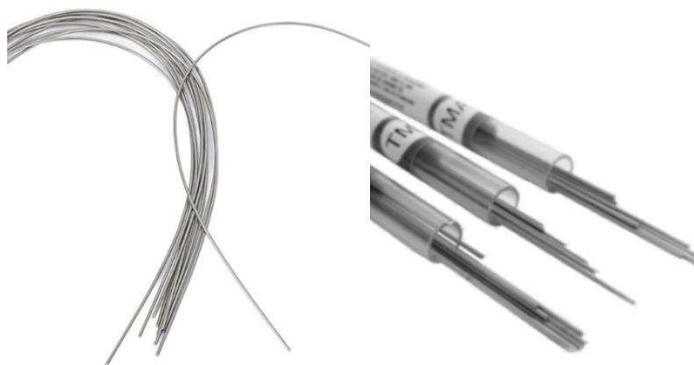
Fonte: ICOR, 2020

No ano de 1985, foi documentado o uso clínico e laboratorial de uma nova liga superelástica de níquel-titânio, denominada "Chinese NiTi", especialmente desenvolvida para aplicações na Ortodontia. Naquele período, o termo "superelasticidade" ainda não havia sido empregado. O fio de níquel-titânio chinês representou o primeiro exemplo de exibição potencial superelástico. A aplicação das ligas com memória de forma em aparelhos ortodônticos elimina a necessidade de ajustes repetidos, agilizando o processo

corretivo. Além disso, os aparelhos que utilizam essa tecnologia oferecem maior conforto aos pacientes tanto durante a instalação quanto ao longo do tratamento corretivo. Esses fios (Figura 14) demonstraram boa formabilidade e uma significativa capacidade de recuperação elástica. (CAMARGO, 2014) e (MEDEIROS DA SILVA JUNIOR, HENRIQUE SANTOS, *et al.*, 2019)

Estes fios podem ser utilizados a exemplo, na fabricação de protótipos de grampos ortopédicos, para a análise do comportamento mecânico e desenvolvimento de novas geometrias e estudos.

Figura 14 - Fios Ortodônticos

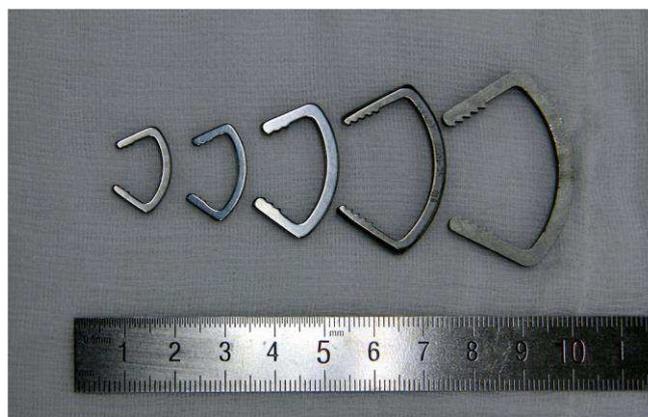


Fonte: Dental Morelli, Adaptado, 2023.

4.5 Grampos Ortopédicos

As LMF tem sido utilizadas em larga escala para fabricação de grampos ortopédicos. Conforme definido pela norma ASTM F564 - 17, um grampo ortopédico é um dispositivo em forma de U, composto por no mínimo duas hastes, destinado a ser inserido na superfície óssea para fixar ou imobilizar estruturas ósseas adjacentes, bem como para a fixação de tecidos moles ou outros materiais ao osso (RETHNAM, KUIPER, *et al.*, 2009), e têm um histórico estabelecido de eficácia, com sua introdução comercial datando do início dos anos 1980 (RUSSELL, 2009)

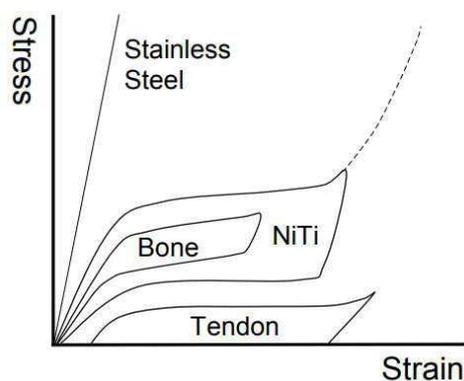
Figura 15 - Grampos Ortopédicos



Fonte: Zhang, 2013

As LMF Ni-Ti são altamente adequadas para aplicações biomédicas devido à sua excelente biocompatibilidade, resistência, ductilidade e características funcionais específicas, como EMF, SE e capacidade de amortecimento. Essas propriedades, combinadas com um módulo de elasticidade e capacidade de dissipação de energia semelhantes aos de tecidos duros como ossos e tendões, tornam as LMF Ni-Ti ideais para implantes e dispositivos médicos inteligentes (MIYAZAKI, 2017) e (SANGHVI, CRASTA, *et al.*, 2019), conforme Figura 16.

Figura 16 - Resposta de comportamento da tensão. Deformação para aço inox, LMF Ni-Ti SE, osso e tendão.



Fonte: Morgan, 2004

De acordo com RUSSELL, (2009), os grampos de NiTi são classificados em três categorias comerciais:

- SE à temperatura ambiente, onde A_f se encontra abaixo da temperatura ambiente;

- Ativado pela temperatura corporal, onde A_f se encontra abaixo da temperatura corporal, mas acima da temperatura ambiente;

- Termoativado: Condição em que a temperatura de início de transformação, A_i , está próxima ou ligeiramente acima da temperatura corporal, mas com uma temperatura de fim de transformação, A_f , suficientemente baixa para permitir a implantação sem a aplicação de calor excessivo. Nesse contexto, a recuperação da deformação é obtida pelo aquecimento natural, que se relaciona com a temperatura do corpo.

Ainda, de acordo com SANGHVI, CRASTA, *et al.*, (2019), teríamos ainda uma nova classificação denominada de termoativo controlado, com o mesmo princípio dos termoativos porém com aquecimento controlado por dispositivos externos.

Grampos tradicionais foram redesenhados com o propósito de simplificar a compressão interna do fragmento, resultando em um aumento do atrito entre os fragmentos ósseos e, conseqüentemente, na redução das forças cisalhantes. Estudos recentes também indicam que novas tendências no projeto desses dispositivos biomédicos incluem a adição de farpas (barbs) e recursos tridimensionais para prevenir a rotação no local de fixação e permitir a adaptação das forças de compressão ao longo da interface entre o grampo ortopédico e o osso.(SHIBUYA, MANNING, *et al.*, 2007) e (AIYER, RUSSELL, *et al.*, 2016)

4.6 Fundamentos do Processo de Soldagem

De acordo com a ISO R 857-1 (1998), podemos definir soldagem como um processo que visa unir metais por meio de calor, pressão, ou ambos, de forma que haja continuidade na natureza do metal. Pode envolver ou não o uso de um metal de adição com uma temperatura de fusão semelhante à do metal que está sendo unido.

SOUZA, *et al.*, (2000), descrevem que a soldagem é um processo de união de materiais, utilizado para alcançar a fusão de metais e não-metais, por meio de aquecimento até uma temperatura apropriada, com ou sem a utilização de um metal de adição, resultando na homogeneização de suas propriedades físicas e mecânicas.

A soldagem geralmente envolve a aplicação de uma alta densidade de energia em um pequeno volume de material, o que pode resultar em alterações significativas na

estrutura e nas propriedades tanto dentro quanto nas proximidades da região de solda. Somente com uma compreensão aprofundada do processo de soldagem é possível torná-lo mais eficiente e econômico (CARY, 1997).

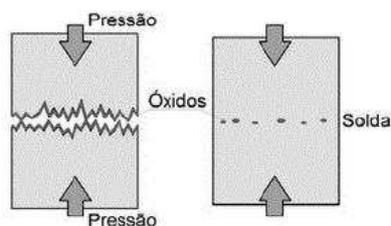
A American Welding Society (AWS) catalogou cerca de 50 diferentes tipos de operações de soldagem, que utilizam diversos tipos ou combinações de energia motriz. Geralmente, os processos de soldagem são divididos em dois grandes grupos: soldagem por pressão e soldagem por fusão. A seleção do processo apropriado depende do tamanho da peça e de sua aplicação específica (GROOVER, 2013). Ainda, segundo o mesmo, a soldagem é um processo relativamente recente com significativa importância comercial e tecnológica por diversos fatores:

- Cria uma junção permanente, integrando as partes soldadas em uma única entidade.
- Pode resultar em junções mais resistentes que os materiais de base, usando metal de adição adequado e técnicas apropriadas.
- É geralmente mais econômica que métodos alternativos de montagem, evitando modificações complexas e fixadores adicionais.
- Não é restrita ao ambiente fabril e pode ser realizada em campo.

Vários processos metalúrgicos controlam a microestrutura e as propriedades das soldas. A fusão e a solidificação são fundamentais para obter juntas soldadas aceitáveis em todos os processos de soldagem por fusão. Além disso, os processos de segregação e difusão, que causam variações nas composições locais, influenciam tanto a capacidade de soldagem quanto o desempenho do material em serviço (LIPPOLD, 2015).

A soldagem por pressão envolve processos de junção em que a coalescência é obtida através da aplicação de altas pressões ou de uma combinação de calor e pressão. Esse método provoca a deformação plástica das superfícies metálicas, permitindo a aproximação atômica necessária para a união. Importante notar que, nesse tipo de soldagem, não se utiliza metal de adição (ARAÚJO, 2021). Este processo pode ser entendido através da Figura 17 abaixo.

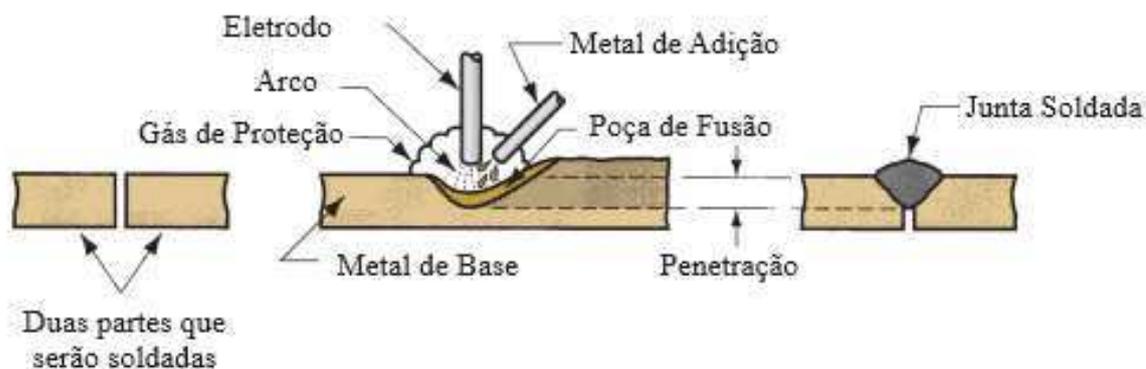
Figura 17 - Processo de soldagem por pressão.



Fonte: (Filho, 2011)

Já os processos de soldagem por fusão empregam calor para fundir os metais de base. Em muitas operações de soldagem por fusão, um metal de adição é introduzido na poça de fusão para facilitar o processo e fornecer volume e resistência à junta soldada. Quando nenhum metal de adição é utilizado em uma operação de soldagem por fusão, essa técnica é denominada soldagem autógena (GROOVER, 2013). A Figura 18 mostra a realização deste processo.

Figura 18 - Processo de soldagem por fusão



Fonte: GROOVER, 2013, Adaptado.

De acordo com MARQUES *et al*, 2009, os principais processos de soldagem por fusão e suas características principais, podem ser visualizados a partir da Tabela 3

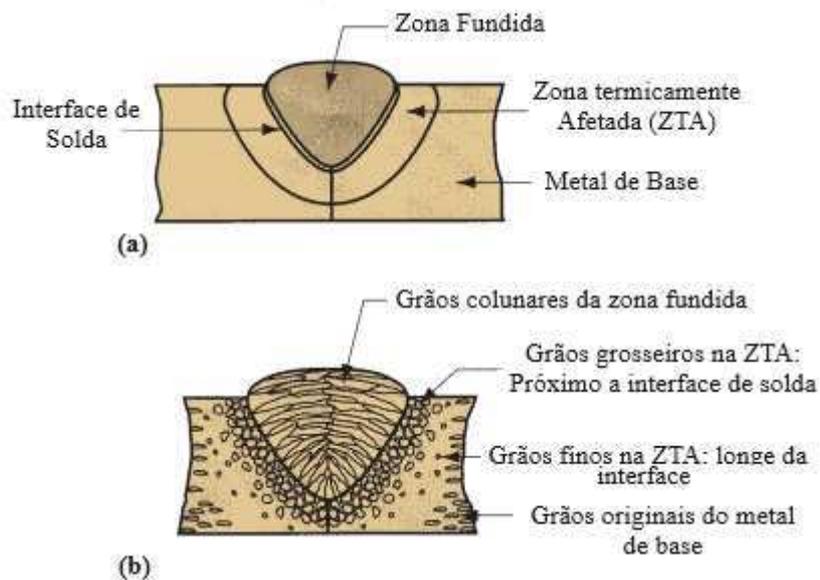
Tabela 3 - Alguns processos de soldagem por fusão.

Processo	Fontes de Calor	Tipo de Corrente e Polaridade	Agente Protetor	Aplicações
Eletroescória	Aquecimento por resistência da escória líquida	Contínua ou Alternada	Escória	Aços carbono, baixa e alta liga, espessuras ≥ 50 mm
Arco submerso	Arco Elétrico	Contínua ou Alternada Eletrodo + ou -	Escória e gases gerados	Aços carbono, baixa e alta liga, espessuras ≥ 10 mm
Eletrodo Revestido	Arco Elétrico	Contínua ou Alternada Eletrodo + ou -	Escória e gases gerados	Quase todos os metais, exceto cobre puro, metais preciosos, reativos e de baixo ponto de fusão
Arame tubular	Arco Elétrico	Contínua Eletrodo +	Escória e gases gerados ou fornecidos por fonte externa. Em geral o CO ₂	Aços carbono com espessura ≥ 1 mm, soldagem de chapas.
MIG/MAG	Arco Elétrico	Contínua Eletrodo +	Argônio ou Hélio: Argônio +O ₂ ; Argônio + CO ₂ ; CO ₃	Aços carbono, baixa e alta liga, não ferrosos com espessuras ≥ 1 mm
Plasma	Arco Elétrico	Contínua Eletrodo -	Argônio, Hélio ou Argônio + Hidrogênio	Todos os metais importantes da engenharia, exceto Zn, Be e suas ligas, com espessura de até 1,5 mm
TIG	Arco Elétrico	Contínua ou Alternada Eletrodo -	Argônio e/ou Hélio	Todos os metais importantes da engenharia, exceto Zn, Be e suas ligas, com espessura entre 1 e 6 mm.
Feixe Eletrônio	Feixe Eletrônio	Contínua Alta Tensão Peça +	Vácuo ($\gg 10^{-4}$ mmHg)	Todos os metais exceto nos casos de evolução de gases ou vaporização excessiva, a partir de 25 mm de espessura.
Laser	Feixe de Luz	-	Argônio ou Hélio	Como acima
Soldagem a Gás	Chama oxiacetilênica	-	Gás (CO, H ₂ , CO ₂ , H ₂ O)	Soldagem Manual de aço carbono, Cu, Al, Zn, Pb e Bronze.

Fonte: Marques *et al*, 2009, adaptado por Araújo, Adaptado, 2021.

Durante o processo de soldagem por fusão, a junta, após processo, apresenta regiões com microestruturas distintas. Na soldagem, a zona de fusão é onde ocorre a fusão completa do metal de adição com o metal de base, formando uma mistura homogênea. A convecção na poça de fusão ajuda a misturar esses metais fundidos. A solidificação nessa zona é semelhante à fundição, mas na soldagem há o crescimento epitaxial de grãos, o que difere do processo de solidificação na fundição tradicional (GROOVER, 2012 e LIPPOLD, 2015). A Figura 19 esquematiza as regiões observadas destas microestruturas.

Figura 19 - Regiões de uma junta soldada. Onde: (a) Regiões principais de uma junta e (b) Grão típicos de uma junta soldada por fusão.



Fonte: Groover, 2012, adaptado.

A zona fundida (ZF) de uma solda compreende o metal de solda, resultante da fusão do metal de base (MB) com o metal de adição. A zona termicamente afetada (ZTA) refere-se à região adjacente ao metal de solda, onde a estrutura e/ou propriedades do metal de base são alteradas devido ao calor gerado durante a soldagem (MARQUES *et al*, 2009). A interface da solda refere-se à estreita fronteira que separa a zona de fusão da zona afetada pelo calor. Nesta região, ocorre fusão parcial ou completa do metal base, localizada dentro dos grãos, durante o processo de soldagem, seguida imediatamente pela solidificação sem mistura com o metal da zona de fusão. Assim, sua composição química é idêntica à do metal base (GROOVER, 2012). O metal de base, refere-se ao material que receberá a solda. O material bruto.

Na soldagem, a nucleação da solidificação é evitada pelo crescimento epitaxial de grãos, onde os átomos na poça de fusão solidificam-se em locais da rede cristalina do metal base adjacente. Isso resulta em uma estrutura granular na zona de fusão próxima à zona afetada pelo calor que reflete a orientação cristalográfica desta região. Mais profundamente na zona de fusão, ocorre o desenvolvimento de uma orientação preferencial dos grãos, geralmente perpendicular às fronteiras da interface da solda, formando grãos colunares grossos. A estrutura granular na zona de fusão solidificada é influenciada por diversos fatores, como o processo de soldagem, os metais envolvidos

(por exemplo, metais idênticos ou dissimilares), o uso de metal de adição e a taxa de alimentação durante a soldagem (GROOVER, 2012) e (LIPPOLD, 2015).

A soldagem é amplamente empregada na ortopedia e, se realizada com precisão, pode reduzir possíveis falhas durante a fabricação de estruturas metálicas, melhorando a adaptação e distribuição de forças, minimizando traumas ou falhas nos implantes ou próteses relacionadas. Entre os processos de soldagem por fusão, os que utilizam arco elétrico como fonte de energia são amplamente utilizados na indústria devido à sua simplicidade. O processo GTAW é particularmente adequado para soldagem de peças de pequena espessura, pois transfere menos calor à peça, resultando em soldas limpas, sem respingos e livres de resíduos ou escória. (MARQUES *et al*, 2009) e (LIPPOLD, 2015).

4.7 Soldabilidade do Titânio

O titânio e suas ligas possuem boa soldabilidade, mas requerem cuidados específicos devido às suas propriedades. A afinidade química do titânio com o oxigênio resulta na formação de uma camada passiva de óxido em sua superfície à temperatura ambiente, o que lhe confere excelente resistência à corrosão em soluções salinas e ácidas. No entanto, em temperaturas acima de 650°C, o titânio tende a oxidar rapidamente, podendo dissolver óxidos em solução, o que compromete suas propriedades mecânicas. (Welding Handbook Ninth Edition, 2015)

Por essa razão, a soldagem do titânio deve ser realizada em uma atmosfera de gás inerte para evitar contaminação e fragilização por oxigênio e nitrogênio, sendo essa proteção ainda mais crítica que em outros metais, como o aço e o alumínio. A baixa condutividade térmica e o coeficiente de expansão térmica reduzido do titânio minimizam a distorção durante a soldagem. (Welding Handbook Ninth Edition, 2015)

As ligas de titânio, além de apresentarem alta resistência e baixa densidade, possuem uma excelente relação resistência-peso e notável resistência à corrosão em temperaturas até 650°C. Como metal alotrópico, o titânio pode existir em diferentes estruturas cristalinas (fases alfa e beta), influenciadas por elementos de liga como alumínio, vanádio e molibdênio. (O'BRIEN, 2004)

Durante a soldagem, o aumento do tamanho de grão e a segregação de elementos de liga podem ocorrer, levando a descontinuidades como fragilização por elementos intersticiais e hidrogênio, e porosidade. Essas descontinuidades podem ser mitigadas com

a escolha adequada das ligas e a aplicação de procedimentos de soldagem rigorosos. (Welding Handbook Ninth Edition, 2015)

4.8 Soldabilidade de Ligas Ni-Ti e Ti-Mo

As ligas Ni-Ti e Ti-Mo apresentam diferenças substanciais em seus pontos de fusão devido às composições químicas distintas e às propriedades dos elementos de liga envolvidos. A liga Ni-Ti é uma combinação de níquel (Ni) e titânio (Ti), cujo ponto de fusão varia entre aproximadamente 1.000°C e 1.100°C com ênfase na liga Ti-25-35Ni. Por outro lado, a liga Ti-Mo consiste em titânio (Ti) e molibdênio (Mo), com um ponto de fusão que normalmente varia de 1.600°C a 1.700°C, como já citado anteriormente, com ênfase na liga Ti-10-13Mo. (OTSUKA, REN, 2005), (ELAHINIA, 2015)

A disparidade nos pontos de fusão dessas ligas pode ser atribuída às características intrínsecas dos elementos de liga. Enquanto o níquel tem um ponto de fusão de cerca de 1.455°C (HAYNES, et. al, 2015), o molibdênio possui um ponto de fusão muito mais elevado, em torno de 2.623°C. A adição de molibdênio à liga de titânio aumenta significativamente o ponto de fusão devido à sua natureza refratária e à formação de ligações interatômicas mais fortes (FRENZEL, WIECZOREK, et al., 2015).

No contexto da soldagem, as diferenças nos pontos de fusão entre Ni-Ti e Ti-Mo são críticas. Para a liga Ni-Ti, com seu ponto de fusão mais baixo, o processo de fabricação de arames CDW (*Cold Drawn Wire*) e a técnica de soldagem LBW (*Laser Beam Welding*), são empregadas para evitar deterioração das propriedades da liga devido ao calor excessivo (FERREIRA, LUERSEN, et al., 2012). Por outro lado, a liga Ti-Mo, devido ao seu ponto de fusão mais alto, requer técnicas de soldagem com maior aporte térmico, como soldagem por EBW (*Electron Beam Welding*), PAW (*Plasma Arc Welding*) ou GTAW, para garantir a fusão adequada sem comprometer suas propriedades mecânicas essenciais (SHA e MALINOV, 2009), (FALCÃO DE MELO, 2017).

Quanto a uma liga hipotética NiTiMo, seu ponto de fusão seria uma interação complexa das características individuais dos três elementos. Espera-se um ponto de fusão mais elevado do que o de Ni-Ti devido à presença de molibdênio, mas possivelmente mais baixo do que o de Ti-Mo, refletindo uma combinação das propriedades de fusão dos três elementos (SHA e MALINOV, 2009); (MIYAZAKI, OTSUKA, 1989). Esta liga

pode apresentar vantagens em termos de resistência à corrosão e biocompatibilidade, características herdadas do titânio e aprimoradas pela adição de molibdênio, tornando-a potencialmente adequada para aplicações em ambientes severos, como indústrias aeroespaciais, biomédicas e de energia. Este seria, o comportamento esperado do metal de solda ideal, nas condições ideais. (ZHANG, Wei Dong, LIU, *et al.*, 2015).

No contexto da soldabilidade, o NiTiMo enfrentaria desafios particulares devido à sua natureza refratária, que pode dificultar a fusão adequada sem comprometer as propriedades mecânicas e térmicas essenciais da liga. Processos de soldagem adequados, como soldagem por feixe de elétrons, plasma ou GTAW seriam preferíveis devido à capacidade desses processos de alcançar temperaturas elevadas o suficiente para fundir ligas refratárias sem causar deterioração significativa das propriedades (SHA e MALINOV, 2009).

4.9 Soldagem GTAW

O processo de soldagem GTAW, de acordo com FRAGA, SANTOS, *et al.*, 2007, se dá pela união de metais através do aquecimento e fusão, através de um arco elétrico entre um eletrodo de tungstênio não consumível e o metal de base. A proteção do arco elétrico e da poça de fusão é feita por um gás inerte a fim de evitar oxidação.

O processo GTAW (*Gas Tungsten Arc Welding*) é aplicável à maioria dos metais e suas ligas em uma ampla faixa de espessuras. Devido ao seu custo relativamente elevado, se comparado a processos mais convencionais como a soldagem a arco elétrico com eletrodo revestido, é utilizado principalmente na soldagem de metais não ferrosos e aços inoxidáveis, em peças de pequena espessura (1 a 2 mm) e no passe de raiz na soldagem de tubulações. Uma característica do processo GTAW é a possibilidade de usar o próprio metal de base como metal de adição, bastando cortar pedaços do metal de base em formas apropriadas, especialmente para soldagem manual (GROOVER, 2012). O equipamento utilizado na soldagem GTAW é mais complexo e dispendioso em comparação com o usado na soldagem com eletrodos revestidos (GUIMARÃES, 2011).

Os principais equipamentos utilizados no processo GTAW incluem uma fonte de energia de corrente contínua (CC) e/ou corrente alternada (CA), uma tocha com eletrodo de tungstênio, uma fonte de gás de proteção (argônio ou hélio) e um sistema para

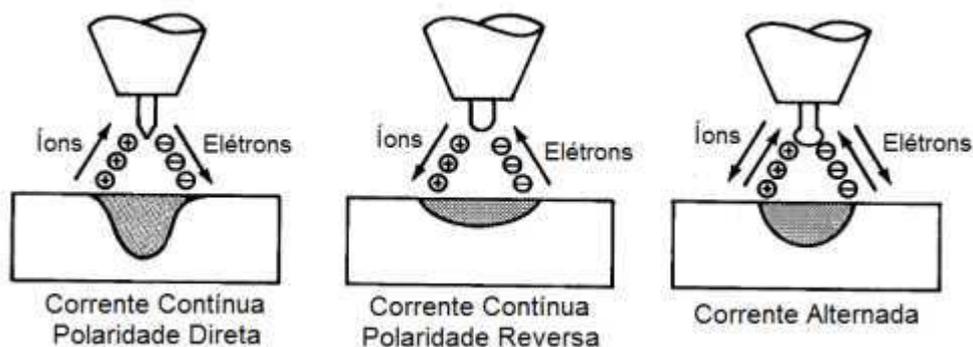
a ignição do arco (geralmente um ignitor de alta frequência). Esse ignitor ioniza o gás de proteção, eliminando a necessidade de contato direto do eletrodo com a peça para a ignição do arco, o que pode levar à contaminação mútua do eletrodo e do metal base, vale ressaltar que em fontes de soldagem eletrônicas não há necessidade do ignitor de alta frequência.

O processo GTAW é indicado para união de peças de pequena espessura, pois permite maior controle sobre as quantidades de calor à peça, podendo ser executado com ou sem a utilização de metal de adição. As soldas realizadas por meio desse processo são notáveis pela sua limpeza, ausência de respingos, ausência de resíduos ou escória, e frequentemente não necessitam de tratamento pós-soldagem, mesmo quando empregadas para a deposição de metal de adição. (GUIMARÃES, 2011) e (KHOSHNAW, 2023)

O processo de soldagem GTAW pode ser executado em diferentes modos, incluindo corrente contínua (CC), com o eletrodo conectado ao terminal negativo (-) ou positivo (+), ou corrente alternada (CA). Essas diferentes opções de polaridade podem levar a características distintas no comportamento do arco elétrico durante a soldagem. Quando a peça de trabalho que se deseja soldar é conectada ao terminal positivo (+) de uma fonte de alimentação de corrente contínua e o eletrodo é conectado ao terminal negativo (-), temos o que é chamado de polaridade direta. Esta configuração permite uma maior fusão do MB e menos aquecimento na região do eletrodo, em relação a polaridade inversa. (FALCÃO DE MELO, 2017) Por outro lado, quando a peça de trabalho está conectada ao terminal negativo (-) de uma fonte de alimentação de corrente contínua, de forma que o eletrodo seja conectado ao terminal positivo (+), a operação é referida como polaridade inversa. Além disso, existe o terceiro modo de operação com corrente alternada (CA), o qual tende a apresentar algumas características de ambos os tipos de ligação para corrente contínua durante os respectivos meios ciclos. (GUIMARÃES, 2011) e (FÉLIX FRAGA, LUIZ DOS SANTOS, *et al.*, [S.d.]

Na Figura 20 é possível observar a influência da polaridade na penetração e troca iônica entre poça de fusão e eletrodo não consumível.

Figura 20 - Modos operacionais do processo GTAW.



Fonte: O'BRIEN, 1991.

Neste tipo de soldagem, o gás de proteção desempenha um papel crucial, sendo comumente utilizado argônio, hélio ou uma mistura desses gases. O argônio oferece vantagens significativas devido à sua facilidade de ionização, proporcionando maior estabilidade e facilitando a abertura do arco elétrico, além de resultar em menores tensões de arco. Sua densidade superior em relação ao hélio contribui para uma proteção mais eficaz e uma maior resistência à correntes cruzadas de ar, tornando-o mais econômico para operações de soldagem GTAW. Por outro lado, o gás hélio é indicado quando é necessário maior aporte de calor para realizar a deposição, permitindo maior penetração na solda e a utilização de velocidades de soldagem mais elevadas (KOU, 2003).

A soldagem pelo processo GTAW (*Gas Tungsten Arc Welding*) apresenta desafios específicos relacionados à sua baixa tolerância a contaminantes tanto no material de base (MB) quanto no material de adição (MA), de acordo com FALCÃO DE MELO, (2017). A identificação adequada desses desafios é fundamental para a implementação de soluções eficazes. Entre os principais problemas observados nesse processo, destacam-se:

1. Inclusão de tungstênio no metal de solda (MS), resultante do contato acidental do eletrodo não consumível com a peça de trabalho ou da fusão parcial do próprio eletrodo
2. Contaminação do MS, que pode ocorrer se a proteção ao MA, garantida pela coluna de gás de proteção ao redor da poça de fusão, for inadequada.
3. Contaminação ou porosidade no MS devido à baixa qualidade do gás de proteção, proteção insuficiente ou vazamentos de líquido refrigerante em tochas de soldagem que utilizam refrigeração.

4. Riscos relacionados a conexões frouxas ou defeituosas na tocha de soldagem, que podem permitir a entrada de ar atmosférico no fluxo de gás, resultando na contaminação da poça de fusão.

Reconhecer e abordar esses problemas é essencial para garantir a qualidade da soldagem no processo GTAW.

4.10 Soldagem do Titânio e suas ligas pelo processo GTAW

De acordo com o (Welding Handbook Ninth Edition, 2007) O titânio e suas ligas, como o NiTi e o TiMo são materiais que podem ser facilmente soldados utilizando processos de soldagem. Essa facilidade se deve à sua relativamente baixa condutividade elétrica e térmica.

Ligas com níquel são frequentemente soldadas utilizando o processo GTAW (Gas Tungsten Arc Welding), geralmente com a adição de metal de enchimento. Recomenda-se o uso de corrente contínua com eletrodo negativo para a soldagem dessas ligas. Contudo, para certas aplicações, especialmente aquelas envolvendo ligas de níquel com grandes quantidades de óxidos superficiais, pode ser empregada corrente alternada com estabilização de alta frequência. Os gases de proteção mais comuns utilizados neste processo são argônio, argônio-hélio e hélio, sendo que argônio com adições de hidrogênio também pode ser utilizado. (Welding Handbok Processes, 2004)

Ligas de níquel de alta pureza, a exemplo, podem apresentar variações na penetração da solda devido às diferenças nos elementos ativos presentes na superfície, fenômeno que pode resultar em efeitos semelhantes às variações de enxofre observadas em aços inoxidáveis. (Welding Handbok Processes, 2004)

Nos fios ortodônticos é utilizada normalmente uma soldagem à resistência elétrica (CDW), geralmente com alta corrente de soldagem e baixa tensão. O calor gerado durante o processo de soldagem é substancial, resultando na fusão das superfícies na interface. Os eletrodos de cobre nos equipamentos de soldagem por pontos têm baixa resistência, enquanto os fios usados para fabricar fios ortodônticos têm uma resistência elétrica maior. Essa diferença de resistência elétrica faz com que a maior parte do calor produzido pelo fluxo de corrente se concentre na região de soldagem. Uma solda satisfatória é aquela que exibe resistência mecânica, ausência de oxidação e não apresenta

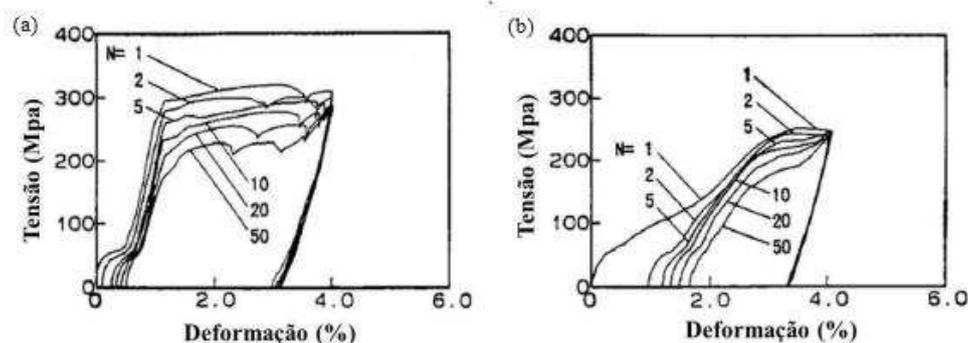
mordeduras após a fusão do metal de solda. (KRISHNAN, JYOTHINDRA KUMAR, *et al.*, 2004)

Diante disso, o processo GTAW surge como uma alternativa viável para unir estes materiais. A soldagem a laser e a GTAW são processos que resultam em uniões de qualidade superior em ligas como cromo-cobalto (Co-Cr), níquel-cromo (Ni-Cr) e, especificamente, titânio (Ti) e suas ligas. Além disso, esses métodos minimizam a distorção da peça durante o processo de soldagem (CÉSAR, SANTOS, *et al.*, 2021) e (FERREIRA, *et al.*, 2023).

Para as LMF Ni-Ti, o processo de soldagem GTAW, embora mais simples e de melhor custo-benefício comparado a outras técnicas, como a soldagem a laser, tem sido pouco explorado em estudos específicos. O GTAW oferece vantagens notáveis, incluindo a estabilidade do arco elétrico em baixas correntes, o que é ideal para peças de pequena dimensão. Além disso, a soldagem GTAW proporciona um controle preciso sobre o calor e a penetração da solda, fatores cruciais para a integridade estrutural das LMF Ni-Ti, tornando-o uma opção atrativa para aplicações que demandam precisão e economia (ARAÚJO, 2013c).

(CO, KIMURA, *et al.*, 1996) investigaram a soldagem pelo processo GTAW de placas (0,2 mm x 8 mm) e fios (0,75 mm de diâmetro) de LMF NiTi, realizando microsoldas e submetendo as amostras a ciclagem com até 4% de deformação por 50 ciclos termomecânicos. Observou-se uma degradação nas propriedades mecânicas e termomecânicas das soldas, com os fios soldados exibindo maior deformação residual em comparação aos fios não soldados. Representação na Figura 21.

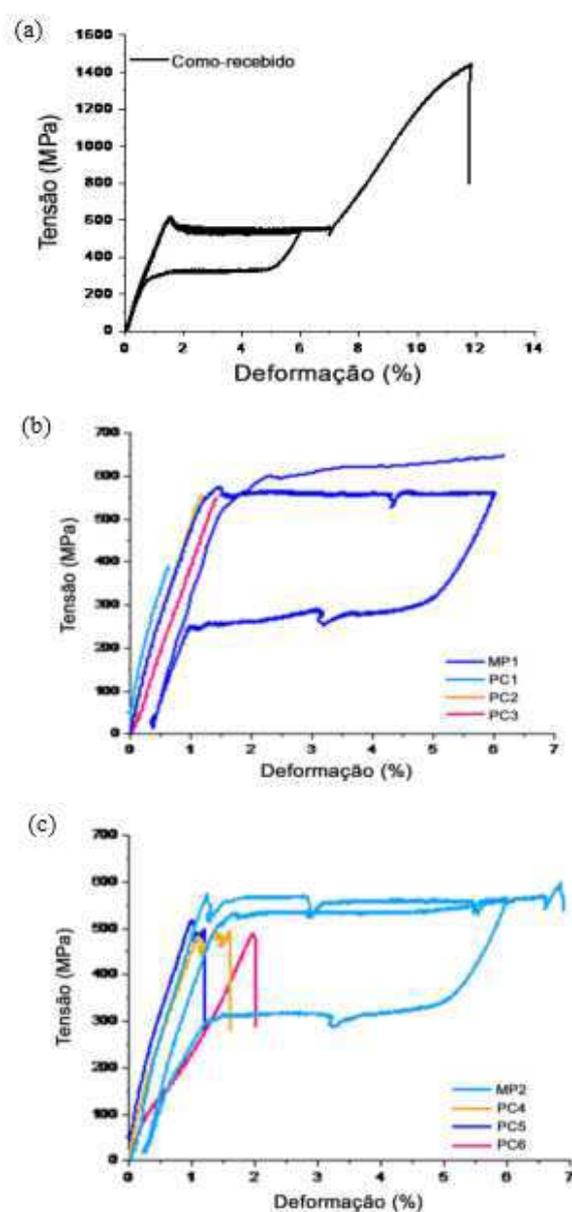
Figura 21 - Ciclagem de fios NiTi termomecânica. Sendo (a) Curvas tensão-deformação para fio não soldado e (b) Curvas tensão-deformação para fio soldado.



Fonte: CO, KIMURA, *et al.*, 1996.

FERREIRA, (2023) analisou e comparou o comportamento termomecânico de fios 0,9 mm similares de LMF Ni-Ti, para fios íntegros e unidos através de juntas soldadas e duplo pulso, conforme Figura 22. O parâmetro ideal estabelecido para garantir meia penetração os pulsos foram de 8ms de tempo e 40% da capacidade de energia do maquinário utilizado, o que corresponde a 1,28J (FERREIRA, *et al.*, 2022). Ambos os pulsos devem ser executados com o mesmo parâmetro de tempo e energia.

Figura 22 - Resposta termomecânica dos fios Ni-Ti 0,9 mm. (a) Fio íntegro. (b) e (c) Juntas soldadas por pulsos com mesmo tempo e potência.



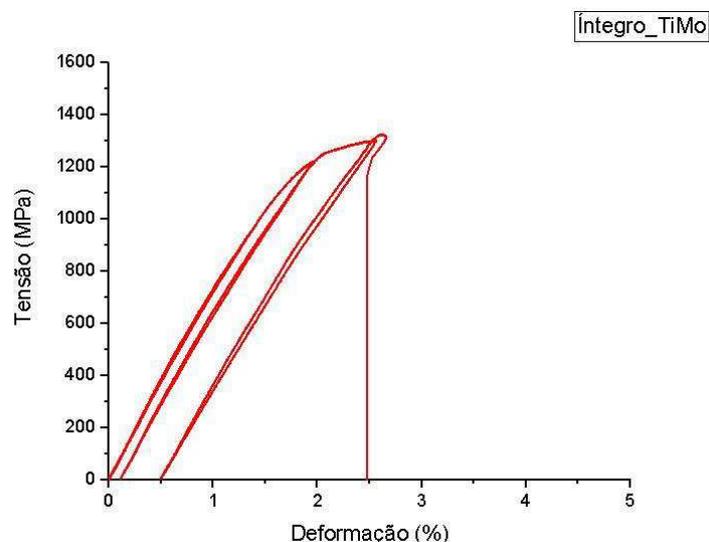
Fonte: FERREIRA, 2023.

Na Figura 22, observa-se que a UPS (*Upper Plateau Strength*) ocorreu aproximadamente a 600 MPa com uma deformação de 2,5% durante o carregamento dos fios LMF Ni-Ti, conforme mostrado em (a). Para as juntas soldadas em (b) e (c), somente os fios de duplo pulso em MP1 e MP2 completaram o ciclo com uma deformação inicial de 6%, formando o laço histerético característico das LMF Ni-Ti. Em ambos os casos, a UPS foi determinada em cerca de 550 MPa, enquanto a LPS (*Lower Plateau Strength*) foi de aproximadamente 250 MPa e 300 MPa, respectivamente (FERREIRA, 2023).

É observado para fios de 0,9 mm a mesma degradação nas propriedades mecânicas e termomecânicas das soldas em CO, KIMURA, *et al.*, 1996.

A Figura 23 apresenta o resultado do comportamento de fios íntegros Ti-Mo para ensaios de tração.

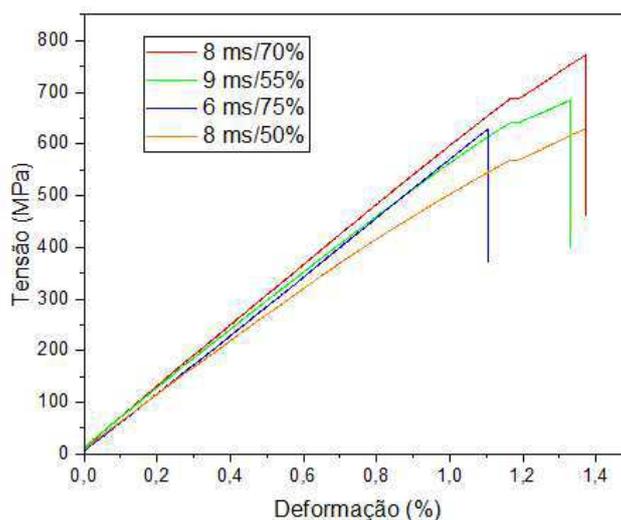
Figura 23 - Diagrama tensão x deformação para fios íntegros Ti-Mo.



Fonte: OLIVEIRA, 2023

Em estudos prévios conduzidos por OLIVEIRA, 2023, para os fios Ti-Mo de 0,9 mm, constatou-se que os resultados mais satisfatórios foram obtidos através da soldagem com duplo pulso igualmente ao NiTi, conforme Figura 24.

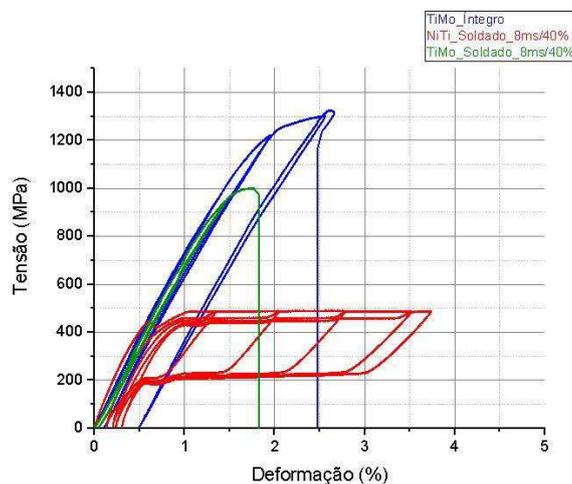
Figura 24 - Diagrama tensão x deformação para diferentes parâmetros de juntas soldadas Ti-Mo



Fonte: OLIVEIRA, 2023

Analisando os resultados obtidos pelos mesmos, observou-se que, mesmo com um parâmetro de menor energia (1,28 J), inferior ao ideal para penetração total, a junta soldada de Ti-Mo apresentou uma boa resistência mecânica à tração (~1000 MPa para juntas soldadas com duplo pulso (DP) de 8 ms e 40% de energia), comparada ao mesmo material sem solda (~1300 MPa). Esses resultados indicam que é viável a utilização das juntas soldadas de Ti-Mo. A Figura 25 ilustra graficamente o comportamento dessas juntas soldadas sob a ação de tensões, juntamente a um comparativo o Ti-Mo íntegro e fios similares Ni-Ti e Ti-Mo soldados (OLIVEIRA, 2023 e FERREIRA, 2023).

Figura 25 - Comparativo do comportamento resposta tensão x deformação do Ti-Mo íntegro, Ni-Ti e Ti-Mo similares soldados.



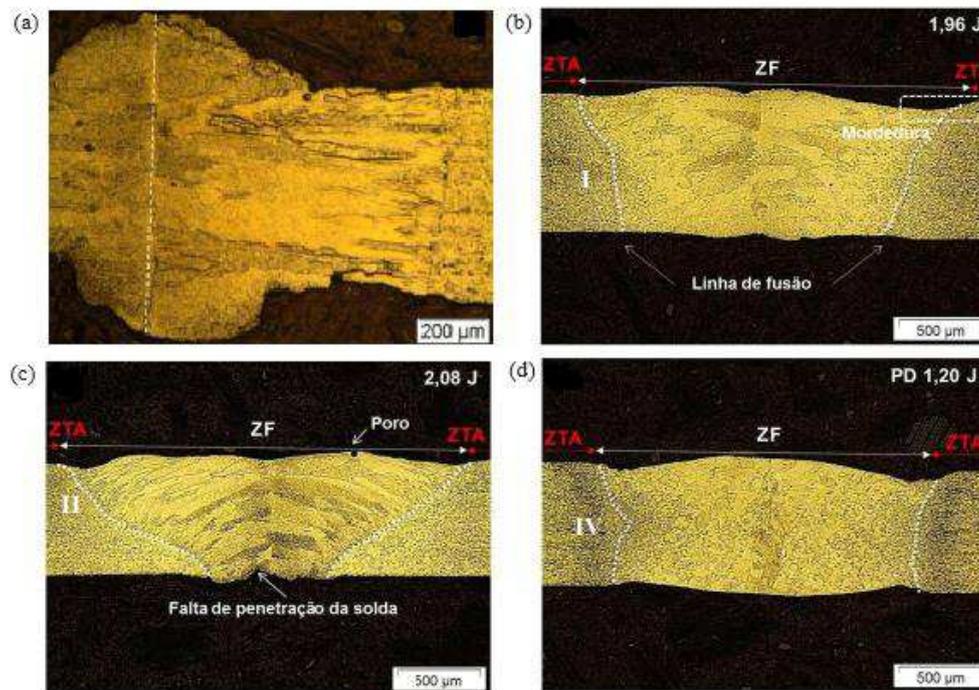
Fonte: Oliveira, 2023.

Com base nos parâmetros de soldagem otimizados para os fios de Ti-Mo, conforme abordado em OLIVEIRA, (2023), e para os fios de Ni-Ti, conforme descrito por FERREIRA, ARAÚJO, (2021), surge a necessidade de realizar uma análise aprofundada para determinar os parâmetros ideais para a junta dissimilar. Essa análise é crucial devido à discrepância nas exigências de energia entre as ligas, sendo necessário aproximadamente 1,80J para garantir uma penetração satisfatória no Ti-Mo, valor superior ao requerido para o Ni-Ti.

Quanto a microestrutura, estudos conduzidos em juntas soldadas de fios de NiTi, a exemplo, com memória de forma, conforme (CHAN, MAN, *et al.*, 2013a), (MIRSHEKARI, SAATCHI, *et al.*, 2013) e (ZHANG, ZHAO, *et al.*, 2013), é observado que o metal de solda (MS) é composto por uma estrutura dendrítica colunar, resultante da rápida solidificação e da taxa de resfriamento no local da interface sólido/líquido durante o processo de soldagem. Enquanto isso, a microestrutura na zona termicamente afetada (ZTA) revela uma estrutura de grãos equiaxiais grosseiros, devido ao efeito de recristalização e ao crescimento dos grãos.

Através de AMORIM, (2015) e ARAÚJO, (2021) foi avaliado a microestrutura destes fios superelásticos soldados a partir de microsoldadora GTAW. Essa representação pode ser vista na Figura 26.

Figura 26 - Micrografia de soldagem de juntas soldadas para fios Ni-Ti 0,9 mm. Sendo (a) Representação descrita por Amorim, 2014. (b) Representação por Araújo, 2021, ampliação correspondente à região entre a ZTA e a ZF com 1,96J de energia. (c) Representação por Araújo, 2021, ampliação correspondente à região entre a ZTA e a ZF com 2,08J de energia. (d) Representação por Araújo, 2021, ampliação correspondente à região entre a ZTA e a ZF com 1,20J de energia e duplo pulso.



Fonte: Amorim, 2014 e Araújo, 2021. Adaptado.

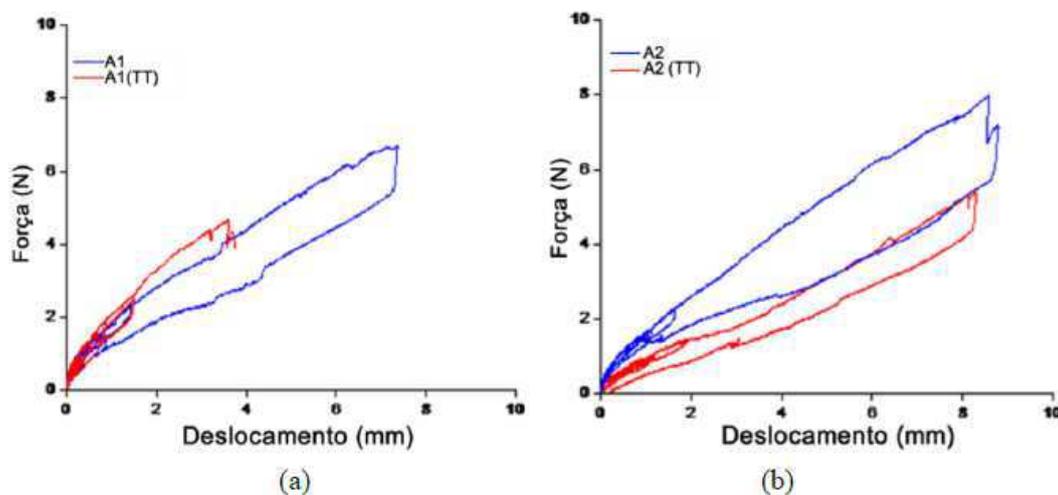
Os resultados mostraram que na zona de fusão (ZF) e na zona termicamente afetada (ZTA) de soldas com único pulso (Figura 26 b e c), foram observados grãos colunares grosseiros e uma linha central delimitando o crescimento epitaxial, resultando em grãos maiores no centro das juntas soldadas. No metal de base (MB), os grãos são equiaxiais e mais finos que na ZTA. Nas soldas de pulso duplo (Figura 26 d), a ZF e a ZTA apresentaram grãos mais finos devido ao segundo pulso, que refinou a microestrutura semelhante a tratamentos térmicos, refundindo parcialmente a ZF anterior e aliviando tensões residuais. (AMORIM, 2014) e (ARAÚJO, 2021).

Defeitos típicos da soldagem, como poros e mordeduras, foram identificados e podem reduzir as propriedades mecânicas das juntas soldadas. Outros estudos também relataram microestruturas semelhantes em juntas LMF NiTi soldadas por GTAW. (OLIVEIRA *et al.*, 2016a); AMORIM, (2015) e (ARAÚJO, 2021)

Com a definição dos parâmetros ideais de soldagem e o entendimento das características específicas da liga, torna-se viável a fabricação de grampos ortopédicos a partir da soldagem de fios ortodônticos. Este processo tem como objetivo compreender e

caracterizar o comportamento dessas ligas quando submetidas aos esforços específicos e típicos do uso em grampos ortopédicos. FERREIRA, (2023) conduziu uma análise detalhada de protótipos de grampos ortopédicos fabricados a partir de ligas de NiTi, obtendo resultados significativos na Figura 27.

Figura 27 - Resposta superelástica da força vs. deslocamento dos grampos soldados com e sem tratamento térmico. (a) A1. (b) A2.



Fonte: Ferreira, 2023.

Sendo A1 uma combinação de pulsos de 1,28 J externos e um pulso único de 1,32 J interno, e A2 duplo pulso externo de 1,20 J e um pulso único de 1,32 J interno.

Ambas as condições de soldagem sem pós-tratamento térmico não apresentaram deformação residual, com forças de pico de aproximadamente 7 N e 8 N para as condições A1 e A2, respectivamente. No entanto, a condição A2 (após tratamento térmico, TT) apresentou uma redução na força de pico para cerca de 5 N, acompanhada por uma diminuição na rigidez. (FERREIRA, 2023)

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo tem como objetivo detalhar os materiais empregados na produção dos grampos ortopédicos feitos de ligas de fios de NiTi/TiMo, juntamente com as abordagens para a análise térmica e termomecânica.

Inicialmente, foram fabricadas juntas de topo e também de sobreposição em fios dissimilares para determinação dos melhores parâmetros de união, com o intuito de determinar as condições de soldagem e de geometria mais adequadas para fabricação de grampos.

As atividades pertinentes a este trabalho foram conduzidas no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG).

5.1 Materiais

Neste estudo, empregaram-se fios das ligas LMF Ni-Ti, superelásticos à temperatura ambiente e Ti-Mo. Esses fios foram fornecidos pelas empresas Sandinox Biomateriais® e Dental Morelli, respectivamente, e apresentavam superfícies polidas e seções transversais circulares com um diâmetro de 0,9 mm. A composição química das ligas pode ser encontrada através dos valores nominais, fornecidos, nas Tabela 4 e Tabela 5.

Tabela 4 - Composição química do fio Ni-Ti (peso em %)

Ni	Impurezas	Ti
56,00	0,08	Saldo

Tabela 5 - Composição química Ti-Mo (peso em %).

Mo	Zr	Sn	Ti
10-13	4,5-7,5	3,75-5,25	Saldo

5.2 Metodologia da Pesquisa

O diagrama de fluxo representado na Figura 28 delinea todas as fases conduzidas durante esta investigação. A primeira fase englobou a realização de uniões entre os fios dissimilares; A segunda fase compreendeu a caracterização e a seleção dos melhores parâmetros de soldagem. Na terceira fase, procedeu-se à Microsoldagem e à caracterização de juntas sobrepostas, utilizando os parâmetros de soldagem previamente identificados como os mais adequados. Posteriormente, na quarta fase, foi realizada a Microsoldagem dos protótipos de grampos ortopédicos, seguida da execução de ensaios de flexo-tração combinada. Por fim, na quinta fase, efetuou-se a seleção do protótipo de grampo mais promissor, com base na caracterização detalhada e nos parâmetros de soldagem empregados.

Figura 28 - Fluxograma do processo de pesquisa.

