

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

Antonio Aristófares da Cruz Gomes

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA DE FIXAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO LIGA
COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti

Campina Grande/PB

2018

Antonio Aristófanés da Cruz Gomes

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA DE FIXAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO LIGA
COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica como
requisito parcial à obtenção do título de
MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

Orientador: Dr. Carlos José de Araújo.
Agência Financiadora: (CAPES, CNPq)

Campina Grande/PB

2018

G633d Gomes, Antonio Aristófanes da Cruz.
Desenvolvimento de uma placa de fixação óssea utilizando liga com memória de forma Ni-Ti / Antonio Aristófanes da Cruz Gomes. - Campina Grande, 2018.
73 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2018.
"Orientação: Prof. Dr. Carlos José de Araújo".
Referências:

1. Placas de Fixação Óssea. 2. Ligas com Memória de Forma. 3. Superelasticidade. 4. Liga Ni-Ti. 5. Fundição de Precisão. I. Araújo, Carlos José de. II. Título.

CDU 620.1.616(043)

Antonio Aristófanes da Cruz Gomes

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA DE FIXAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO LIGA
COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti.

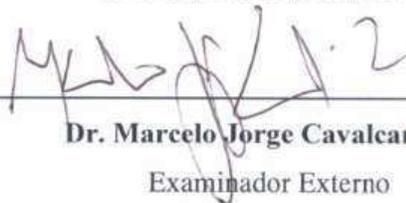
Dissertação aprovada em 07 de Agosto de 2018, pela banca examinadora constituída dos seguintes membros:



Dr. Carlos José de Araújo

Orientador

PPGEM/UAEM/CCT/UFCG



Dr. Marcelo Jorge Cavalcanti Sá

Examinador Externo

CSTR/UFCG



Dr.ª Nadja Maria da S. O. Brito

Examinadora Externa

NUTES/UEPB

Dedico este trabalho à
minha família e a todos do meu
convívio pessoal e profissional,
por todo o apoio e incentivo dado
para a conclusão de mais essa
etapa da minha vida.

AGRADECIMENTOS

A minha família, principalmente meus pais Antonio e Sonia, que sempre me apoiaram, me deram força e suporte necessários durante tempo de execução deste trabalho.

A Mayenne Rodrigues por estar presente em minha vida, me incentivando e apoiando.

Ao Professor Dr. Carlos José de Araújo pela oportunidade de participar do grupo de pesquisa do Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA), durante o período da graduação e também durante o mestrado. Pela valorosa orientação durante toda a pesquisa e por toda a confiança depositada em mim.

Aos todos os colegas do LaMMEA com os quais convivi durante todo esse tempo e que me ajudaram na realização desse trabalho, em especial aos amigos: Paulo César, Rômulo Pierre, Andersson Oliveira, Aline Michelly, Magna Silmara, Augusto Figueiredo, José Ricardo, Allysson Daniel, Yann Navarro, Maurílio Beltrão e Marcos de Araújo. Todas as discussões técnicas e pessoais foram de grande valia para este trabalho.

A todos os amigos que conquistei durante o período em que trabalhei na indústria. Muito do conhecimento e experiência adquiridos devo a essas pessoas, é essa experiência profissional que sempre busco aplicar à vida acadêmica.

Ao cirurgião dentista Luiz Guedes pelo auxílio técnico e o fornecimento de material específico da área odontológica.

Ao Professor Dr. Juscelino de Farias Marimbondo pelos ensinamentos proferidos nas aulas e pelas orientações dadas nesse trabalho.

Ao Professor Dr. Renato Alexandre Costa de Santana e seus alunos pelo auxílio na realização de alguns experimentos.

Ao Professor Dr. Antônio Almeida Silva, Coordenador do PPGEM, pelo trabalho executado frente ao programa.

Agradeço à Ivanilda Rodrigues da Silva, Secretária Administrativa do PPGEM, por todo apoio dado aos alunos do Programa de Pós-Graduação.

Agradeço aos professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGEM), bem como a todos os professores da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM) da UFCG.

Aos professores membros da banca avaliadora, que se dispuseram a colaborar com seus conhecimentos e experiência.

Ao CNPq pelo auxílio financeiro durante 19 meses.

“Tente mover o mundo - o primeiro passo será mover a si mesmo”.

Platão

Antonio Aristófanes da Cruz Gomes, DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA DE FIXAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti, 2018, 73f. Mestrado em Engenharia Mecânica. Universidade Federal de Campina Grande. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. 2018.

RESUMO

Os procedimentos cirúrgicos de reconstrução crânio facial vêm se desenvolvendo significativamente e grande parte desse progresso se deve às inovações nas técnicas cirúrgicas e ao emprego de novos materiais na fabricação dos dispositivos de fixação. O objetivo principal é tornar os procedimentos mais eficientes e menos invasivos aos pacientes, consequentemente haverá diminuição nos índices de retrabalhos. O emprego de Ligas com Memória de Forma (LMF) pode ser uma alternativa interessante nesses casos, uma vez que esses materiais possuem um comportamento adaptativo, com a capacidade de reagir a estímulos externos de natureza térmica ou mecânica. As LMF da família Ni-Ti lideram o interesse das pesquisas devido ao maior número de aplicações comerciais, principalmente nas áreas médica e odontológica. Essas LMF Ni-Ti, além de serem biocompatíveis possuem também módulo de elasticidade inferior ao de ligas de titânio, como o Ti-Al-V, e dos aços inoxidáveis. Neste contexto, o objetivo deste trabalho é desenvolver um protótipo de placa de fixação óssea, que poderá ser destinada a procedimentos de trauma e reconstrução mandibular, utilizando uma LMF Ni-Ti com características superelásticas. Foi escolhido um elemento de fixação, tipo placa, como modelo para os protótipos e as dimensões foram baseadas em componentes fornecidos comercialmente. Para a fabricação dos dispositivos optou-se pelos processos de fundição de precisão: Plasma *Skull Push-Pull* (PSPP), e fusão por indução com injeção por centrifugação (FIC), os quais se mostraram bastante eficazes. Foram realizados ensaios de caracterização para determinar as propriedades térmicas e mecânicas do dispositivo fabricado. Os principais resultados foram um componente de rigidez variável com a temperatura, módulo de elasticidade da ordem de 50 GPa na temperatura corpórea e vida em fadiga ente 10^3 e 10^6 para amplitudes de deslocamento em flexão entre 0,5 mm e 2,5 mm. Estes resultados de caracterização termomecânica indicam o potencial das LMF Ni-Ti e dos processos de fundição de precisão para a produção de placas de fixação óssea.

Palavras-chave: Placas de Fixação Óssea. Ligas com Memória de Forma. Superelasticidade. Liga Ni-Ti. Fundição de Precisão.

Antonio Aristófanés da Cruz Gomes, *DEVELOPMENT OF A BONE FIXATION PLATE USING Ni-Ti SHAPE MEMORY ALLOY*, 2018, 73p. *Master's degree in Mechanical Engineering. Federal University of Campina Grande. Postgraduate Program in Mechanical Engineering*. 2018.

ABSTRACT

Surgical procedures for facial skull reconstruction have been developing significantly and much of this progress is due to innovations in surgical techniques and the use of new materials in the manufacture of fastening devices. The main objective is to make the procedures more efficient and less invasive to the patients, consequently there will be a decrease in the rates of reworking. The use of Shape Memory Alloys (SMA) may be an interesting alternative in these cases, since these materials have an adaptive behavior, with the ability to react to external stimuli of a thermal or mechanical nature. The SMA of the Ni-Ti family lead the research interest due to the greater number of commercial applications, mainly in the medical and dental areas. In addition to being biocompatible, these Ni-Ti SMAs also have lower modulus of elasticity than titanium alloys, such as Ti-Al-V, and stainless steels. In this context, the objective of this work is to develop a prototype bone fixation plate, which can be used for trauma and mandibular reconstruction procedures, using a Ni-Ti SMA with superelastic characteristics. A plate-type fastening element was chosen as the prototype model and the dimensions were based on commercially supplied components. In order to manufacture the devices, it was chosen the precision casting processes: Plasma Skull Push-Pull (PSPP) and induction fusion with centrifugal injection (FCI), which proved to be quite effective. Characterization tests were performed to determine the thermal and mechanical properties of the fabricated device. The main results were a variable stiffness component with temperature, modulus of elasticity of the order of 50 GPa at body temperature and fatigue life between 10^3 and 10^6 for flexural displacement amplitudes between 0.5 mm and 2.5 mm. These thermomechanical characterization results indicate the potential of Ni-Ti SMA and precision casting processes for the production of bone fixation plates.

Keywords: Bone fixation plates. Shape memory alloys. Superelasticity. Ni-Ti alloy. Investment casting.

Lista de Figuras

Figura 1 – Ilustração de cirurgia ortognática.....	22
Figura 2 – Exemplos de placas de fixação mandibular.....	22
Figura 3 – Impressão 3D para diagnósticos e planejamento de procedimentos cirúrgicos.	23
Figura 4 – Ciclo térmico da transformação de fase.	27
Figura 5 – Esquematização do mecanismo de EMF.....	28
Figura 6 – Esquematização do mecanismo da Superelasticidade.....	30
Figura 7 – Laço de histerese mecânica de uma liga de memória de forma superelástica ($T > A_f$).	31
Figura 8 – Aplicação de uma LMF Ni-Ti em sistema de acoplamento de tubos - Caça <i>Grumman</i> <i>F-14 Tomcat</i>	34
Figura 9 – Grampo de compressão para cirurgia ortopédica.	35
Figura 10 – Alinhamento inicial de arco ortodôntico Ni-Ti SE. (a) antes, (b) depois do engate no suporte.	35
Figura 11 – Resumo dos processos de fabricação de LMF Ni-Ti.	36
Figura 12 – Sequência do processo de fundição de precisão.	38
Figura 13 – Micro fios metálicos com 100 μ m de diâmetro após micro fundição de precisão - temperatura do molde de 270 $^{\circ}$ C e velocidade de rotação de 1500 rpm.....	38
Figura 14 – Projeto de fabricação de peça por fundição de precisão. (a) Modelo anatômico. (b) Prótese customizada. (c) Modelo anatômico fabricado por impressão 3D. (d) Prótese fabricada por impressão 3D. (e) Árvore de fundição em cera. (f) Casca cerâmica em torno da árvore de fundição.....	39
Figura 15 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa.....	41
Figura 16 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 1.....	42
Figura 17 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 2.....	43
Figura 18 – Placa de fixação óssea. (a) Placa comercial, (b) Esboço do protótipo.....	43
Figura 19 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 3.....	44
Figura 20 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 4.....	45
Figura 21 – Impressoras 3D para produção de modelos. (a) <i>Makerbot replicator 2</i> ; (b) <i>Dimension Elite</i> ; (c) <i>B9Creator</i>	45
Figura 22 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 5.....	46
Figura 23 – Modelo tridimensional da PFO concebida. (a) Placa unitária. (b) Placas agrupadas; (c) Modelo impresso em ABS; (d) Montagem dos canais de alimentação para fundição.	46

Figura 24 – Matéria-prima (Ni e Ti) para fundição das PFO.....	47
Figura 25 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 6.....	48
Figura 26 – Ensaio RET. (a) Banho termostático. (b) Representação esquemática da PFO a ser ensaiada.....	49
Figura 27 – Analisador dinâmico mecânico DMA – modelo Q800.....	50
Figura 28 – Esquema da montagem das PFO para ensaios de flexão 4 pontos.	51
Figura 29 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 7.....	52
Figura 30 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 8.....	53
Figura 31 – Protótipos das primeiras PFO obtidas em LMF Ni-Ti por fundição de precisão. (a) Árvore de fundição. (b) Protótipos das placas.....	54
Figura 32 – Tomografia computadorizada do protótipo fabricado. (a) Árvore de fundição. (b) Imagem interna da peça. (c) Imagem em detalhe mostrando os defeitos internos.....	54
Figura 33 – Readequação da fabricação da PFO. (a) Modelos 3D em resina. (b) Árvore de fundição obtida.	55
Figura 34 – Curva de variação de resistência elétrica em função da temperatura da PFO-03 Ni-Ti.....	56
Figura 35 – Curva de ensaio de DSC da amostra LMF Ni-Ti – PFO-04.....	57
Figura 36 – Configuração do teste de flexão 4 pontos para placas metálicas de fixação óssea.	58
Figura 37 – Simulação MEF das deformações durante o ensaio de flexão 4 pontos da nova PFO submetida a um deslocamento de 4 mm.	59
Figura 38 – Simulação MEF de ciclos de carregamento e descarregamento das PFO em modo de flexão 4 pontos.....	60
Figura 39 – Ciclos de carregamento e descarregamento de uma PFO Ni-Ti em ensaio de flexão 4 pontos.	61
Figura 40 – Rigidez em função da temperatura para a PFO-03 em ensaio de flexão simplesmente engastada em modo dinâmico DMA. Deslocamento 20 μ m e Frequência 1,0 Hz.....	63
Figura 41 – Módulo de elasticidade em função da temperatura obtido em ensaio de flexão simplesmente engastada em modo dinâmico DMA – lâmina de seção retangular corrida PFI-03. Deslocamento 20 μ m e Frequência 1,0 Hz.....	64
Figura 42 – Valores de módulo de elasticidade de materiais metálicos usados em implantes ortopédicos.	65
Figura 43 – Deslocamento imposto à PFO.....	66

Figura 44 – Comportamento em fadiga das PFO em termos de momento fletor e força aplicada em função do número de ciclos.	66
Figura 45 – Números de ciclos até a ruptura em função da amplitude de deslocamento aplicada às PFO nos ensaios de fadiga.	67
Figura 46 – Superfície de fratura pós fadiga da placa PFO-04. Imagens obtidas em MEV – modelo VEGA3.	68

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Composição química da LMF Ni-Ti.....	44
Tabela 2 – Tratamentos térmicos aplicados aos protótipos de PFO Ni-Ti.	49
Tabela 3 – Identificação das novas placas de fixação óssea.	56

Lista de Abreviações e Siglas

A_f	Temperatura final de transformação de fase martensítica reversa
A_{fR}	Temperatura final de transformação de fase R reversa
Al	Alumínio
A_p	Temperatura de pico da transformação de fase reversa formação da fase austenita ($B19' \rightarrow B2$ ou $R \rightarrow B2$)
A_p'	Temperatura de pico da transformação de fase direta formação da fase R ($R \rightarrow B2$)
A_s	Temperatura inicial de transformação de fase martensítica reversa
A_s'	Temperatura inicial de transformação da fase R reversa
B19	Designação para estrutura cristalina ortorrômbica da martensita
B19'	Designação para estrutura cristalina monoclinica da martensita
$B19' \leftrightarrow B2$	Transformação martensítica entre as fases austenita cúbica de centrado e martensita monoclinica
$B19' \leftrightarrow R$	Transformação martensítica entre as fases martensita monoclinica e romboédrica
B2	Designação para estrutura cristalina cúbica de corpo centrado austenita
$B2 \leftrightarrow R$	Transformação martensítica entre as fases austenita cúbica de centrado e martensita romboédrica
C	Carbono
Co	Cobalto
$CpTi$	<i>Commercially pure titanium</i> (Titânio comercialmente puro)
CS	<i>Conventional Sintering</i> (Sinterização convencional)
Cu	Cobre
DMA	<i>Dynamic Mechanical Analyser</i> (Analisador Dinâmico Mecânico)
DSC	<i>Differential Scanning Calorimeter</i> (Calorímetro Diferencial de Varredura)
EBM	<i>Electron Beam Melting</i> (Fusão de feixe de elétrons)
EMF	Efeito Memória de Forma
EMFD	Efeito Memória de Forma Duplo
EMFS	Efeito Memória de Forma Simples
Fe	Ferro
FIC	Fusão por indução com injeção por centrifugação
HIP	<i>Hot Isostatic Pressing</i> (Compactação isostática a quente)
In	Índio
LaMMEA	Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas
LENS	<i>Laser Engineered Net Shaping</i> (Fusão por projeção de laser)
LMF	Ligas com Memória de Forma
M	Momento (N.mm)
MEF	Método dos Elementos Finitos
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
M_f	Temperatura final de transformação martensítica
MIM	<i>Metal Injection Molding</i> (Moldagem por injeção de metal)

M_s	Temperatura inicial de transformação martensítica
N_f	Número de ciclos até a fadiga
Ni	Níquel
PFI	Placa de Fixação Interna
PSPP	Plasma <i>Skull Push-Pull</i>
RET	Resistência Elétrica Temperatura
RM	Ressonância magnética
SE	Superelasticidade / <i>Superelasticity</i>
<i>SHS</i>	<i>Self-propagating High Temperature Synthesis (combustion) Synthesis</i> (Síntese por auto propagação de alta temperatura)
<i>SLM</i>	<i>Selective Laser Melting</i> (Fusão seletiva a laser)
<i>SLS</i>	<i>Selective Laser Sintering</i> (Sinterização seletiva a laser)
<i>SMA</i>	<i>Shape Memory Alloys</i> (Liga com Memória de Forma)
<i>SME</i>	<i>Shape Memory Effect</i> (Efeito Memória de Forma)
<i>SPS</i>	<i>Spark Plasma Sintering</i> (Sinterização por arco de plasma)
TC	Tomografia computadorizada
Ti	Titânio
TiO ₂	Dióxido de Titânio
Tl	Tálio
UAEM	Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica
UFMG	Universidade Federal de Campina Grande
V	Vanádio
<i>VAR</i>	<i>Vacuum Arc Remelting</i> (Refusão a vácuo com eletrodo consumível)
<i>VIM</i>	<i>Vacuum Induction Melting</i> (Fusão por indução a vácuo)
Zn	Zinco

Lista de Símbolos

ΔH^*	Entalpia de transformação por unidade de volume
ΔS	Entropia de transformação por unidade de volume
σ	Tensão uniaxial
	Deformação por transformação
E	Módulo de elasticidade
EI_e	Rigidez estrutural
K	Rigidez flexural

Sumário

1. Introdução	18
2. Objetivos	19
2.1. Geral	19
2.2. Específicos	19
3. Justificativa	19
4. Revisão da Literatura	21
4.1. Elementos de Fixação Bucomaxilofacial	21
4.2. Tecnologias 3D	23
4.3. Biocompatibilidade	24
4.4. Ligas com Memória de Forma (LMF)	25
4.4.1. Comportamento Termomecânico	26
4.4.2. LMF – Ni-Ti	32
4.4.3. Aplicações de LMF	33
4.4.4. Processos de Fabricação de Componentes LMF	36
4.5. Fundição de Precisão	37
5. Materiais e Métodos	39
5.1. Classificação da Pesquisa	39
5.2. Processo Metodológico	40
6. Resultados e Discussões	53
6.1. Processo de Fabricação	53
6.1.1. Primeira Linha de Processamento	53
6.1.2. Segunda Linha de Processamento	55
6.2. Análise Térmica	56
6.3. Análise Termomecânica	58
6.3.1. Caracterização Mecânica Estática	58
6.3.2. Caracterização Mecânica Dinâmica	62
7. Conclusão	68
8. Sugestões para Trabalhos Futuros	69
Referências Bibliográficas	70

1. Introdução

Há dezenas de milhares de anos a humanidade começou a transformar o mundo a sua volta, usando em benefício próprio os materiais encontrados na natureza. Inicialmente recorrendo a pedaços de ossos, madeira e pedras lascadas para construir seus primeiros instrumentos rudimentares, surge dessa forma a tecnologia para auxiliar e solucionar as dificuldades do dia a dia.

A descoberta e o controle do fogo, assim como a utilização dos metais, foram marcos importantes para o desenvolvimento tecnológico e evolução da humanidade. Alguns milênios depois, o homem passou a utilizar o fogo para fundir metais, isso deu início à “Idade do Bronze”, e posteriormente, ao domínio sobre a tecnologia de fundição de outros metais (OLIVEIRA, 2013).

Na natureza, os metais na sua condição bruta, normalmente são encontrados sob a forma de minérios, que precisam ser processados para se obter o material desejado. A aplicação de novos materiais, o domínio de novas técnicas de prospecção e processamento garantiram ao homem o suprimento de suas necessidades e sua ascensão tecnológica.

Não é difícil observar que a pesquisa para o desenvolvimento de novos materiais traz melhorias significativas aos processos produtivos, considerando que ao se trabalhar com um material diferente do habitual, é preciso muitas vezes desenvolver novas técnicas ou até mesmo adequar às existentes. Desse modo, há uma busca constante por novas tecnologias, bem como o emprego de novos materiais.

A área da saúde é um bom exemplo, todos os dias surgem novas demandas que precisam ser solucionadas. Quando se refere às aplicações biomédicas, a nível mundial, pesquisadores buscam soluções que se aproximem ou reproduzam o comportamento das estruturas do corpo humano, cuja finalidade seja tornar os tratamentos mais eficientes, proporcionando melhores resultados aos pacientes. O uso de materiais com comportamento ativo, como por exemplo os materiais com memória de forma, têm sido uma alternativa interessante.

Atualmente, as ligas com memória de forma (LMF) de Ni-Ti têm figurado em práticas da ortodontia, onde vêm mostrando resultados satisfatórios, tanto no que se refere à solução dos problemas como na redução dos tempos de tratamento. Extrapolando essa aplicação na ortodontia, estima-se que os tratamentos cirúrgicos de reparação de traumatismos e deformidades faciais, congênitas ou adquiridas ao longo da vida, também podem ser realizados com o uso de LMF Ni-Ti. Este é o alvo inicial desta pesquisa que se propõe a produzir placas de fixação óssea a partir desse material especial.

Nesse cenário, o grande desafio desse trabalho é projetar um dispositivo de fixação óssea, a ser fabricado a partir de uma LMF Ni-Ti, que possa ser empregado futuramente em procedimentos cirúrgicos de reparação de traumatismos e deformidades faciais. Também faz parte do escopo deste trabalho aplicar à fundição de precisão como técnica de obtenção dos elementos de fixação. Ao final, busca-se determinar a viabilidade técnica desse tipo de dispositivo.

2. Objetivos

2.1. Geral

Desenvolver uma placa de fixação óssea (PFO) a partir de uma LMF da família Ni-Ti, com comportamento superelástico, e usando o processo de fundição de precisão, visando futuros procedimentos de trauma e reconstrução mandibular.

2.2. Específicos

- Projetar e fabricar um protótipo de PFO visando reconstrução mandibular e aplicações similares, utilizando uma liga Ni-Ti e técnicas de fundição de precisão;
- Avaliar o comportamento térmico da PFO de Ni-Ti nos estados como fabricada e tratada termicamente;
- Determinar o módulo de elasticidade e a rigidez da PFO na faixa de 25 °C a 40 °C;
- Verificar o comportamento em fadiga por flexão 4 pontos das PFO obtidas.

3. Justificativa

O emprego de novos materiais e novas técnicas cirúrgicas têm tornado possível a realização de procedimentos mais precisos, menos invasivos e que proporcionam aos pacientes uma recuperação mais rápida e eficaz. O tempo médio de recuperação total dos pacientes submetidos a cirurgias bucomaxilofaciais¹ tem sido reduzido graças ao emprego de novos

¹ Cirurgia bucomaxilofacial ou cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial, é uma especialidade odontológica que trata cirurgicamente as doenças da cavidade bucal, face e pescoço, tais como: traumatismos e deformidades faciais (congenitas ou adquiridas), traumas e deformidades dos maxilares e da mandíbula.

procedimentos. Neste contexto, a osseointegração² é uma das palavras-chave quando se trata de êxito e boa recuperação nesses procedimentos cirúrgicos.

As ligas metálicas de uso em dispositivos de fixação esquelética, que hoje podem ser encontradas com maior acesso, proporcionam carregamento mecânico significativo para a imobilização durante o processo de cicatrização óssea, porém, a elevada rigidez dos implantes pode causar tensões excessivas, resultando em desconforto durante o período de recuperação pós-cirúrgica. Essa rigidez mais elevada se deve ao módulo de elasticidade do componente, que no caso dos aços inox se situa entre 190 e 210 GPa, bastante superior ao módulo dos ossos em geral.

No processo de osteossíntese³ o emprego de técnicas cirúrgicas e materiais é algo fundamental na busca de tratamentos mais eficazes. As LMF de Ni-Ti são um exemplo de material com potencial para ser aplicado nesta finalidade; elas mantêm as características funcionais de fixação e ao mesmo tempo podem transmitir melhores níveis de tensões (forças), em comparação com as ligas metálicas convencionais atualmente empregados na fabricação dos dispositivos de fixação óssea (aços inoxidáveis e ligas de titânio, por exemplo).

Cada paciente assim como cada tipo de procedimento cirúrgico tem suas particularidades, e a escolha do tratamento deve estar adequada às necessidades de cada paciente. Sendo assim, o uso de escaneamento corporal, impressão de modelos tridimensionais e a aplicação de materiais ativos são alguns dos recursos que podem contribuir no sucesso dos procedimentos cirúrgicos. Além de se estudar cada caso, com o auxílio dessas ferramentas é possível planejar melhor cada etapa do processo, bem como customizar os dispositivos que serão empregados. Em cirurgias de reconstrução facial, por exemplo, essa metodologia já é bastante difundida.

Nesta pesquisa será desenvolvida um protótipo de PFO destinada a procedimentos de reconstrução mandibular e outros similares, a partir de uma LMF da família Ni-Ti com comportamento superelástico. Para a fabricação destes elementos de fixação serão empregadas técnicas de fundição de precisão: fusão a arco sob atmosfera controlada e fusão por indução magnética e injeção por centrifugação. As peças modelo utilizadas na fundição serão obtidas por impressão tridimensional em cera. Serão realizados ensaios para a caracterização térmica e mecânica nos protótipos produzidos, com vistas a determinar as temperaturas de transformação

² Osseointegração - união estável e funcional entre o osso e uma superfície de titânio. Este fenômeno ocorre após a inserção de peça em titânio dentro do osso e a migração das células ósseas para a superfície deste metal.

³ Osteossíntese - procedimento cirúrgico realizado para juntar fragmentos ósseos fraturados, fazendo com que eles se mantenham unidos através de sutura, placa, anel ou outros meios mecânicos, permitindo a consolidação pela formação do calo.

de fase da liga metálica utilizada e os níveis de carregamento mecânico que os elementos de fixação poderão suportar em flexão, respectivamente.

4. Revisão da Literatura

4.1. Elementos de Fixação Bucomaxilofacial

Os tratamentos para fraturas faciais têm sofrido avanços consideráveis, isso se deve em grande parte às pesquisas de novos métodos de fixação e também o uso de novos materiais. O emprego de placas e parafusos de titânio, no tratamento dos traumas e deformidades faciais, vem aumentando à medida que novas pesquisas comprovam sua eficácia e segurança em relação a outras técnicas.

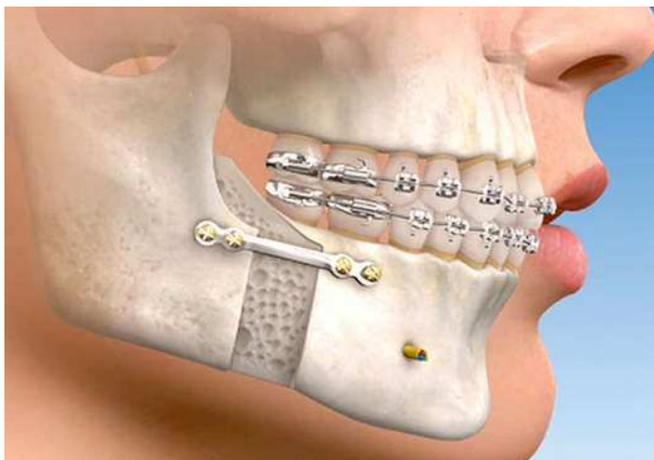
O titânio é hoje um dos materiais aloplásticos⁴ mais utilizados em implantes cirúrgicos, devido à osseointegração, leveza, elevado grau de resistência à ruptura e à corrosão, baixa condutividade térmica e radiolucidez⁵ (CIUCCIO et al., 2010; FONSECA et al., 2015). Ligas metálicas que contêm titânio na sua composição também já são bastante empregadas em procedimentos cirúrgicos.

A cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial, ilustrada na Figura 1, é uma especialidade da odontologia que trata cirurgicamente as doenças da cavidade bucal, face e pescoço, tais como: traumatismos e deformidades faciais, sejam elas de origem congênitas ou adquiridas ao longo da vida, traumas e deformidades dos maxilares e da mandíbula (HUPP; ELLIS; TUCKER, 2008).

⁴ Aloplásticos - tecido celular morto ou de material não orgânico que se implanta no interior do organismo.

⁵ Radiolúcido - partes escuras de uma radiografia.

Figura 1 – Ilustração de cirurgia ortognática.



Fonte – INSTITUTO MAXILO FACIAL, 2015.

A cirurgia ortognática é o procedimento cirúrgico que visa reestabelecer um padrão facial normal em pacientes que apresentam alterações no desenvolvimento ósseo facial. O tratamento com a cirurgia ortognática é um procedimento que engloba, sempre, a associação de um tratamento ortodôntico com um cirúrgico para propiciar melhorias estéticas e funcionais na face dos pacientes. Nestes procedimentos são utilizados diversos tipos de dispositivos de fixação, tais como: fios transósseos, placas ósseas, placas biodegradáveis e sistemas de placas. Na Figura 2 pode-se observar um exemplo da aplicação de placas de fixação em um procedimento cirúrgico.

Figura 2 – Exemplos de placas de fixação mandibular.



Fonte – DEPUY SYNTHES COMPANIES, 2018.

Os sistemas fixação interna rígida são os mais confiáveis para se conseguir a osteossíntese, eles são compostos de placas metálicas e parafuso que formam um composto ativo e passivo. Em alguns casos, sistemas de placas de titânio podem apresentar desvantagens, que incluem deslocamento da posição original, infecções, palpabilidade e exposição. Esses fatores expõe o paciente a necessidade de cirurgias de revisão e podem causar distorções em ressonâncias magnéticas (RM) e tomografias computadorizadas (TC). Em casos mais críticos pode ser necessário remover as placas devido estresse causado na superfície por baixo da placa induzindo a diminuição de massa óssea. Outros relatos indicam que as ligas metálicas que contém níquel, cobalto e cromo podem sensibilizar o paciente e levar a reações alérgicas (FONSECA et al., 2015).

4.2. Tecnologias 3D

Um diagnóstico preciso e um bom planejamento cirúrgico são fundamentais para minimizar falhas e possíveis prejuízos físicos a pacientes que precisam ser submetidos cirurgias de colocação de implantes e/ou sistemas de fixação. Cada vez mais se populariza o emprego de modelos físicos da anatomia do próprio paciente.

O que antes era feito através de imagens de exames médicos, como por exemplo, tomografias e ressonâncias magnéticas, hoje pode ser substituído por modelos tridimensionais, gerados a partir dos próprios resultados desses exames, como pode ser observado na Figura 3.

Figura 3 – Impressão 3D para diagnósticos e planejamento de procedimentos cirúrgicos.



Fonte – BURITI, 2014 - *Connect Media*.

Este tipo de tecnologia permite ao médico a manipulação dos modelos antes mesmo de uma intervenção cirúrgica. Atualmente, até mesmo peças de reposição para o corpo humano já são fabricadas por impressão 3D (ENVISIONING TECHNOLOGY, 2016).

Em casos de pacientes que precisam de transplantes ósseos, as imagens de TC são utilizadas para fabricar cópias idênticas aos originais, onde se fará a cirurgia. Já existem empresas especializadas que empregam a impressão 3D na fabricação de tecidos vivos, que imitam aparência e até mesmo comportamento de órgãos humanos. Será possível em alguns anos produzir órgãos completos como rins, pâncreas e fígados, a partir de células-tronco do próprio paciente (DEMARTINI, 2017).

4.3. Biocompatibilidade

Quando alguém sofre um acidente, ou é portador de uma doença degenerativa ou deficiência física, é preciso em certos casos o uso de próteses. Estas próteses têm que ser adequadas à função a que se destinam, além de serem fabricadas a partir de materiais compatíveis com o corpo humano. Estes materiais devem atender a uma variedade de parâmetros de modo a serem biocompatíveis.

A biocompatibilidade é essencial para a implementação desses materiais no corpo humano, de modo a minimizar possíveis reações de rejeição. Implantes de diferentes materiais apresentam distintos padrões de biocompatibilidade, estes padrões podem determinar os possíveis mecanismos de formação óssea adjacente à superfície do material (DEE; PULEO; BIZIOS, 2003; PARK; BRONZINO, 2002).

Os biomateriais são classificados de acordo com sua compatibilidade aos tecidos do corpo onde serão implantados (BHAT, 2002). Há quatro tipos de classificação:

- **Biotolerante**: Implantes que são separados do osso por uma camada de tecido. Se enquadram nessa categoria praticamente todos os polímeros sintéticos e a maioria dos metais.
- **Bioinerte**: Implantes que possuem contato direto com o tecido ósseo. No entanto, não ocorre nenhuma reação química entre o tecido e o implante. Exemplos de biomateriais bioinertes: alumina, zircônia, titânio, tântalo, nióbio e carbono.
- **Bioativo**: Neste tipo ocorre interação entre o implante e o tecido ósseo. Os principais materiais desta classe são: Ca-fosfato, vitro-cerâmicas e hidroxiapatita.
- **Bioreabsorvíveis**: Materiais que, após certo período de tempo em contato com os tecidos, acabam sendo absorvidos pelo organismo. São interessantes em aplicações clínicas onde seja desaconselhável a uma nova intervenção para retirada do implante.

Um material é considerado biocompatível quando este não produz efeitos danosos sobre os tecidos biológicos. A biocompatibilidade não é um efeito ou fenômeno único, compreende uma série de processos que envolvem diferentes mecanismos de interação entre o material e o tecido. Em alguns casos, elementos metálicos em suas formas naturais e em pequenas quantidades podem ser tolerados pelo organismo, como é o caso do ferro (Fe) para as hemácias, células vermelhas do sangue, do cobalto (Co) na síntese de vitamina B12 (DAVIS, 1998; WONG; BRONZINO, 2007). No entanto, em grande quantidade a maioria dos metais não é tolerada pelo organismo.

O titânio e suas ligas atraíram muita atenção no campo dos implantes médicos, não só por conta de suas propriedades mecânicas únicas e resistência à corrosão, mas porque não iniciam uma resposta alérgica e têm provavelmente a melhor tolerância entre os biomateriais metálicos no corpo. Atualmente, apenas três sistemas de liga têm uso extensivo na indústria, especificamente de titânio comercialmente puro (cpTi), Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb (PANDIT; PLANELL; NAVARRO, 2013).

Estudos em outras ligas têm evoluído, a exemplo da LMF de Ni-Ti que combina características importantes como excelente resistência à corrosão, resistência ao desgaste e boa biocompatibilidade. Essas propriedades tornam Ni-Ti um material de engenharia biológica ideal, especialmente em cirurgia ortopedista e ortodontia (BARBUCCI, 2002; GIL; MANERO; PLANELL, 1996).

O titânio por ser bioinerte é tolerado quando implantado no corpo humano, no entanto, o níquel, em certos níveis, é tóxico e pode desencadear respostas alérgicas. Nas ligas de Ni-Ti há a formação de uma camada passiva de óxido de titânio (TiO_2), que impede qualquer fuga de níquel, atuando como uma barreira física e química na prevenção da oxidação de Ni e melhora a resistência do metal à corrosão, dessa forma as aplicações biomédicas continuam a ser o alvo principal desta liga (PANDIT; PLANELL; NAVARRO, 2013; RAO; SRINIVASA; REDDY, 2015).

4.4. Ligas com Memória de Forma (LMF)

As Ligas com Memória de Forma (LMF) são materiais metálicos com comportamento ativo, que têm a capacidade de responder a estímulos termomecânicos por meio dos fenômenos do Efeito Memória de Forma (EMF) e da Superelasticidade (SE). Ambos os efeitos permitem recuperação de grandes níveis de deformações, aparentemente plásticas, quando um estímulo

particular é aplicado, no primeiro caso por meio de aquecimento ou por meio de carregamento mecânico no segundo (HUANG et al., 2010; OTSUKA; WAYMAN, 1998).

O surgimento das LMF se deve inicialmente ao descobrimento da martensita nos aços, em meados de 1890, pelo metalurgista alemão Adolf Martens. O termo martensita é uma homenagem ao seu descobridor. A transformação martensítica foi um fenômeno bastante estudado no início dos anos 1900.

A transformação martensítica, presente em sistemas Fe-C, foi qualificada inicialmente como irreversível. Já o conceito de transformação martensítica termoelástica, que vem a explicar a transformação martensítica reversível (KURDYUMOV; KHANDROS, 1949), baseou-se em observações experimentais da estrutura martensítica termicamente reversível, em ligas Cu-Zn e Cu-Al. A ocorrência de transformação martensítica termoelástica foi demonstrada em outras ligas como In-Tl e Cu-Zn (LAGOUDAS, 2008).

O fenômeno de memória de forma está intimamente associado a uma transformação de fase no estado sólido, do tipo martensítica, que por sua vez é reversível do ponto de vista da estrutura cristalográfica. A transformação acontece por cisalhamento de planos cristalográficos, sem ocorrência de difusão e aumento da fase martensítica sobre uma fase inicialmente austenita. Esse fenômeno pode ocorrer em algumas ligas metálicas e está associado à temperatura a qual a liga se encontra. (OTSUKA; WAYMAN, 1998).

O efeito de memória de forma e a pseudoelasticidade estão relacionados à transformação termoelástica de martensítica (austenita \leftrightarrow martensita) que pode ser induzida termicamente, através da variação de temperatura ou mecanicamente, através de um carregamento mecânico externo.

4.4.1. Comportamento Termomecânico

4.4.1.1. Variação de Propriedades Físicas e Mecânicas com a Temperatura

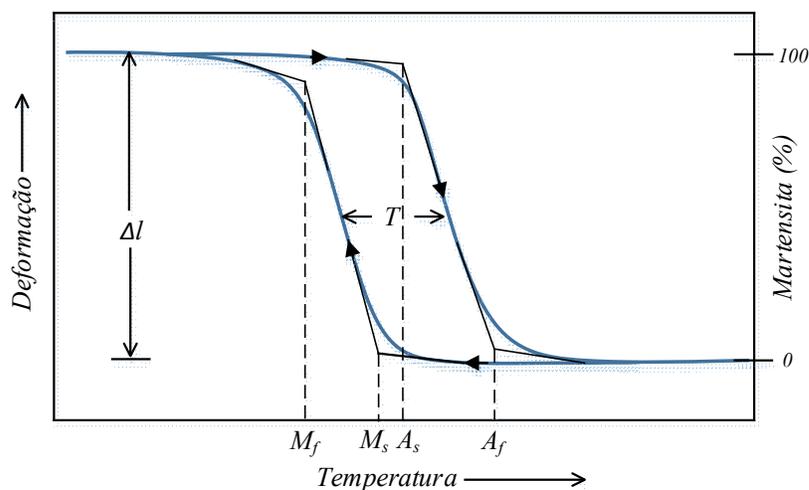
As LMF possuem duas estruturas cristalinas sólidas, e a presença de uma estrutura em oposição a outra é dependente da temperatura e da tensão mecânica. A fase austenita, também chamada de fase mãe, é mais estável em temperaturas mais elevadas, sua estrutura tipicamente se apresenta sob a forma cristalina de corpo centrado (B2). Já a fase martensítica é mais estável em baixas temperaturas, sua forma cristalina é diferente e ocorre sob a forma de cristais monoclinicos (B19'), quando se trata de LMF Ni-Ti próximas a composição equiatômica, ou cristais ortorrômbicos (B19), quando há adição de cobre ou paládio às ligas Ni-Ti

(LAGOUDAS, 2008). As diferenças de estruturas cristalinas garantem propriedades térmicas, elétricas e mecânicas diferentes entre as duas fases.

Antes mesmo de descrever os aspectos termodinâmicos da transformação martensítica, é importante definir as temperaturas de transformação de fase: M_s é a temperatura onde ocorre o início de transformação martensítica; M_f é a temperatura final de transformação martensítica; A_s é a temperatura inicial da transformação reversa (martensita \rightarrow austenita); A_f é a temperatura final da transformação reversa, é nessa temperatura na qual a martensita torna-se completamente instável.

Na Figura 4 é possível observar que a formação de martensita pode ser iniciada por resfriamento do material abaixo de M_s . Durante o aquecimento e resfriamento verifica-se a presença da histerese térmica entre M_f e A_s , assim como entre as temperaturas M_s e A_f , quanto menor essa histerese mais eficiente será o EMF.

Figura 4 – Ciclo térmico da transformação de fase.



Fonte – OTSUKA; WAYMAN, 1998 – adaptado.

As temperaturas e tensões mecânicas, nas quais se inicia e termina a transformação martensítica nas LMF, são chamadas de temperaturas e tensões críticas de transformação de fase respectivamente. Estes parâmetros definem o comportamento termomecânico das LMF.

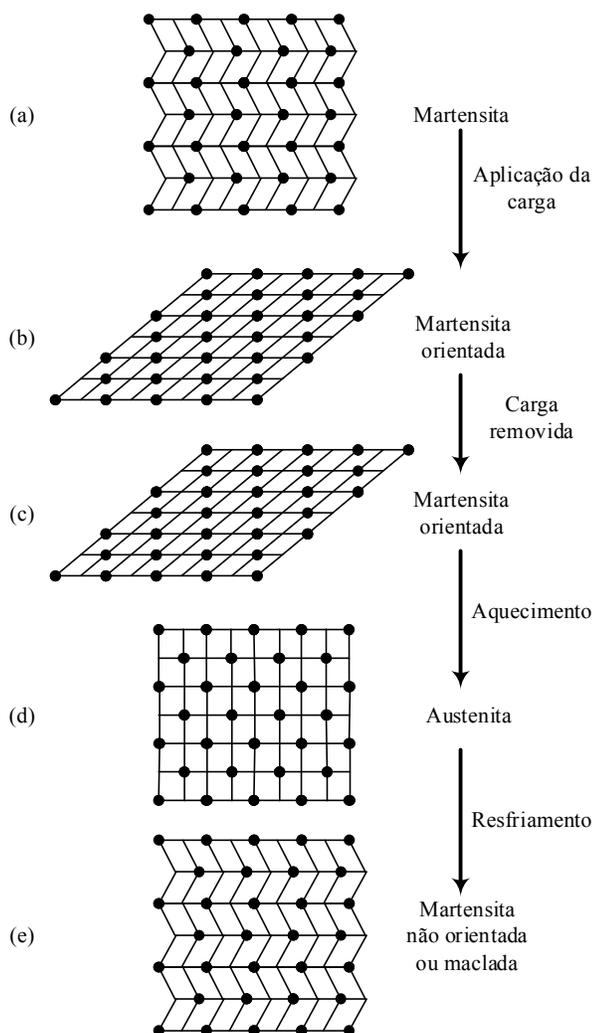
4.4.1.2. Efeito Memória de Forma (EMF)

As transformações induzidas termicamente não dependem do efeito de difusão de átomos para acontecer, sua velocidade depende única e exclusivamente da condutibilidade

térmica. Na Figura 5 ilustra-se o mecanismo do efeito memória de forma quando a temperatura de teste é inferior à M_f .

Na Figura 5(a) é observada a estrutura martensítica; após a aplicação de um carregamento mecânico obtém-se uma estrutura caracterizada pela martensítica orientada, Figura 5(b); ao passo em que a carga é removida, a estrutura mantém-se inalterada, Figura 5(c); quando é fornecido um aporte térmico, a estrutura muda de martensita orientada para austenita, Figura 5(d); quando o material é resfriado, sua estrutura muda, passando à martensítica novamente, desta vez martensita não orientada ou também como é conhecida martensita maclada, Figura 5(e).

Figura 5 – Esquemática do mecanismo de EMF.



Fonte – WADOOD; ABDUL, 2016 – adaptado.

i. Efeito Memória de Forma Simples – EMFS

O Efeito de Memória de Forma Simples (EMFS) pode ser compreendido como a capacidade que uma LMF recuperar a sua forma inicial após ser deformada no estado martensítico. Essa capacidade de recuperação pode chegar a valores entre 6 a 8 %.

Neste tipo de efeito há a formação de martensita não orientada, quando ocorre o resfriamento à uma temperatura inferior à M_f . Para que ocorra a orientação de maclas da martensita é preciso que haja novamente aplicação de carga.

Comumente adota-se o material com esse tipo de efeito quando há a necessidade de resposta em um grande número de ciclos de ativação e desativação, porém lembrando sempre da necessidade da reaplicação da carga antes de próxima atuação.

ii. Efeito Memória de Forma Duplo – EMFD

A principal característica notada no Efeito de Memória de Forma Duplo (EMFD), em contraposição ao efeito de memória simples é macroscópica, uma mudança de forma espontânea, sem que tenha havido influência externa, como por exemplo carregamento mecânico.

Para haver a mudança de forma espontânea é preciso existir uma certa interação entre anisotropia⁶ subestrutural e a formação de martensita. A anisotropia subestrutural é obtida por meio de tratamentos termomecânicos específicos, uma vez que essa propriedade intrínseca da fase principal do material (OTSUKA; WAYMAN, 1998).

A recuperação da forma pode ocorrer não só na fase austenítica, mas também na fase martensítica. O duplo efeito de memória é obtido através de processos termomecânicos que introduzem deformações plásticas. Este fenômeno caracteriza-se por uma força de ação elevada durante o aquecimento, semelhante ao efeito de memória simples, porém a força disponível durante o resfriamento é consideravelmente inferior. O nível de recuperação de deformação é de aproximadamente 4 %.

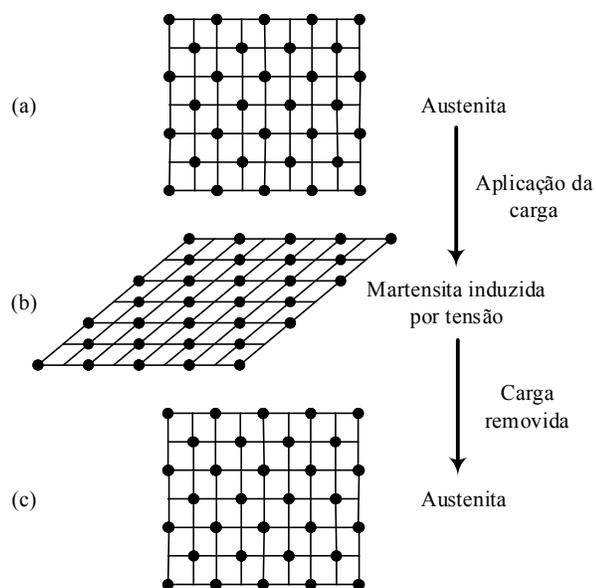
⁶ Um material é anisotrópico quando suas propriedades mecânicas são diferentes em diferentes direções. As propriedades mecânicas não são simétricas em relação a qualquer plano ou eixo.

4.4.1.3. Superelasticidade (SE)

Os materiais metálicos apresentam comportamento elástico quando submetidos a certos níveis de deformação, essa deformação gerada é diretamente proporcional à força aplicada. Quando o material consegue recuperar a forma original, após a retirada da carga, essa deformação é denominada deformação elástica. Ao passo que o nível de carga é excedido, a força atuante provoca deformações permanentes, as quais não podem ser recuperadas, essa deformação é denotada por deformação plástica.

As transformações induzidas mecanicamente ocorrem quando um carregamento mecânico é aplicado ao material na fase original, acima da temperatura de A_f , uma martensita mecanicamente elástica é induzida por tensão em ligas que apresentam comportamento termoelástico. Quando o carregamento é liberado, o material deformado reverte para sua forma original, como pode ser observado na Figura 6. Este efeito é chamado de efeito de pseudoelasticidade ou superelasticidade (GIL; MANERO; PLANELL, 1996; TELO, 2014).

Figura 6 – Esquemática do mecanismo da Superelasticidade.



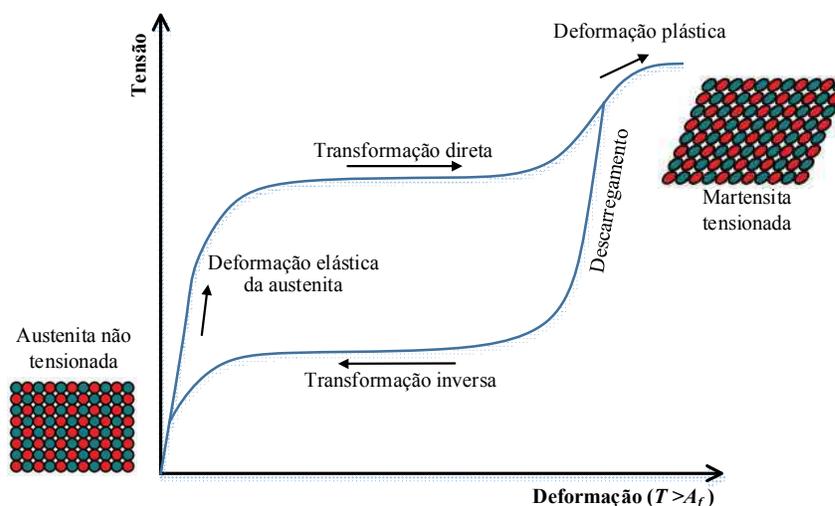
Fonte – WADOOD; ABDUL, 2016 – adaptado.

A SE permite ao material recuperar-se de amplas deformações não lineares sem deformações residuais, quando sujeito a ciclos de carga e descarga. Isto se deve à capacidade do material desenvolver um ciclo histerético⁷ que lhe permite dissipar energia (TELO, 2014).

A SE é um fenômeno observado nas ligas Ni-Ti e que ocorre em temperaturas superiores à A_f . A principal característica deste processo é a recuperação quase total da deformação, porém sem a recuperação total da energia, devido a existência de uma histerese mecânica, uma vez que o patamar da tensão de deformação é superior à tensão de recuperação. (OTSUKA; REN, 2005).

Na fase austenítica, ao se aplicar um carregamento mecânico verifica-se um crescimento gradual da tensão com a deformação, o processo é puramente elástico, seguindo a lei de *Hooke*. Após ultrapassar a tensão crítica para indução de martensita, tem-se um patamar onde o declive da curva σ - ϵ é muito inferior ao módulo de elasticidade σ - ϵ_e . Este patamar tem origem na deformação superelástica, por transformação da austenita em martensita orientada. Após a remoção do carregamento, há a diminuição da tensão juntamente com a deformação até a deformação elástica ser recuperada. No final da recuperação da deformação elástica, atinge-se um patamar de tensão quase constante em que se verifica a redução da extensão até recuperar a forma inicial e a fase austenítica ser totalmente reestabelecida, como pode ser observado na Figura 7.

Figura 7 – Laço de histerese mecânica de uma liga de memória de forma superelástica ($T > A_f$).



Fonte – HU; NOH, 2015 – adaptado.

⁷ Ciclo histerético - a energia absorvida durante o carregamento é superior à libertada durante a descarga, a energia remanescente é dissipada sob a forma de calor.

A tensão crítica para ocorrer o fenômeno de superelasticidade aumenta com a temperatura, no entanto se a temperatura for muito elevada, a tensão crítica necessária para induzir a transformação martensítica pode não ser atingida devido ao fato da tensão de deformação plástica da austenita por deslizamento de planos ter um valor inferior. Nesta situação verifica-se um comportamento de deformação plástica não recuperável da austenita, não ocorrendo fenômeno de superelasticidade. O fenômeno da superelasticidade encontra-se limitado superiormente por uma temperatura M_d , a partir da qual se verifica a deformação plástica da austenita. M_d é temperatura máxima na qual pode ocorrer indução mecânica de martensita.

4.4.2. LMF – Ni-Ti

As LMF da família Ni-Ti foram desenvolvidas inicialmente pelo William F. Buehler, no Laboratório de Artilharia Naval da Marinha Americana (NOL), em meados de 1963, o termo “*Nitinol*” é uma homenagem ao laboratório que desenvolveu a liga pela primeira vez. Os primeiros estudos com essa liga mostraram que, além de suas boas propriedades mecânicas, comparáveis a alguns metais comuns de engenharia, o material também possuía uma capacidade de recuperação de forma (LAGOUDAS, 2008).

Quando se analisa às LMF das mais variadas composições, fica explícito que as compõem o sistema Ni-Ti lideram o interesse das pesquisas, devido o maior número de aplicações comerciais. O aprofundamento dos estudos nas ligas Ni-Ti tornaram compreensíveis fenômenos tais como as microestruturas que provocam a transformação de fase romboédrica, comumente conhecida com fase R; o efeito memória de forma, o comportamento superelástico, a dependência da temperatura no comportamento de deformação e fadiga, entre outros (YAMAUCHI et al., 2011).

As propriedades da liga Ni-Ti variam de acordo com a proporção de níquel e de titânio, e da microestrutura associada aos tratamentos termomecânicos do processo de produção da liga. A variação na proporção de cada elemento pode alterar o comportamento da LMF, o que permite adaptá-las às necessidades de cada projeto (HUANG, 1998; OTSUKA; REN, 2005).

Quanto à relação entre temperatura e tensão, as LMF do sistema Ni-Ti possuem dois mecanismos que podem promover à transformação martensítica; a variação da temperatura e a tensão induzida. Há uma tendência de se estabelecer uma relação entre as duas grandezas, entretanto, o efeito da tensão pode ser melhor entendido como sendo o de aumentar a temperatura de transformação M_s . Sendo assim, em uma temperatura acima de M_s , onde há

presença de austenita, existe uma determinada tensão, que faz com que a temperatura M_s seja a própria temperatura de trabalho. Ao passo que esta tensão é atingida, a transformação martensítica tem início. Esse estado martensítico permanece estável enquanto a tensão se mantiver neste nível, revertendo-se à fase austenítica assim que a tensão desaparece ou cai abaixo do valor limite.

É importante salientar que para toda liga há alguma temperatura em que a tensão necessária para a formação de martensita é maior do que a própria tensão limite da austenita, ou seja, a tensão de escoamento, neste caso a austenita deforma-se plasticamente e não há nenhuma recuperação de forma (GIL; MANERO; PLANELL, 1996; HODGSON; BROWN, 2000; REIS, 2001).

Assim como toda LMF, durante o processo de fabricação das ligas da família Ni-Ti é importante determinar as temperaturas de transformação e a caracterizar o mecanismo de recuperação da forma, para entender os mecanismos envolvidos nas transformações de fases destas ligas. Propriedades mecânicas como módulo de elasticidade e limite de escoamento estão intimamente relacionadas à estrutura cristalina da fase atual, dessa forma têm os seus valores alterados com a transformação de fase (OTSUKA; WAYMAN, 1998).

Os ensaios mecânicos, como por exemplo, de tração e/ou flexão são usados para determinar qual a fase presente, o mecanismo de transformação de fase a uma dada temperatura ou carregamento mecânico.

4.4.3. Aplicações de LMF

4.4.3.1. Aplicações Gerais

Os materiais com a capacidade de memória podem ser empregados nas mais diversas áreas, desde engenharia aeroespacial, como por exemplo, em estruturas desdobráveis e asas de aeronaves; em aplicações estruturais para detecção, monitoramento, amortecimento e dissipação de energia, e até dispositivos médicos, tais como estentes e filtros (HUANG et al., 2010; MA et al., 2013; MENNA; AURICCHIO; ASPRONE, 2015). Em sistemas termomecânicos as LMF podem ser utilizadas como sensores e atuadores combinados, onde elas podem identificar mudanças nos estímulos externos e simultaneamente monitorar as funções desejadas (RAO; SRINIVASA; REDDY, 2015).

Aeronaves como o *Grumman F-14 Tomcat*, que é um caça supersônico produzido entre 1969 e 1991, possuía centenas de acessórios feitos de LMF (LECCE; CONCILIO, 2014). Uma

das primeiras aplicações de LMF usadas no F-14 foi em acoplamentos de tubos, em 1971, conforme Figura 8. Esta aplicação continua sendo utilizada e é um dos principais usos para LMF a bordo de aeronaves.

Figura 8 – Aplicação de uma LMF Ni-Ti em sistema de acoplamento de tubos - Caça *Grumman F-14 Tomcat*.



Fonte – *Cryofit* - adaptado

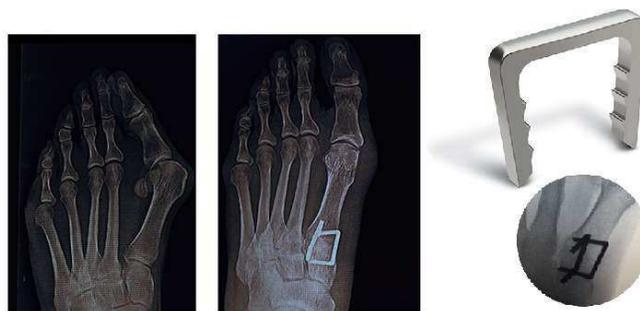
No campo da engenharia estrutural, a ênfase foi aproveitar as características desses materiais no controle de estruturas submetidas à atividades sísmicas, empregando principalmente LMF das famílias Ni-Ti e Cu, para absorver uma parte da energia sísmica e reduzir as forças de terremoto atuando sobre uma estrutura (MENNA; AURICCHIO; ASPRONE, 2015). Uma das principais vantagens relacionadas com a utilização de dispositivos baseados em LMF é a sua aptidão para reduzir a complexidade do sistema em comparação aos sistemas padrões.

4.4.3.2. Aplicações Médicas e Odontológicas

Inicialmente o crescimento da tecnologia LMF na área médica foi provavelmente o mais ativo, seguido pelo setor militar, com elementos de fixação e acoplamentos. Estudos realizados ao final dos anos 1960 sugeriram o potencial da liga Ni-Ti como material para implantes. Em meados de 1986 foram implantadas as primeiras hastes desta liga, para tratamento de pacientes com escoliose, os resultados foram satisfatórios e sem complicações.

Um dos primeiros aparelhos ortopédicos utilizados no interior do corpo humano foi um grampo de compressão de Ni-Ti, semelhante ao mostrado na Figura 9, produzido pela primeira vez na China em 1981. Atualmente, grampos desse mesmo material vem sendo usados em diversas aplicações, como fixação de fraturas mandibulares, fixação de pequenos fragmentos ósseos e também em aplicações superficiais (YAHIA, 2000).

Figura 9 – Grampo de compressão para cirurgia ortopédica.



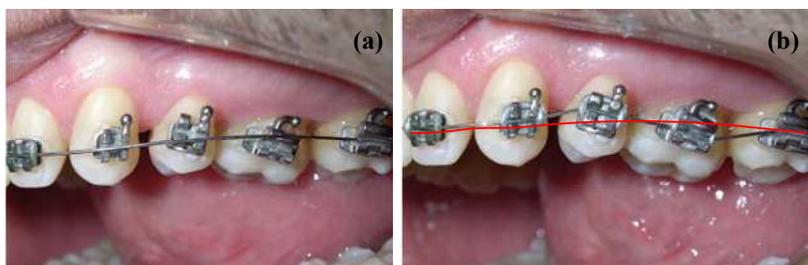
Fonte – *Vilex* -adaptado.

A superelasticidade é a propriedade de maior interesse para o campo biomédico, essa característica que levou à utilização das LMF da família Ni-Ti em diferentes propostas, como placas ortopédicas, parafusos e grampos; dispositivos cardiovasculares, principalmente estentes autoexpansíveis; elementos implantáveis, cateteres, fios-guia, entre outros; instrumentos cirúrgicos, como ferramentas endoscópicas cirúrgicas e dispositivos ortodônticos (PANDIT; PLANELL; NAVARRO, 2013).

O primeiro registro do uso médico do Ni-Ti na ortodontia é do ano de 1971, quando Andreasen e Hilleman introduziram pela primeira vez arcos ortodônticos em pacientes. Foi observado que o Ni-Ti conseguia produzir forças constantes e mais leves e, portanto, era muito mais eficaz do que os fios tradicionais de aço inoxidável (AURICCHIO; BOATTI; CONTI, 2015).

Na Figura 10 é possível observar o estágio inicial de alinhamento com o uso de um fio ortodôntico de Ni-Ti SE. Na Figura 10(a) é apresentado o primeiro estágio, com o fio ainda não fixado aos suportes; já na Figura 10(b) observa-se o grau de desalinhamento que o fio pode tolerar; a linha vermelha, em destaque, evidencia o nível de deformação imposta ao fio, isso se deve às suas propriedades superelásticas.

Figura 10 – Alinhamento inicial de arco ortodôntico Ni-Ti SE. (a) antes, (b) depois do engate no suporte.



Fonte – FERNANDES et al., 2011 – adaptado.

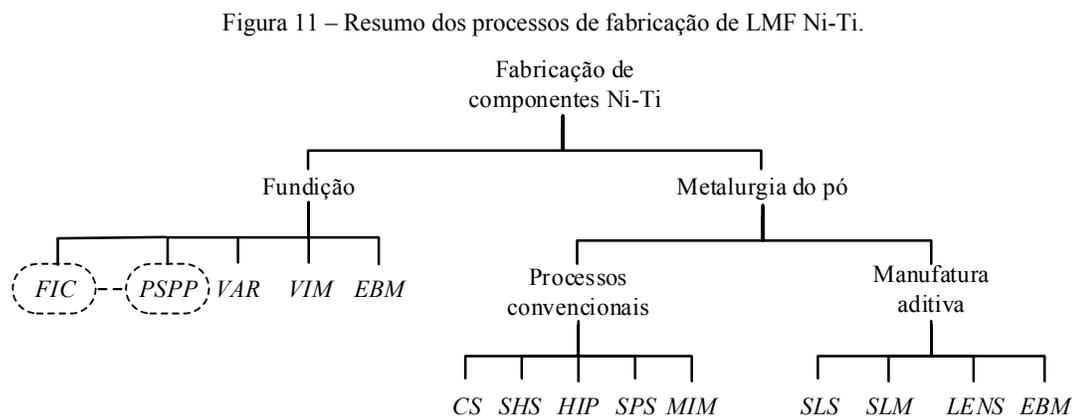
O comportamento pseudoelástico dos fios de Ni-Ti implica que, ao descarregar, eles retornam à sua forma original, fornecendo cargas contínuas, permitindo deslocamentos dentários. As LMF podem ser deformadas até 7 - 8 %, isso representa quase quarenta vezes a capacidade alcançada pelo aço inoxidável (FERNANDES et al., 2011).

4.4.4. Processos de Fabricação de Componentes LMF

A fabricação de LMF inclui diversos processos de fabricação; o controle das diversas fases, de cada processo, é primordial para se obter as propriedades funcionais dos dispositivos fabricados. Na preparação dos metais, é importante haver o controle de qualidade para se evitar a contaminação da liga metálica.

A escolha do modo fabricação pode ditar os níveis de controle da composição química bem como das impurezas contidas no produto final; pequenas alterações de composição química, sejam elas de apenas 0,1 % do percentual atômico, na composição química, podem afetar consideravelmente às temperaturas de transformação de fase de LMF Ni-Ti (VILLA, 2015).

Existem diversos processos que podem ser empregados na fabricação das LMF. Porém nos últimos anos têm surgido inovações que permitem novas perspectivas e soluções em diversos campos industriais. Na Figura 11 é apresentado um resumo dos principais processos de fabricação de LMF, já incluindo aqueles empregados na UFCG (FIC e PSPP).



Fonte – ELAHINIA et al., 2012 – adaptado.

Os processos de fabricação de LMF Ni-Ti baseados no uso de pós são maioria, isso se deve à dificuldade existente em usinar e/ou conformar mecanicamente este tipo de material

após a fabricação. Desse modo, busca-se obter as peças finais acabadas, sem que haja a necessidade de execução de trabalhos mecânicos posteriores.

Na metalurgia do pó as peças são fabricadas através da compactação de pós metálicos seguido da sinterização. O processo consiste em compactar e/ou modelar a mistura e aquecê-la (sinterizar), com o objetivo de gerar continuidade de matéria entre as partículas e melhorar a resistência. Nesse processo a temperatura permanece abaixo da temperatura de fusão do elemento constituinte principal. O maior problema da metalurgia do pó para fabricação de componentes em Ni-Ti é a grande incidência de contaminantes (SAEDI et al., 2016).

Já a fundição é uma outra vertente que pode ser adotada para a fabricação de componentes em LMF. Havendo um bom preparo das cargas de fundição e um bom controle das condições do processo é possível reduzir substancialmente os problemas de contaminação da liga metálica. No tocante à temperatura de trabalho, esta deve ser equivalente à temperatura de fusão do elemento constituinte principal. Já a forma final da peça pode ser obtida a partir da fabricação de um molde com a forma desejada, onde o metal líquido será inserido.

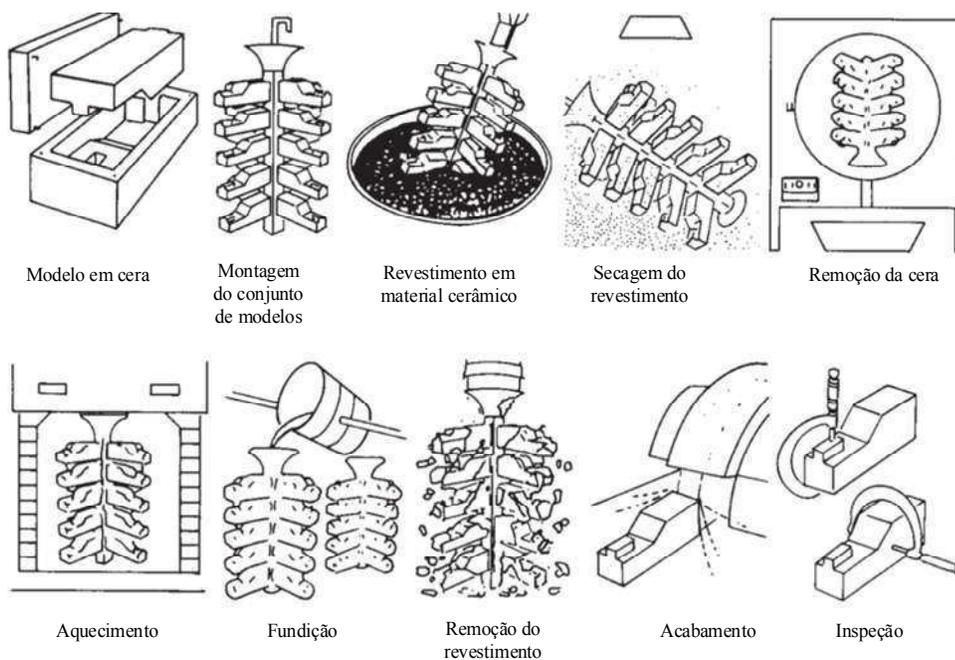
4.5. Fundição de Precisão

A fundição de precisão, ou como é popularmente conhecida “fundição por cera perdida” é um dos processos de fabricação mais antigos, e ao longo do tempo tem evoluído, no entanto o domínio completo da técnica é algo complexo.

A fundição por cera perdida pode ser considerada de certo modo um processo artesanal, pois na maioria de suas etapas são exigidos trabalhos manuais nos preparativos, que podem ir desde a etapa de confecção dos modelos até a fase de acabamento das peças produzidas. Dependendo do tipo e da quantidade de peças que se deseja fabricar, é possível mecanizar a etapa de produção dos modelos (KAPRANOS et al., 2014; SHIGLEY; MISCHKE; BUDYNAS, 2015).

Na Figura 12 é apresentado o passo-a-passo do processo, inicialmente é confeccionado o modelo que se deseja reproduzir; posteriormente passasse à fase de montagem da árvore de fundição, que em alguns casos possibilita à reprodução de várias cópias do modelo desejado, em uma única fundição; na sequência tem-se a fase de preparação do molde, o tipo de revestimento depende do ponto de fusão do metal fundido. Após a cura do revestimento, o molde é aquecido para que ocorra a queima completa da cera, a partir desse momento o metal fundido pode ser vertido, com o molde ainda quente. Após o arrefecimento do molde, o revestimento deve ser removido e as peças podem passar a fase de acabamento e inspeção.

Figura 12 – Sequência do processo de fundição de precisão.

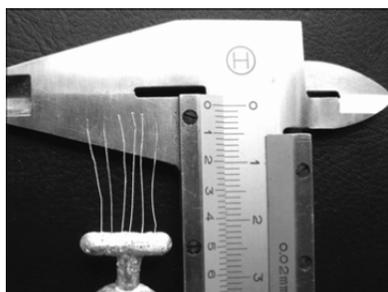


Fonte – VISWANATHAN et al., 2008 – adaptado.

Esse tipo de processo é bastante difundido porque permite a reprodução de peças com boa precisão dimensional, bom acabamento superficial, além da capacidade de copiar fielmente geometrias complexas, que por ventura não poderiam ser obtidas por outros processos como a usinagem.

Aproveitando essa característica de boa reprodução de detalhes, tem se difundido a tecnologia de micro fundição de precisão, como ilustrado na Figura 13. Essa técnica baseia-se a fundição de precisão associada à centrifugação, o objetivo é produzir pequenos componentes, que possuam elevada relação de aspecto, ou seja, relação do comprimento do fluxo e o diâmetro.

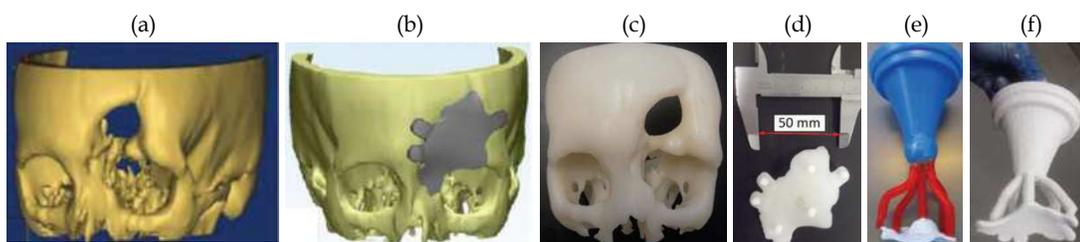
Figura 13 – Micro fios metálicos com 100 μm de diâmetro após micro fundição de precisão - temperatura do molde de 270 $^{\circ}\text{C}$ e velocidade de rotação de 1500 rpm.



Fonte – YANG et al., 2009.

Na Figura 14 é ilustrada a sequência de atividades para fabricação de uma peça por fundição de precisão. No estudo de caso parte-se de um modelo anatômico, Figura 14(a), para o qual será projetada a prótese customizada, como pode ser visto na Figura 14(b). A partir desta projeção no campo virtual é possível reproduzir o modelo anatômico e a prótese por impressão 3D, Figura 14(c) e (d). Para fabricação da árvore de fundição são adicionados canais de alimentação à prótese customizada, Figura 14(e), que posteriormente recebe um banho com revestimento cerâmico, para que se forme uma casca em torno de toda a árvore, Figura 14(f). Após essa fase, o molde está pronto para ser usado no processo de fundição.

Figura 14 – Projeto de fabricação de peça por fundição de precisão. (a) Modelo anatômico. (b) Prótese customizada. (c) Modelo anatômico fabricado por impressão 3D. (d) Prótese fabricada por impressão 3D. (e) Árvore de fundição em cera. (f) Casca cerâmica em torno da árvore de fundição.



Fonte – CSÁKY et al., 2014 – adaptado.

5. Materiais e Métodos

As atividades desenvolvidas neste trabalho foram realizadas no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA), da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM) da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG).

5.1. Classificação da Pesquisa

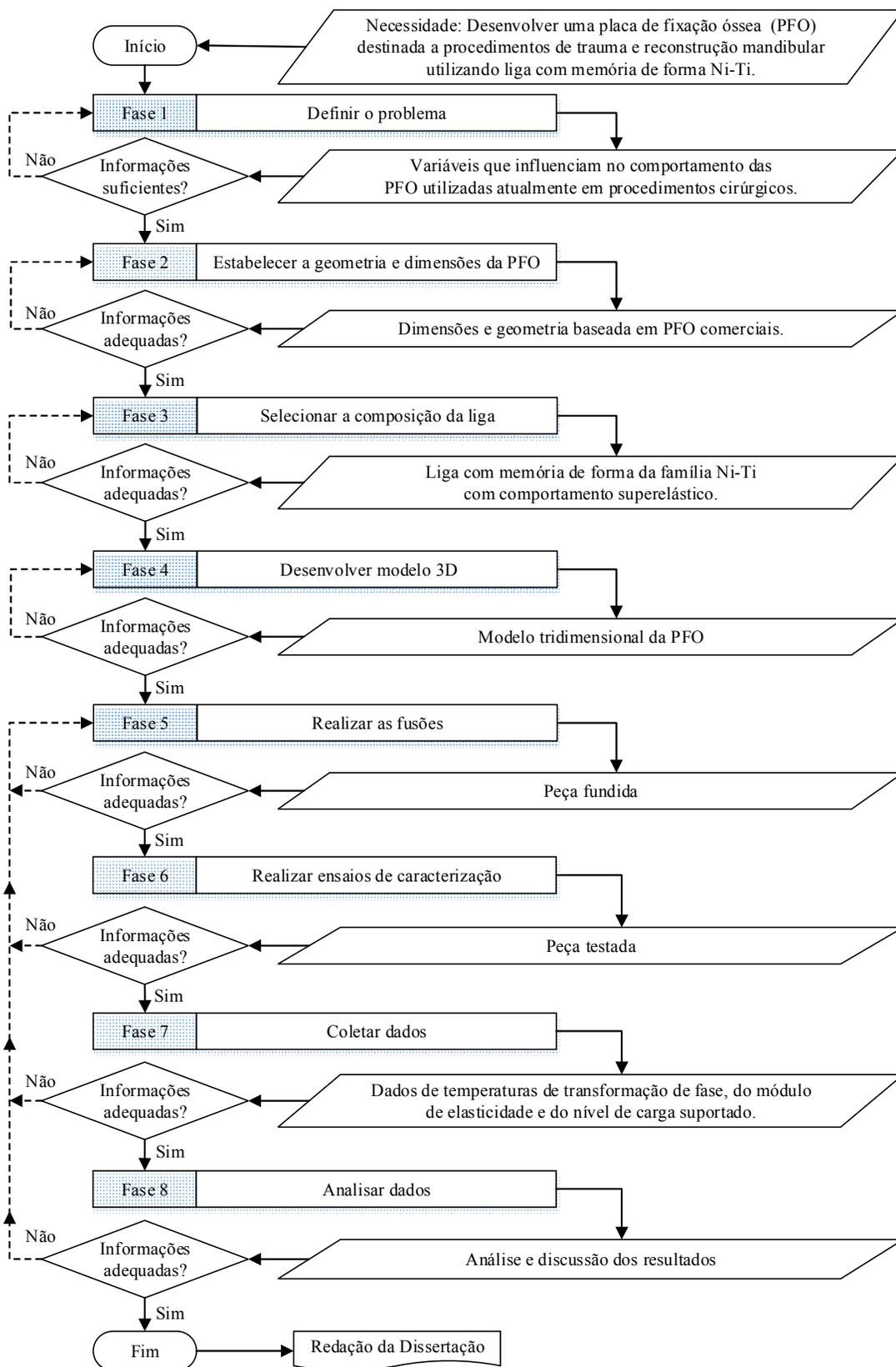
A pesquisa desenvolvida neste trabalho classifica-se como exploratória, tendo em vista sua fundamentação baseada em um levantamento bibliográfico e estudo de dispositivos de fixação do tipo placas, empregados em procedimentos cirúrgicos de reconstrução facial e mandibular, além de outras aplicações. A pesquisa também pode ser classificada em descritiva, pois descreve as características dos fenômenos de efeito memória de forma e superelasticidade das LMF. Por fim, também pode ser classificada como explicativa, pois ilustra como o tipo de placa escolhido pode ser uma alternativa na fabricação dos dispositivos de fixação interna (GIL, 2002).

A pesquisa baseia-se em revisão bibliográfica em trabalhos de natureza científica, tais como artigos, teses e livros de destaque nas áreas de materiais com memória de forma, materiais biocompatíveis e elementos de fixação biomédica.

5.2. Processo Metodológico

O processo metodológico utilizado neste trabalho segue o fluxograma apresentado na Figura 15. As atividades foram definidas em oito (08) fases, assim estabelecidas: Fase 1, definição do problema; Fase 2, determinação da geometria e dimensões a serem adotadas para a PFO; Fase 3, seleção da liga metálica empregada para fabricação do protótipo da PFO; Fase 4, desenvolvimento do modelo tridimensional da peça; Fase 5, realização das fundições; Fase 6, execução de ensaios de caracterização térmica e mecânica; Fase 7, coleta dos dados de caracterização; Fase 8, análise dos dados obtidos durante os ensaios termomecânicos. Cada uma das fases apontada no fluxograma é subdividida em etapas, que permitem um melhor entendimento de todo o processo.

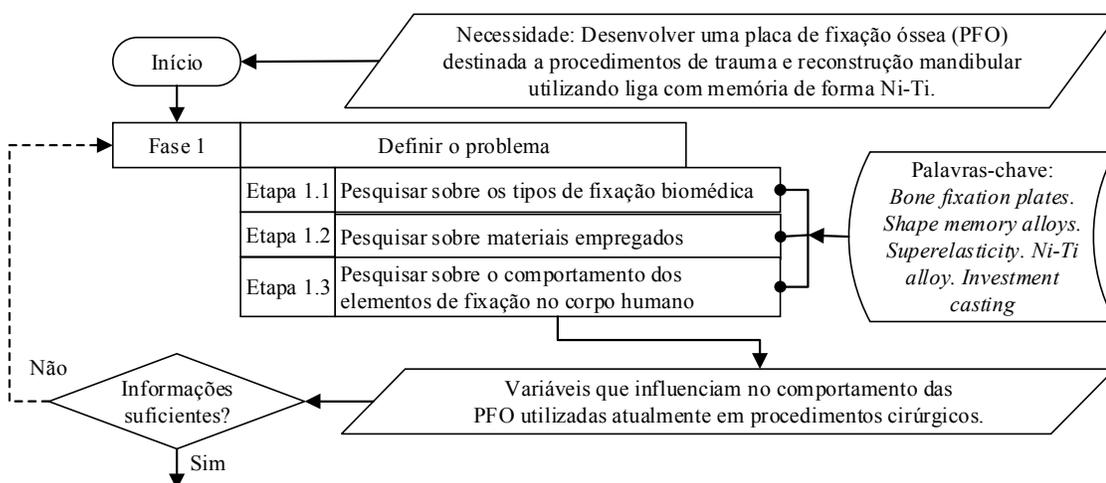
Figura 15 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa.



Fonte – Autoria própria.

Na Fase 1 é realizado o levantamento bibliográfico acerca do tema da pesquisa. Essa fase está subdividida em três etapas, conforme pode ser visto na Figura 16. A Etapa 1.1 é destinada à pesquisa dos meios de fixação biomédica adotados em procedimentos de reconstrução mandibulares, cujo objetivo é entender as principais técnicas de fixação utilizadas e o seu processo evolutivo. Já na Etapa 1.2 são estudados os principais materiais empregados como na fabricação destes dispositivos. Por fim, na Etapa 1.3, busca-se entender o comportamento desses materiais dentro do corpo humano, pontuando os fatores positivos e negativos.

Figura 16 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 1.

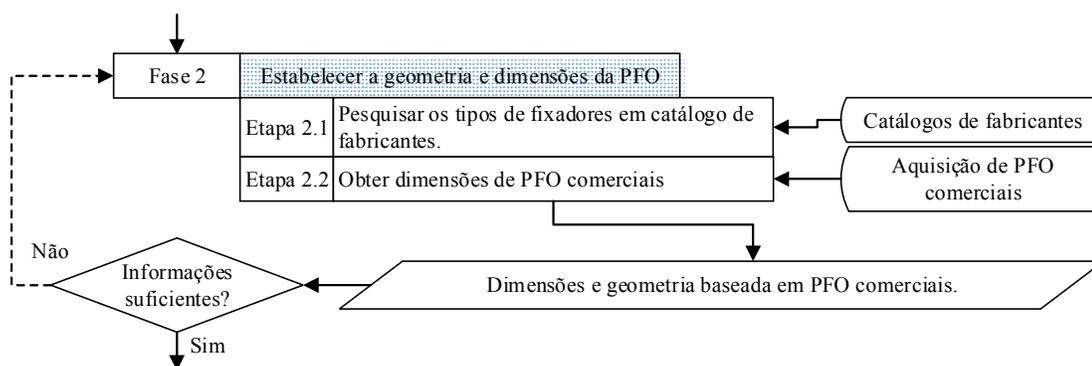


Fonte – Autoria própria.

O próximo estágio da pesquisa compreende à seleção da geometria a ser adotada para o elemento de fixação. Na Fase 2, conforme indicado na Figura 17, inicia-se a pesquisa para estabelecer a geometria e dimensões dos protótipos. Baseando-se em consulta a catálogos de fabricantes, Etapa 2.1, é possível selecionar a geometria mais adequada à pesquisa em andamento, assim como à estrutura disponível em laboratório para a realização dos ensaios necessários.

Os fixadores tipo placa são disponibilizados comercialmente em uma grande variedade de geometrias e dimensões. Para esta pesquisa optou-se por uma placa com geometria mais simplificada, que permitisse a realização dos experimentos em laboratório.

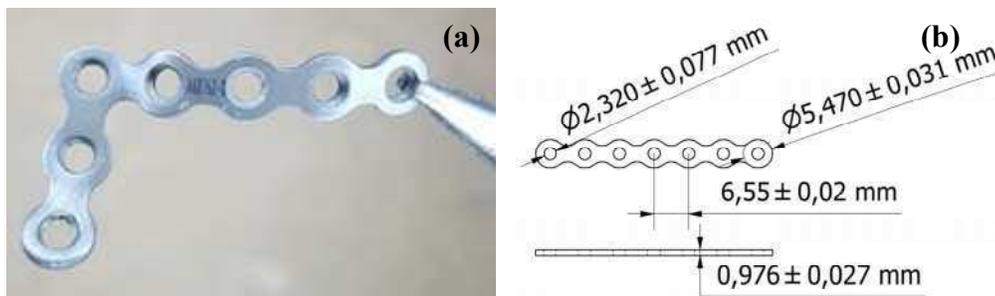
Figura 17 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 2.



Fonte – Autoria própria.

Na Etapa 2.2 tomou-se como referência a espessura e os diâmetros interno e externos dos furos de uma placa de fixação óssea comercial para a fabricação dos protótipos das PFO deste trabalho, conforme mostrado na Figura 18(a). Como pode ser visto no esboço da Figura 18(b), a configuração física da placa não foi adotada, pois haveria dificuldades durante a execução dos ensaios de caracterização.

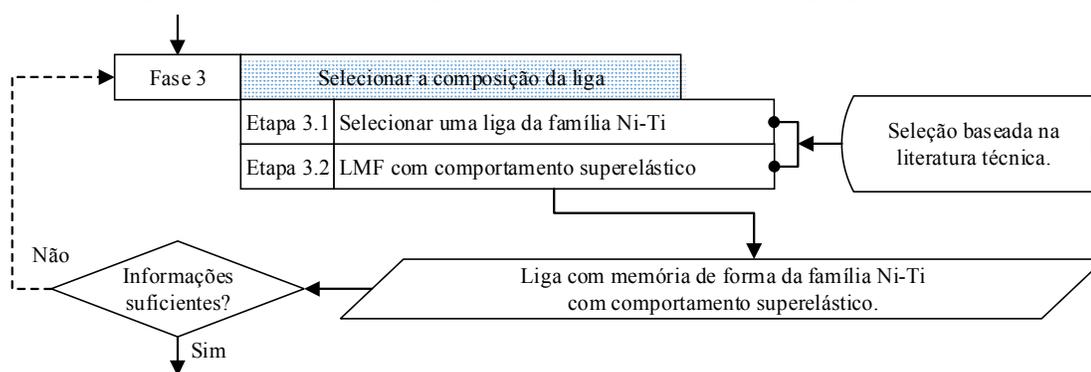
Figura 18 – Placa de fixação óssea. (a) Placa comercial, (b) Esboço do protótipo.



Fonte – Autoria própria.

Uma vez compreendido o comportamento dos elementos de fixação no organismo, e após determinar sua geometria e dimensões, chega-se a Fase 3, onde será selecionada a liga metálica que servirá de matéria prima para a fabricação dos dispositivos de fixação. As etapas que compõem essa fase são mostradas na Figura 19.

Figura 19 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 3.



Fonte – Autoria própria.

Para a seleção da liga metálica, Etapa 3.1, o trabalho baseou-se na revisão da literatura. Uma LMF da família Ni-Ti foi escolhida devido as suas características de boa resistência mecânica, módulo de elasticidade inferior ao de outras ligas metálicas e a sua biocompatibilidade bem estabelecida na literatura (YAHIA, 2000), o que é algo fundamental em dispositivos usados no corpo humano. A composição química da LMF escolhida para este trabalho é detalhada na Tabela 1.

Nesta pesquisa foi priorizada a resposta superelástica do componente ao invés do efeito memória de forma. Essa premissa foi adotada pois as PFO de Ni-Ti superelásticas possibilitam a indução de tensão na mandíbula (JAHADAKBAR et al., 2016), com menor rigidez devido ao módulo de elasticidade mais favorável.

Tabela 1 – Composição química da LMF Ni-Ti.

Composição	Ni	Ti	Comportamento
% atômico	50,27	49,73	Superelástico
% em peso	55,30	44,70	

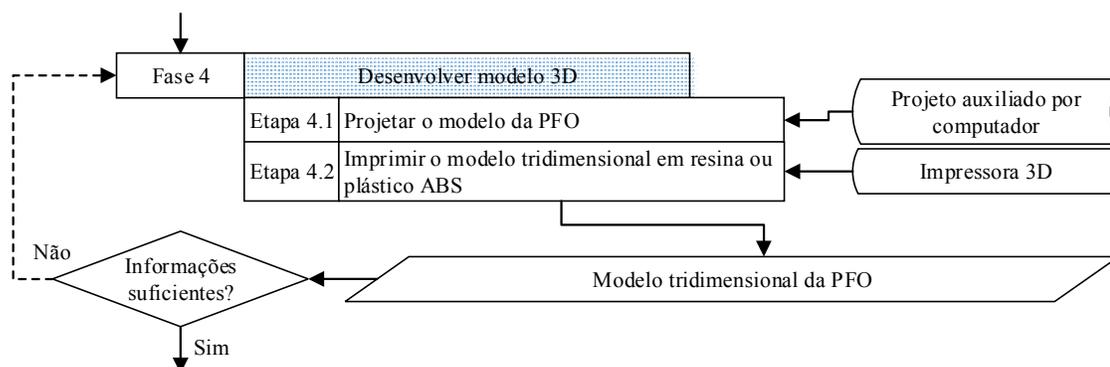
Fonte – Autoria própria.

O próximo passo foi desenvolver o modelo 3D da PFO. Para tanto, o projeto foi auxiliado pela ferramenta computacional *Autodesk Inventor Professional 2016*, versão educacional. Esta fase é alimentada pelas informações das fases anteriores; Fase 2, com as informações dimensionais da placa comercial; e Fase 3, com os dados referentes à composição química da liga, como por exemplo, a densidade.

Na Etapa 4.1, definida na Figura 20, a placa é dimensionada no ambiente virtual, onde é possível prever prováveis dificuldades nas etapas de fabricação posteriores.

Na Etapa 4.2 são produzidos os modelos tridimensionais das peças, em plástico ABS⁸ ou resina foto-iniciada, que serão usados posteriormente na fabricação dos moldes de fundição.

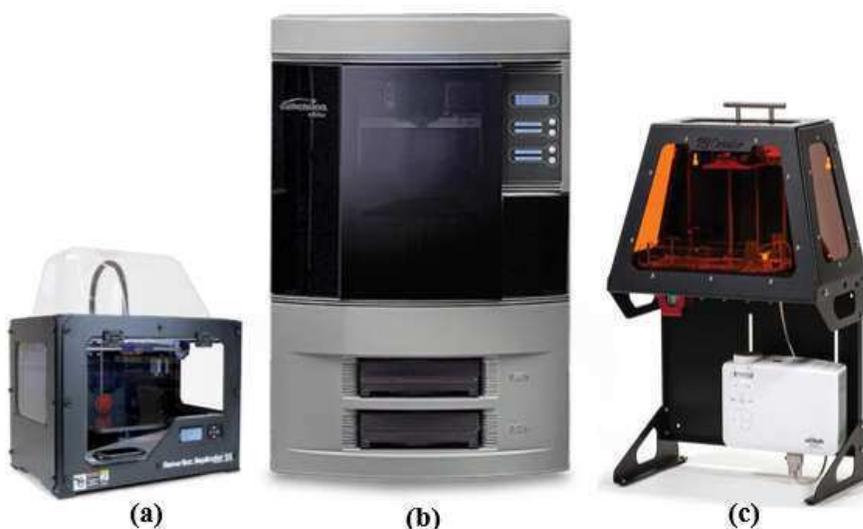
Figura 20 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 4.



Fonte – Autoria própria.

As impressões dos modelos tridimensionais das placas de fixação foram feitas nos equipamentos mostrados na Figura 21. As impressoras *Makerbot replicator 2* e *Dimension Elite* realizam impressões em ABS, já a peças produzidas na *B9Creator* são em resina sintética foto-iniciada. As principais diferenças desses três equipamentos se encontra no nível de precisão dimensional e acabamento superficial dos modelos produzidos.

Figura 21 – Impressoras 3D para produção de modelos. (a) *Makerbot replicator 2*; (b) *Dimension Elite*; (c) *B9Creator*.

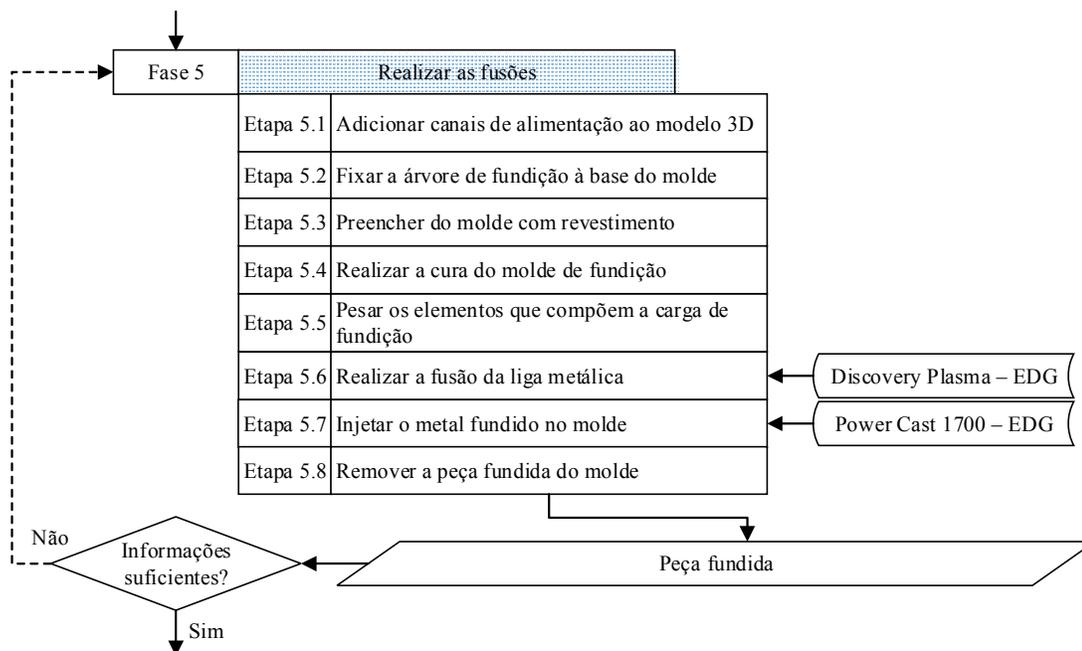


Fonte – Google imagens – adaptado.

⁸ ABS – Acrilonitrila butadieno estireno, é um material termoplástico rígido e leve, flexível e resistente à absorção de impacto, muito comum na fabricação de produtos moldados para usos diversos.

Uma vez produzido o modelo 3D da peça que se deseja fabricar, inicia-se a Fase 5, onde serão realizadas as fusões. As etapas que compõem essa fase são detalhadas na Figura 22.

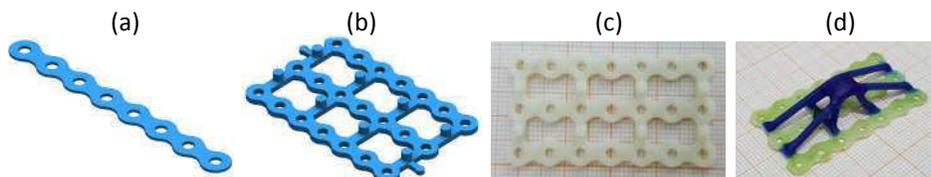
Figura 22 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 5.



Fonte – Autoria própria.

Na Etapa 5.1 preparam-se as peças para fundição, inicialmente adicionando-se os canais de alimentação ao modelo 3D impresso. A sequência de atividades é ilustrada na Figura 23. A partir de uma placa, Figura 23(a), pode-se otimizar o processo de fabricação agrupando-se mais de uma placa até formar uma espécie de tela, Figura 23(b). Com o esboço da tela faz-se a impressão tridimensional, conforme visto na Figura 23(c). Finalizada a impressão, seja ela em ABS ou resina, adiciona-se os canais de alimentação à tela impressa, Figura 23(d). Também é possível fazer a impressão completa da árvore de fundição.

Figura 23 – Modelo tridimensional da PFO concebida. (a) Placa unitária. (b) Placas agrupadas; (c) Modelo impresso em ABS; (d) Montagem dos canais de alimentação para fundição.



Fonte – Autoria própria.

A Etapa 5.2 é destinada à fixação da árvore de fundição à base do molde. A estrutura de fabricação do molde é composta por uma base de borracha, onde é fixada a peça a ser fundida, e um anel metálico, que dará forma ao molde.

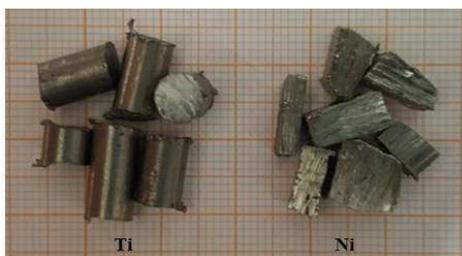
Na Etapa 5.3 é realizado o preenchimento do molde com revestimento cerâmico, neste estudo optou-se pelo *Micro fine 1700*, que se mostrou mais apropriado à fabricação de moldes para fundição das ligas Ni-Ti.

Para a preparação do revestimento cerâmico seguiu-se as instruções do fabricante; para cada 90 g de revestimento devem ser adicionados 18 ml de líquido catalisador e 5 ml de água destilada. As partes devem ser misturadas manualmente, a temperatura ambiente, por um período de 10 s; na sequência a mistura deve ser espatulada a vácuo, por um intervalo de tempo de 40 a 60 s, para homogeneização. Ao final do processo, a mistura deve ser vertida no molde, tomando-se o cuidado de não induzir à formação de bolhas ao molde.

A primeira etapa de secagem do molde deve ser realizada a temperatura ambiente, por cerca de 40min. Após o tempo de presa deve-se proceder a cura do molde cerâmico, seguindo as instruções do fabricante: Para peças impressas em cera, levar o molde ao forno pré-aquecido à 750 °C, aguardar a estabilização da temperatura e em seguida elevar a temperatura à 950 °C a uma taxa de 30 °C/min, o tempo de permanência deve ser de 20 min, posteriormente a temperatura deve ser diminuída para 850 °C, 30 °C/min. Para peças impressas em resina, levar o molde ao forno pré-aquecido de 200 à 300 °C, aguardar por 30 min, para promover a queima da resina, em seguida elevar a temperatura à 950 °C a uma taxa de 30 °C/min, e permanecer por 20 min, passado esse período a temperatura deve ser diminuída para 850 °C, 30 °C/min.

A Etapa 5.5 corresponde a preparação das cargas de fundição. Nessa etapa os elementos que compõem a liga são cortados em pequenos pedaços, como pode ser observado na Figura 24. Em seguida deve ser feita a limpeza para remoção de eventuais impurezas tanto do Ni como do Ti. Por fim, deve ser feita a pesagem de cada elemento. Nesta etapa foi utilizada uma balança eletrônica de precisão, marca Marte, modelo AL 200C.

Figura 24 – Matéria-prima (Ni e Ti) para fundição das PFO.



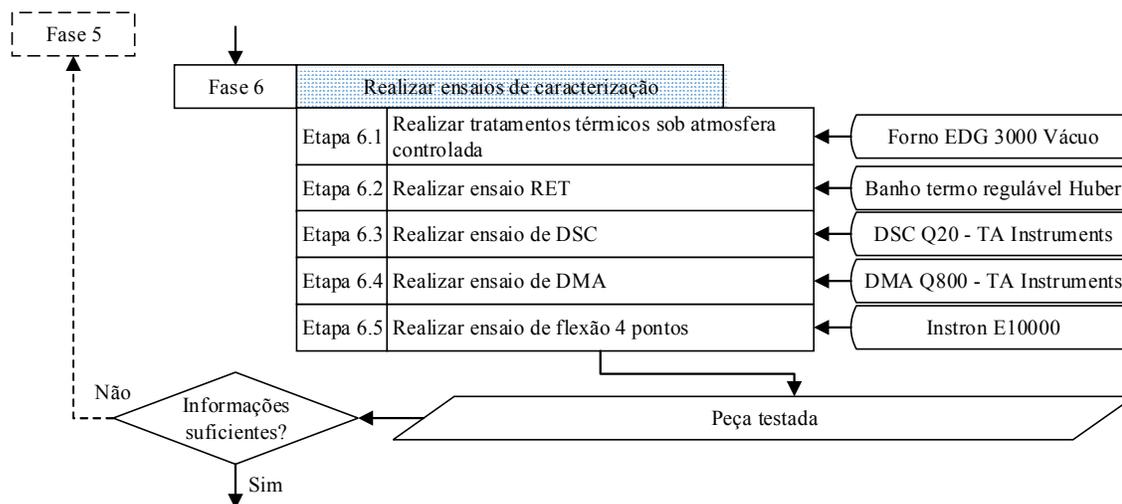
Fonte – Autoria própria.

A Etapa 5.6 compreende à atividade de fusão das ligas metálicas. Nessa fase foram executados dois processos de fundição de precisão: o primeiro denominado *Plasma Skull Push-Pull (PSPP)* (DE ARAÚJO et al., 2009), no qual a liga é fundida sobre um cadinho de cobre sob atmosfera protegida por argônio, ao final da fusão obtém-se uma pastilha ou botão de Ni-Ti; e o segundo processo é o de fundição por indução, seguido de injeção por centrifugação em molde cerâmico (FIC) (SIMÕES, 2016).

Por fim, na Etapa 5.8, temos a remoção da peça fundida do molde. Nesse passo é realizada a limpeza da peça, eliminando todo e qualquer fragmento do revestimento cerâmico. Também são seccionados os canais de alimentação e massalote, restando ao final apenas o protótipo da placa.

O próximo estágio do processo é fase de caracterização dos produtos fabricados. Na Figura 25 são listados todos os ensaios aos quais as PFO serão submetidas, e os resultados obtidos indicarão se o processo de fabricação foi eficiente ou não.

Figura 25 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 6.



Fonte – Autoria própria.

Antes de passar à fase de caracterização térmica e mecânica, se faz necessário a realização de tratamentos térmicos das peças fabricadas, conforme sinalizado na Etapa 6.1. Os tratamentos descritos na Tabela 2 objetivam à homogeneização da estrutura bruta de solidificação e alívio das tensões internas provenientes do processo de solidificação do metal fundido no interior do molde.

Tabela 2 – Tratamentos térmicos aplicados aos protótipos de PFO Ni-Ti.

Tratamento térmico	Temperatura (°C)	Tempo (min)	Condição	Resfriamento
Homogeneização e Solubilização	850	60	Atmosfera protegida sob vácuo	Água a temperatura ambiente
Envelhecimento	500	120	Atmosfera protegida sob vácuo	Água a temperatura ambiente

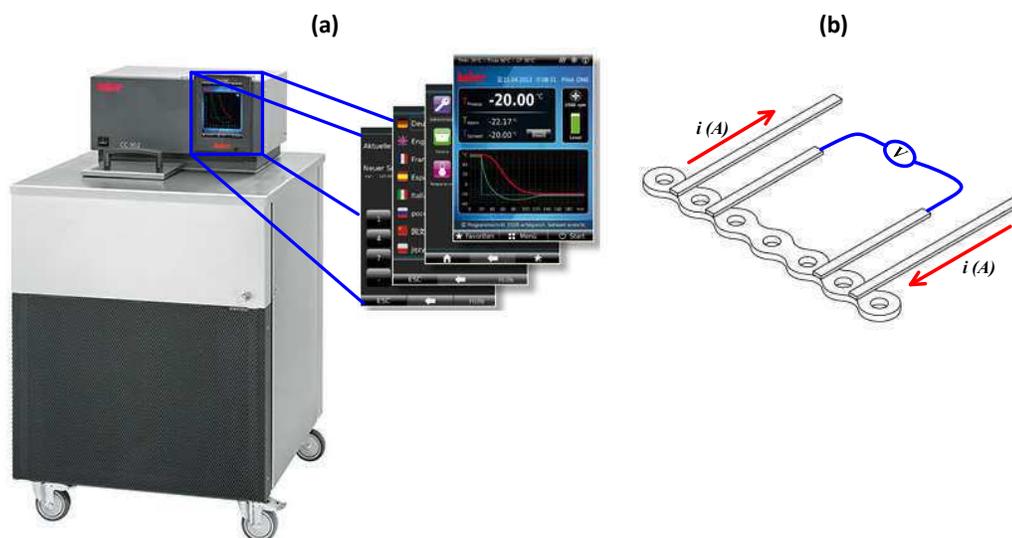
Fonte – Autoria própria.

Na Etapa 6.2, a peça fabricada passa pela primeira caracterização térmica usando o ensaio de resistência elétrica em função da temperatura (RET), cujo objetivo é detectar as temperaturas de transformação de fase da liga Ni-Ti.

Na Figura 26 é apresentada a configuração para o ensaio RET. Durante o ensaio a PFO fica submersa em um fluido de transferência térmica e a temperatura desse fluido é controlada por um banho termostático, modelo *Huber CC-902*, Figura 26(a), que é programado para variar a temperatura do fluido entre -60 a 100 °C.

Na Figura 26(b) é possível observar a representação esquemática da PFO durante o ensaio. São soldados quatro fios à PFO. Nos fios das extremidades é induzida passagem de corrente elétrica de forma controlada, utilizando uma fonte de corrente contínua de 200 W, modelo E3633A fornecida pela *Agilent Technologies*; nos fios centrais afere-se a queda de tensão elétrica com auxílio de um sistema de aquisição de dados, modelo 34970A, também fornecido pela *Agilent Technologies*.

Figura 26 – Ensaio RET. (a) Banho termostático. (b) Representação esquemática da PFO a ser ensaiada.



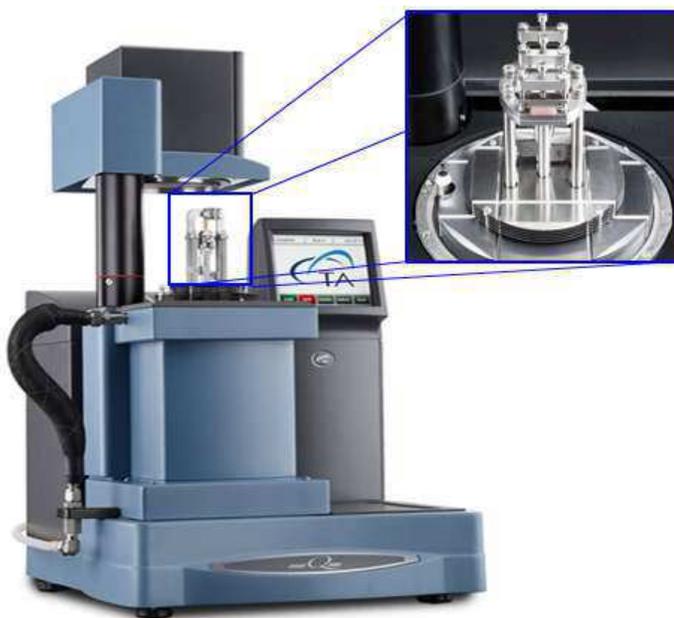
Fonte – Peter Huber Kältemaschinenbau – adaptado.

Durante ensaio, além da tensão elétrica faz-se a aquisição da temperatura do fluido, por meio do uso de um termopar tipo K, posicionado próximo a PFO. Ao final é possível traçar um gráfico da variação da resistência elétrica em função da temperatura da PFO ensaiada.

Na Etapa 6.3 tem-se o ensaio de Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC), que diferentemente do ensaio RET não é feito com uma peça completa, mas sim com um fragmento do material da peça, com cerca de 15 a 30 mg. A massa da amostra foi aferida em uma balança eletrônica de precisão, modelo AUY220, fabricante *Shimadzu*. Neste ensaio busca-se determinar não apenas as temperaturas de transformação de fase, mas também a entalpia de transformação, ou seja, a energia envolvida necessária para ocorrer a mudança de fase da LMF Ni-Ti. Para esse ensaio foi utilizado o equipamento DSC, modelo Q20, fornecido pela *TA Instrument*. Foi estabelecido o programa de controle de temperatura a ser executado durante o ensaio de -60 a 100 °C a uma taxa de 10 °C/min, e utilizando nitrogênio como gás de proteção da amostra.

O próximo ensaio de caracterização, Etapa 6.4, utiliza o analisador dinâmico mecânico (DMA) mostrado na Figura 27, modelo Q800, fornecido também pela *TA Instrument*. Neste ensaio busca-se estimar parâmetros como Rigidez e Módulo de Elasticidade do dispositivo.

Figura 27 – Analisador dinâmico mecânico DMA – modelo Q800.



Fonte – *TA Instruments*.

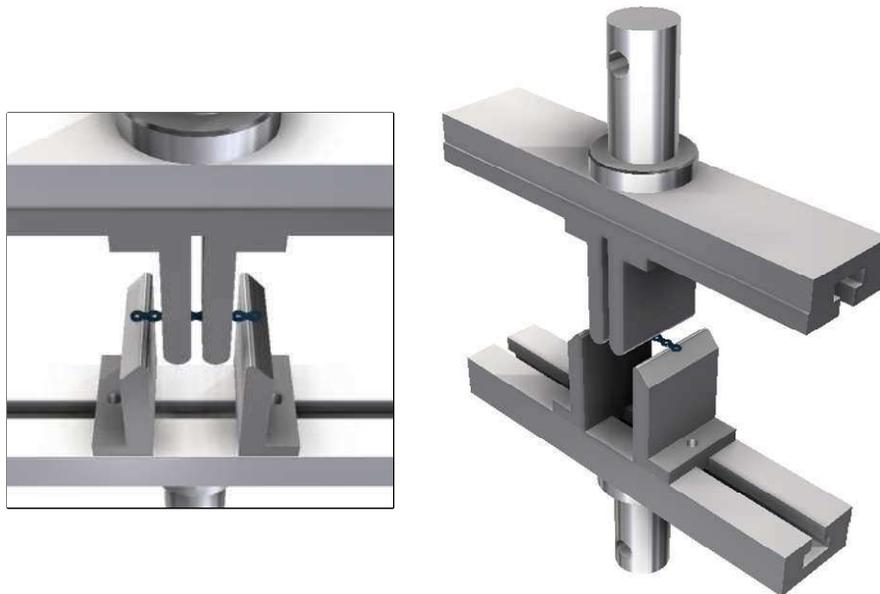
Nesta avaliação foi escolhido o ensaio de flexão simples, em modo de viga simplesmente engastada (*single cantilever*). O deslocamento imposto à amostra foi de 20 μm .

Dadas as características da amostra, o ensaio foi realizado em modo dinâmico na frequência de 1,0 Hz. A temperatura durante o ensaio foi variada entre -60 e 120 °C, a uma taxa de 2 °C/min.

No último estágio de caracterização, Etapa 6.5, as PFO foram submetidas a ensaios de flexão 4, em dois modos: quase estático e fadiga, conforme determinado pela norma ASTM F-382-17. Os padrões de ensaio de flexão 4 pontos seguidos são específicos para ensaios de placas metálicas para fixação óssea, com o objetivo determinar parâmetros como rigidez flexural e vida útil das placas avaliadas. Os ensaios foram realizados em uma máquina de ensaios dinâmicos, *Instron E10000*.

A PFO é montada no dispositivo apropriado, como indicado na Figura 28. A aplicação da carga é feita em pontos equidistantes aos dois apoios, obedecendo ciclos de carregamento e descarregamentos sob controle por deslocamento. Essa montagem foi utilizada para os ensaios quase estáticos e também para os ensaios de fadiga, ambos contemplados na norma ASTM F-382-17.

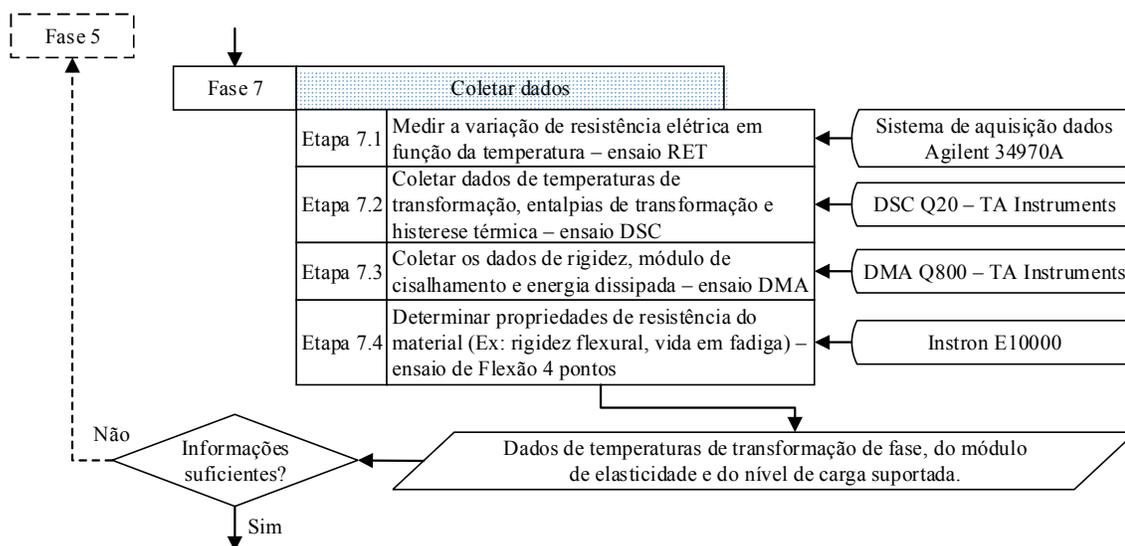
Figura 28 – Esquema da montagem das PFO para ensaios de flexão 4 pontos.



Fonte – Autoria própria.

Durante a realização dos experimentos são coletados os dados necessários para avaliação de todo o processo de pesquisa. Na Figura 29 é possível observar estas etapas.

Figura 29 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 7.



Fonte – Autoria própria.

Assim, em resumo tem-se que:

Na Etapa 7.1 foram aferidos os dados experimentais do ensaio RET. Nesse experimento os valores de temperatura e a queda de tensão na PFO são coletados por um sistema de aquisição, modelo 34970A e marca *Agilent*. Esse ensaio permite traçar a curva de resistência elétrica em função da temperatura, como consequência obtém-se as temperaturas de transformação de fase do material analisado.

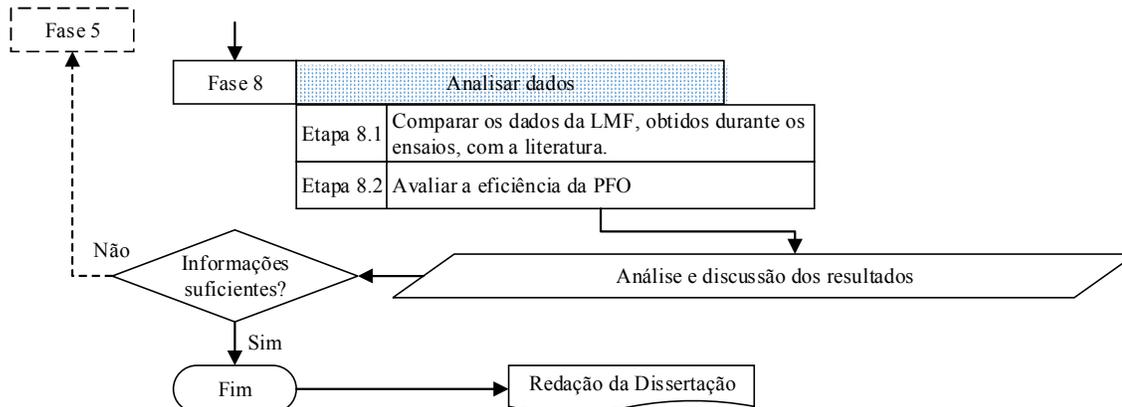
Na Etapa 7.2 são coletadas informações como temperaturas de transformação, entalpia de transformação e histerese térmica utilizando o próprio *software* do equipamento DSC, modelo Q20, fornecido pela *TA Instruments*.

Na Etapa 7.3 são obtidos o módulo de elasticidade e rigidez, da mesma forma, os dados são coletados pelo *software* do equipamento, DMA modelo Q800 - *TA Instruments*.

Nas Etapas 7.4 coleta-se informações para determinar as propriedades mecânicas do material, tais como rigidez flexural, nível de deformação e módulo de elasticidade.

Com base em todos os dados obtidos nas etapas anteriores é possível iniciar última fase da pesquisa. Na Figura 30 são indicadas as etapas que compõem a fase de análise de resultados, onde serão comparados os dados obtidos experimentalmente com a literatura pesquisada. As análises comparativas poderão apontar se a proposta de fabricação de uma PFO a partir de uma LMF da família Ni-Ti é viável.

Figura 30 – Processo metodológico utilizado no desenvolvimento da pesquisa – Fase 8.



Fonte – Autoria própria.

Conforme ilustrado na Figura 15, caso os parâmetros obtidos não estejam adequados é preciso retornar a fase de fabricação. Após a conclusão de todas as fases e cumprimento de todas as etapas é possível elaborar um documento que demonstrará como toda a pesquisa foi desenvolvida.

6. Resultados e Discussões

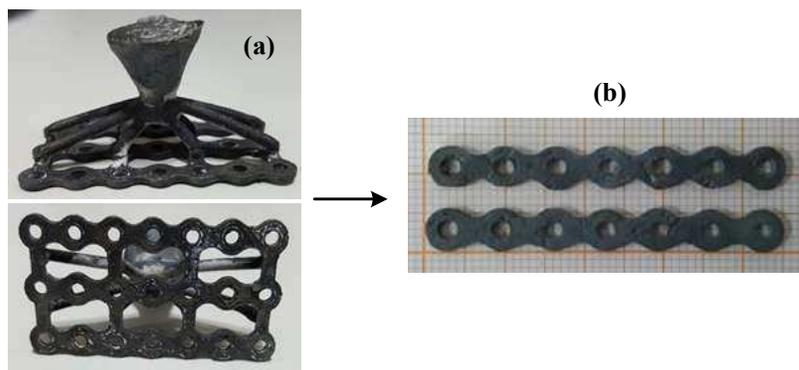
6.1. Processo de Fabricação

6.1.1. Primeira Linha de Processamento

A partir do cumprimento das etapas descritas no processo metodológico foi possível obter os primeiros protótipos dos elementos de fixação pretendidos neste trabalho. Na Figura 31 é apresentado o primeiro resultado da fundição, resultantes dos processos PSPP e FIC. Na Figura 31(a) observam-se todas as estruturas que compõem a árvore de fundição: massalote, canais de alimentação e as placas de fixação.

Para a fabricação dessas primeiras placas foram escolhidos modelos impressos em ABS, os quais foram projetados com espessura média de 1,2 mm. Após finalizado o processo de fundição as placas de fixação mostradas na Figura 31(b) apresentaram espessura média de 1,3 mm.

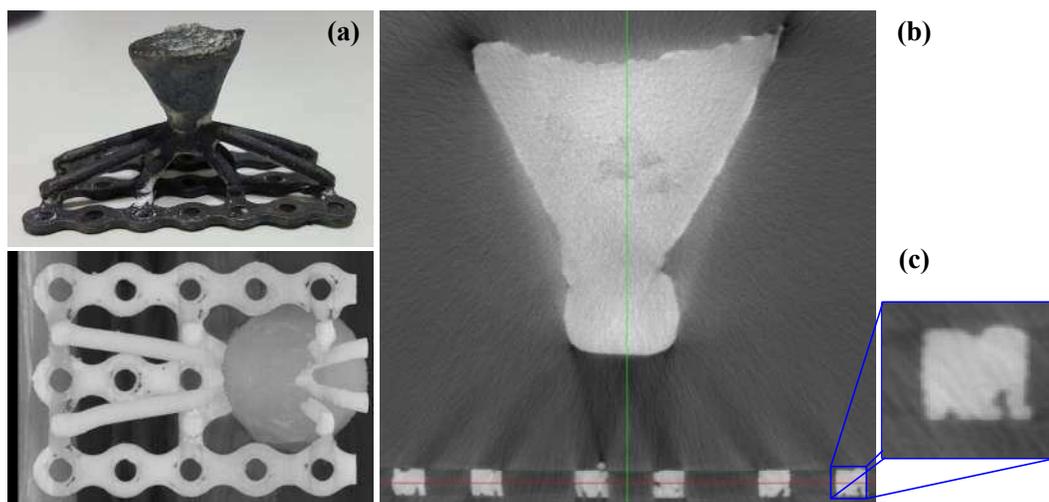
Figura 31 – Protótipos das primeiras PFO obtidas em LMF Ni-Ti por fundição de precisão. (a) Árvore de fundição. (b) Protótipos das placas.



Fonte – Autoria própria.

Ao se analisar os primeiros protótipos, fica evidenciado que o procedimento de fabricação adotado permite a reprodução adequada dos modelos tridimensionais em ABS projetados. No entanto, é imprescindível que estes modelos possuam bom acabamento superficial, do contrário há grandes chances de que as imperfeições contidas nos modelos sejam replicadas à peça final, como pode ser visto na Figura 32.

Figura 32 – Tomografia computadorizada do protótipo fabricado. (a) Árvore de fundição. (b) Imagem interna da peça. (c) Imagem em detalhe mostrando os defeitos internos.



Fonte – Autoria própria.

Na Figura 32(a) tem-se o resultado da fundição. A peça final apresenta falhas superficiais decorrentes do acabamento obtido com o ABS. Defeitos como esses são

concentradores de tensões, que podem causar redução na resistência mecânica do elemento de fixação.

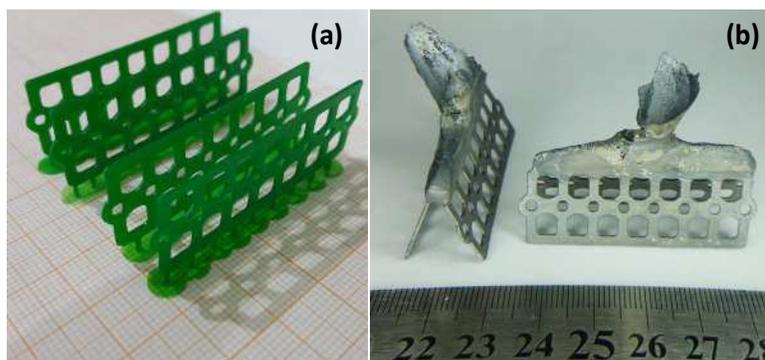
Apesar de aparentemente ter havido uma boa penetração do metal líquido no interior do molde cerâmico, detectou-se por meio das imagens de tomografia que a peça fabricada possuía defeitos internos, como vazios provenientes de aprisionamento de gases durante a etapa final do processo de fundição, Figura 32(c).

Além do acabamento superficial e dos vazios internos detectados nos primeiros protótipos, outro fator que levou a tomar a decisão de realizar mudanças no processo de fabricação das placas foi a necessidade de redução da rigidez do dispositivo de fixação. Esse primeiro protótipo, por uma questão de segurança de obtenção do produto pelo processo de fundição de precisão, foi escolhido com uma espessura superior àquela do produto comercial mostrado na Figura 18. Na nova rota de fabricação, escolheu-se reduzir a espessura de 1,2 mm para 0,8 mm, reduzindo consideravelmente a rigidez da PFO.

6.1.2. Segunda Linha de Processamento

Para solucionar os problemas detectados na primeira linha de processamento, optou-se inicialmente por alterar o material do modelo 3D, substituindo o ABS pela resina foto-iniciada, conforme mostrado na Figura 33(a). Essa alteração proporcionou de imediato um melhor acabamento superficial do modelo impresso, conseqüentemente esse acabamento foi replicado às peças fundidas. A segunda modificação adotada foi no arranjo da árvore de fundição, Figura 33(b). Essa alteração contribuiu para um melhor preenchimento do molde, eliminando defeitos como vazios encontrados nos primeiros protótipos.

Figura 33 – Readequação da fabricação da PFO. (a) Modelos 3D em resina. (b) Árvore de fundição obtida.



Fonte – Autoria própria.

Conforme mencionado anteriormente, a terceira mudança no projeto foi com relação à espessura das PFO. Nesta nova linha de processamento os modelos tridimensionais foram impressos com espessura menores do que no primeiro caso. Na Tabela 3 estão relacionadas as especificações das placas de fixação fabricadas para esse estudo.

Tabela 3 – Identificação das novas placas de fixação óssea.

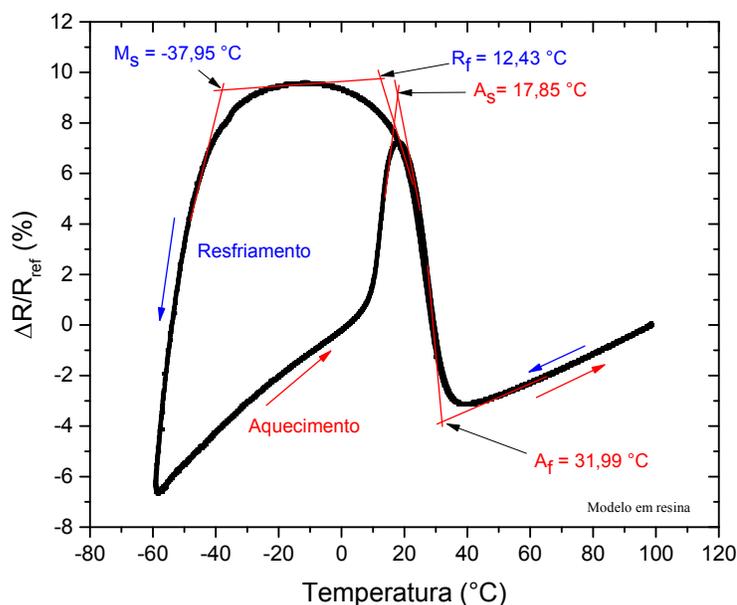
PFI (corrida)	Identificação	Material do modelo 3D	Composição química (% em peso)	Espessura modelo 3D (mm)	Espessura média PFO (mm)
01	PFI-01	Resina foto-iniciada	Ni _{55,3} -Ti _{44,7}	0,78	0,85
02	PFI-02			0,78	0,81
03	PFI-03			0,78	0,85
04	PFI-04			0,78	0,90

Fonte – Autoria própria.

6.2. Análise Térmica

Conforme descrito no processo metodológico, após a conclusão da fase de fabricação, passou-se à fase de caracterização dos protótipos de PFO Ni-Ti. Inicialmente as PFO foram submetidas a ensaios RET e DSC para determinação das temperaturas de transformação de fase. Na Figura 34 é possível observar as temperaturas de transformação de fase obtidas a partir do ensaio RET do protótipo PFO-03.

Figura 34 – Curva de variação de resistência elétrica em função da temperatura da PFO-03 Ni-Ti.



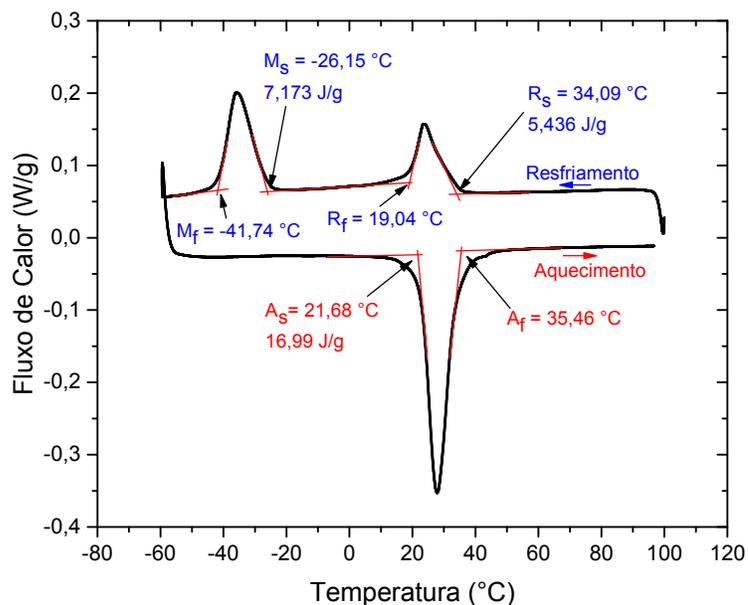
Fonte – Autoria própria.

Analisando a curva de RET verifica-se que a da temperatura final de transformação da martensita em austenita (A_f), é inferior à temperatura normal corpórea (36,5 a 37,5 °C). Dessa forma, se uma PFO, fabricada a partir de uma LMF Ni-Ti com composição química igual à que foi especificada neste trabalho e que tenha passado pelos mesmos processamento e tratamentos térmicos, for submetida a um carregamento mecânico em uma temperatura equivalente à do corpo humano, apresentará uma estrutura martensítica mecanicamente instável induzida por tensão, e ao cessar esse carregamento a peça tenderá à retornar a sua forma original, correspondendo ao efeito pseudoelástico ou superelástico (GIL; MANERO; PLANELL, 1996).

A partir dessa informação, se uma PFO com estas características estiver instalada numa estrutura óssea fraturada, tenderá a aplicar um esforço permanente ao longo do tempo nessa região, devido ao fenômeno da superelasticidade, o que poderá levar a uma consolidação da fratura de forma mais eficiente e em menor tempo.

Dando continuidade à caracterização térmica, no ensaio de calorimetria DSC mostrado na Figura 35, é possível observar, além das temperaturas de transformação, os níveis de energia necessárias para ocorrer essas transformações de fase. Esses valores de entalpia são compatíveis com a literatura pesquisada (OTSUKA; REN, 2005).

Figura 35 – Curva de ensaio de DSC da amostra LMF Ni-Ti – PFO-04.



Fonte – Autoria própria.

Os valores de temperaturas de transformação divergem um pouco daqueles obtidos via ensaio RET, no entanto essa diferença pode ser considerada normal tendo em vista que um

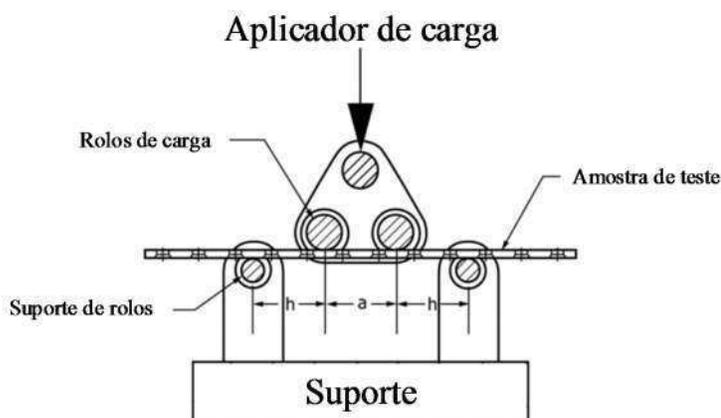
ensaio é realizado com uma PFO inteira (RET) enquanto o outro é realizado a partir de um fragmento da LMF Ni-Ti (DSC). De modo geral, ao avaliarmos os valores de A_f tanto para RET como para o ensaio realizado no DSC, é possível afirmar que a liga Ni-Ti escolhida para a fabricação das PFO terá comportamento superelástico quando submetidas a carregamento mecânico suficiente em temperaturas equivalentes à do corpo humano.

6.3. Análise Termomecânica

6.3.1. Caracterização Mecânica Estática

A norma ASTM F-382-17 estabelece os padrões para ensaios de flexão 4 pontos os quais as placas de fixação óssea devem ser submetidas. Essa norma determina a realização de ensaios em modo estático bem como ensaios de fadiga. A configuração para realização dos ensaios é representada na Figura 36.

Figura 36 – Configuração do teste de flexão 4 pontos para placas metálicas de fixação óssea.



Fonte – ASTM – F382-17, 2014 – adaptado.

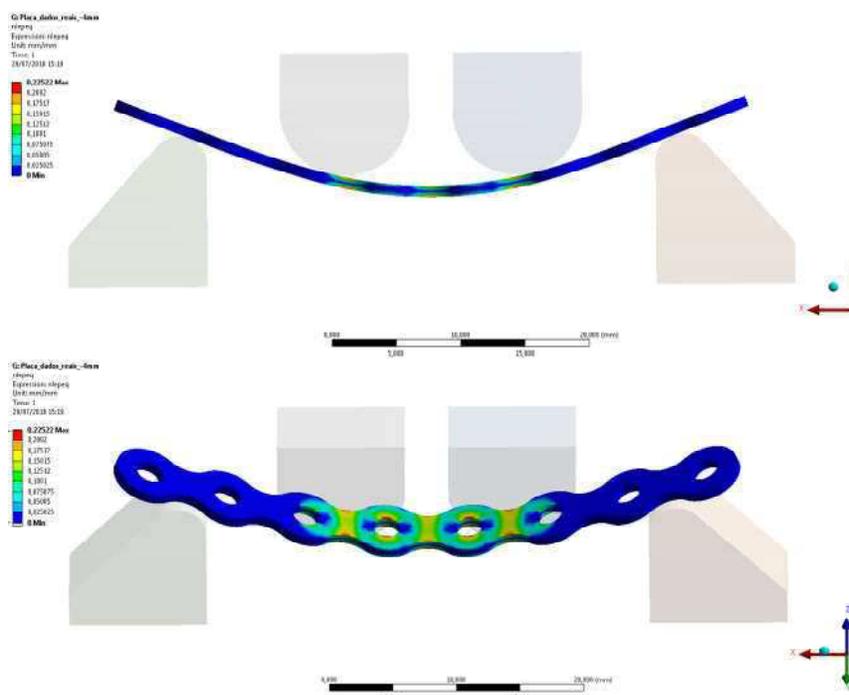
Antes de iniciar a caracterização mecânica propriamente dita, optou-se por fazer uma análise numérica preliminar para estimar os níveis de carga e deslocamentos aos quais as PFO poderiam ser submetidas. Essa análise teórica usando o método dos elementos finitos (MEF) permite simular diferentes cenários, como por exemplo, a aplicação de diferentes níveis de carregamentos e/ou deformações à peça. Os resultados alcançados podem sinalizar o comportamento e desempenho do elemento analisado. A partir de uma análise estrutural é possível avaliar a integridade física de uma estrutura com características complexas como é o caso das placas aqui estudadas.

Seguindo as especificações determinadas na norma ASTM F-382-17, e com o auxílio do *software ANSYS 15*, foram feitas simulações dos esforços aos quais as placas estariam submetidas. Para isso, foram usadas as propriedades da LMF Ni-Ti empregadas nos modelos constitutivos propostos por Auricchio e Taylor (1997).

Nas Figura 37 e 38 podem ser observados os resultados da simulação do ensaio de flexão 4 pontos das PFO obtidas na segunda rota de processamento

Verifica-se na Figura 36 que um deslocamento central de 4 mm imposto a uma PFO Ni-Ti causa deformações superiores a 6 %. Em alguns pontos da superfície, na região central de aplicação do carregamento, as deformações máximas podem atingir até 22,5 %.

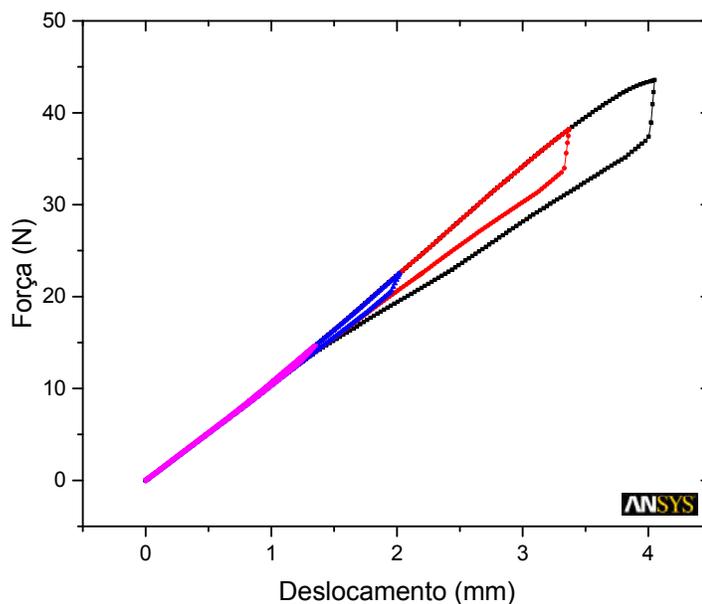
Figura 37 – Simulação MEF das deformações durante o ensaio de flexão 4 pontos da nova PFO submetida a um deslocamento de 4 mm.



Fonte – Autoria própria.

Na Figura 38 são apresentados os resultados das curvas de força vs deflexão central simuladas para vários níveis de flecha (deslocamento transversal) impostas às PFO Ni-Ti, entre 0 e 4 mm.

Figura 38 – Simulação MEF de ciclos de carregamento e descarregamento das PFO em modo de flexão 4 pontos.



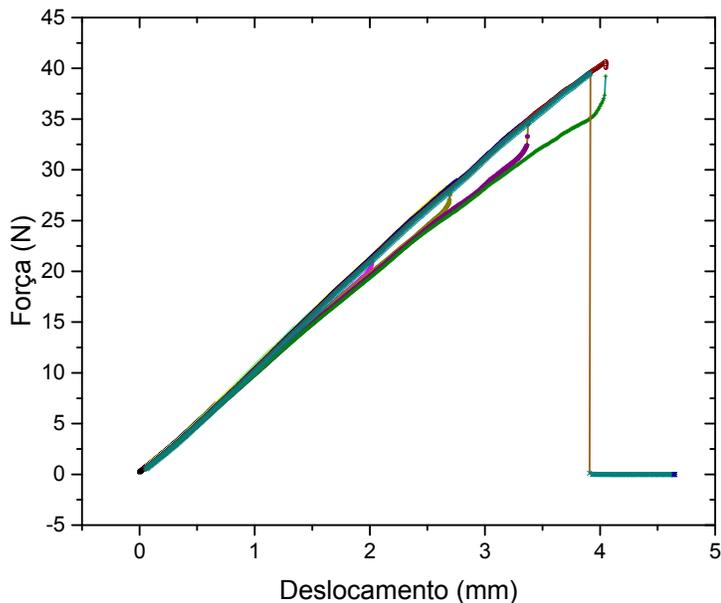
Fonte – Autoria própria.

Como pode ser observado, devido ao fato de se adotar os parâmetros do próprio material da LMF, as curvas que representam cada ciclo de carregamento e descarregamento apresentam laço histerético.

Neste estudo em específico, a simulação por elementos finitos foi importante para a determinação qualitativa do desempenho das PFO, de modo que os resultados teóricos nortearam os ensaios mecânicos reais. A configuração de teste representada na Figura 36 foi seguida no teste real realizado na máquina de ensaios dinâmicos E10000, da marca *Instron*.

Da mesma forma como realizado no ambiente virtual, as placas foram submetidas a ciclos de carregamento e descarregamento. Na Figura 39 é possível verificar o comportamento da placa Ni-Ti durante o ensaio.

Figura 39 – Ciclos de carregamento e descarregamento de uma PFO Ni-Ti em ensaio de flexão 4 pontos.



Fonte – Autoria própria.

Durante o ensaio constata-se o comportamento linear nos primeiros ciclos de carregamento, até um deslocamento central da ordem de 1 mm. A medida que o nível de deformação aumenta, observa-se o surgimento de ciclos de histerese, um comportamento típico das LMF em regime de superelasticidade.

Com base nas curvas teóricas de simulação MEF no ANSYS e no ensaio real de flexão é possível determinar a rigidez flexural da placa de fixação, a partir da Equação (1).

$$k = \frac{F_{min}}{Y_{min}} \text{ (N/mm)} \quad (1)$$

Tomando como referência o primeiro ciclo de carregamento na região linear (deslocamento inferior a 1 mm) tem-se:

$$K_{simulação} = \frac{F_{min}}{Y_{min}} = \frac{5,116}{0,4937} = 10,362 \text{ N/mm}$$

$$K_{ensaio\ real} = \frac{F_{min}}{Y_{min}} = \frac{5,082}{0,5013} = 10,137 \text{ N/mm}$$

Os valores de rigidez flexural obtidos tanto com base nas curvas de simulação no ANSYS como a partir do ensaio real de flexão 4 pontos são semelhantes, e a variação encontrada foi de cerca de 2,2 %, o que demonstra a confiabilidade nos resultados das simulações.

Com base nos valores de rigidez encontrados é possível determinar a rigidez estrutural em flexão (EI_e), por meio da Equação (2).

$$EI_e = \frac{(2h + 3a)K^2}{12} \quad (N \cdot m^2) \quad (2)$$

a = distância central

h = distância entre o apoio e o ponto de aplicação de carga

A partir dos dados experimentais temos:

$a = 13,5 \text{ mm}$

$h = 13,25 \text{ mm}$

$$EI_{e_{\text{simulação}}} = \frac{(2 \times 0,01325 + 3 \times 0,0135)10,362 \cdot 10^3 \times 0,01325^2}{12} = 10,157 \cdot 10^{-3} \quad (N \cdot m^2)$$

$$EI_{e_{\text{ensaio real}}} = \frac{(2 \times 0,01325 + 3 \times 0,0135)10,137 \cdot 10^3 \times 0,01325^2}{12} = 9,937 \cdot 10^{-3} \quad (N \cdot m^2)$$

Comparando-se a simulação ao ensaio real tem-se uma variação de rigidez estrutural da ordem de 2,17 %.

6.3.2. Caracterização Mecânica Dinâmica

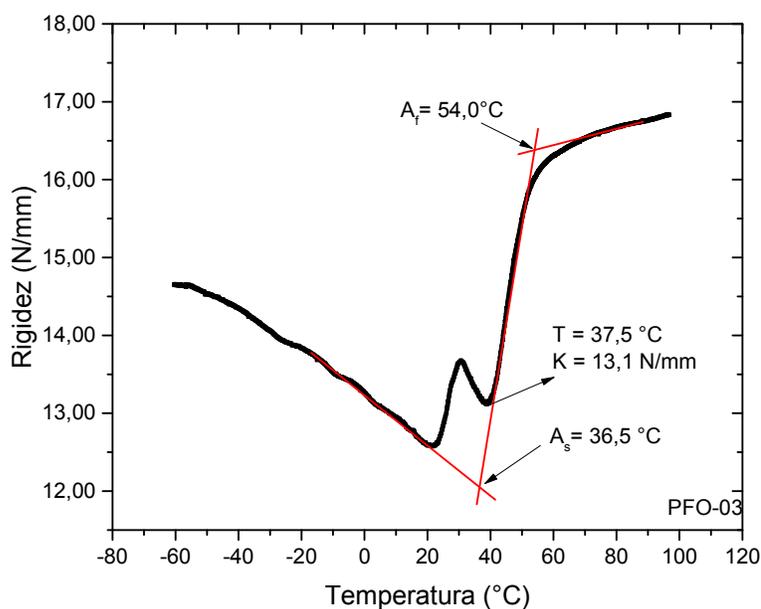
Uma outra forma de se determinar as propriedades mecânicas das PFO é através de ensaios dinâmicos. Conforme citado nas seções anteriores, uma das características que se almeja nestas placas é que as mesmas tenham um nível de rigidez mais compatível com a região onde serão implantadas. Essa rigidez (K) depende fundamentalmente do módulo de elasticidade (E) do material de fabricação da PFO. No caso das LMF, esse módulo de elasticidade, e consequentemente a rigidez, é dependente da temperatura devido a transformação de fase sofrida pelo material.

As primeiras PFO fabricadas apresentaram valores de rigidez elevados, mas principalmente devido a elevada espessura inicial, que foi de 1,2 mm. As alterações de projeto indicadas na seção 6.1.2 refletiram uma melhoria nestes níveis de rigidez, já que a espessura foi reduzida para aproximadamente 0,8 mm. As PFO Ni-Ti foram submetidas a ensaios dinâmicos de flexão em modo de viga simplesmente engastada, realizados em DMA. Nos ensaios os

protótipos foram submetidos a deslocamentos de 20 μm , sob a frequência de 1,0 Hz, variando-se a temperatura entre -80 e 100 $^{\circ}\text{C}$.

Na Figura 40 é apresentado o resultado desse tipo de ensaio, onde é possível verificar a variação da rigidez em função da mudança de temperatura. No estado martensítico há uma tendência de redução da rigidez a medida em que a temperatura aumenta, no entanto, ao passo em que ocorre a transformação da martensita - austenita, a rigidez aumenta. Na região de temperatura entre 20 $^{\circ}\text{C}$ e 40 $^{\circ}\text{C}$, que compreende a temperatura corpórea, a rigidez é a mais baixa, situada entre 12,5 e 13,0 N/mm.

Figura 40 – Rigidez em função da temperatura para a PFO-03 em ensaio de flexão simplesmente engastada em modo dinâmico DMA. Deslocamento 20 μm e Frequência 1,0 Hz.



Fonte – Autoria própria.

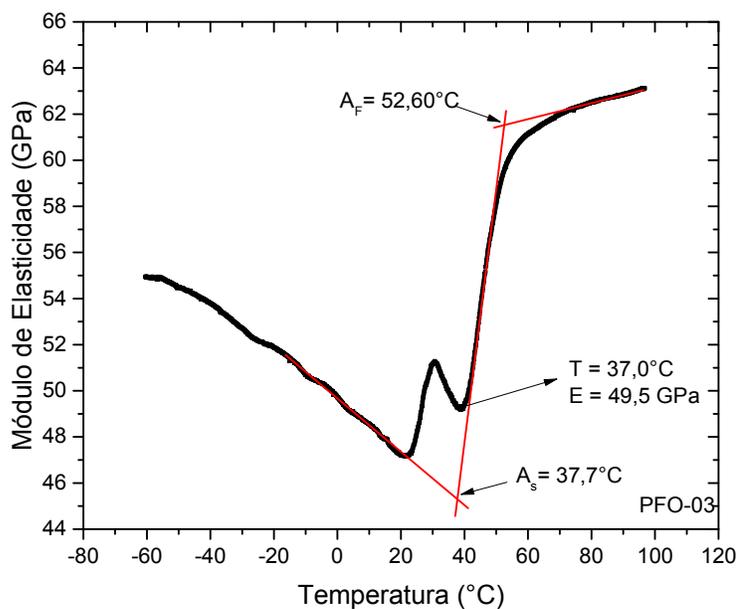
Ao se comparar as duas fases, observa-se que a variação de rigidez entre A_s e A_f é de cerca de 24 %. O comportamento em “S” de diminuição de rigidez seguido de um aumento na mesma ordem de grandeza, é típico das LMF e revela um potencial de ajuste de rigidez em função da temperatura.

A rigidez é um parâmetro importante a ser considerado nos elementos de fixação voltados às aplicações biomédicas. Nas situações onde o elemento de fixação tem rigidez elevada ou muito dissemelhante ao local onde será implantado pode ocorrer uma má distribuição de tensão sobre o osso, o que pode induzir a reabsorção óssea e o enfraquecimento

da região, ocasionando o afrouxamento do implante (HABIJAN et al., 2013), levando a necessidade de refazer o procedimento cirúrgico.

A rigidez depende também do módulo de elasticidade do material. Assim, a determinação do módulo de elasticidade da LMF também é importante quando se deseja compará-la com outros materiais normalmente já empregado na fabricação das placas de fixação óssea. A curva mostrada na Figura 41 corresponde ao comportamento do módulo de elasticidade em função da temperatura para a LMF Ni-Ti testada em ensaio de flexão simplesmente engastada em modo dinâmico. O corpo de prova de teste foi uma lâmina de seção retangular (17,64 x 2,06 x 0,91 mm), obtida juntamente com a PFO-03.

Figura 41 – Módulo de elasticidade em função da temperatura obtido em ensaio de flexão simplesmente engastada em modo dinâmico DMA – lâmina de seção retangular corrida PFI-03. Deslocamento 20 μm e Frequência 1,0 Hz.



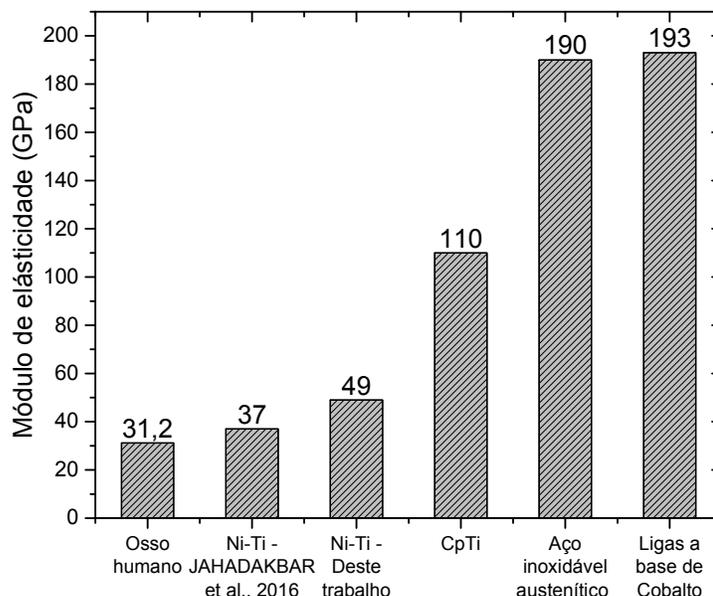
Fonte – Autoria própria.

Da mesma forma como ocorrido para os valores de rigidez, ao se analisar os valores de módulo de elasticidade nota-se que houve um aumento da ordem de 26 %, entre A_s e A_f . Contudo, na temperatura corpórea, da ordem de 37,0 °C, o valor do módulo de elasticidade é da ordem de 49 GPa, que por sua vez é inferior aos metais comumente usados em implantes ortopédicos.

Os protótipos propostos neste trabalho apresentam módulo de elasticidade cerca de 44 % inferior ao do titânio comercialmente puro (CpTi), e com relação aos demais materiais metálicos citados, essa diferença é bem maior, conforme pode ser visto na Figura 42.

A LMF Ni-Ti desenvolvida neste trabalho, por fundição de precisão, possui módulo de elasticidade cerca de 24 % superior quando comparado com ligas Ni-Ti porosas, fabricadas por sinterização, e quando comparamos com o osso humano (10 a 31,2 GPa) essa diferença chega ao valor máximo de 36 % (JAHADAKBAR et al., 2016).

Figura 42 – Valores de módulo de elasticidade de materiais metálicos usados em implantes ortopédicos.



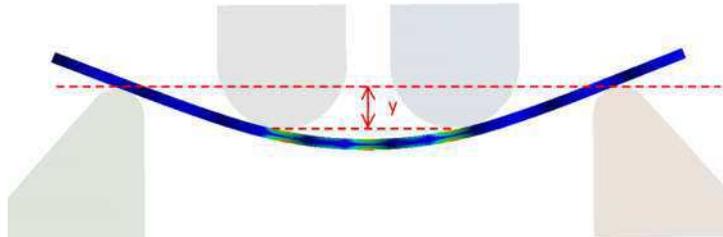
Fonte – HABIJAN et al., 2013 – adaptado.

Para a utilização de um material metálico na construção de próteses ortopédicas ou implantes dentários são exigidos alguns requisitos, tais como: limite de resistência igual ou superior a 800 MPa; boa resistência à corrosão, seja ela geral ou localizada; e por fim que o material seja biocompatível (BARBUCCI, 2002).

Outro fator importante a se considerar no projeto das placas de fixação é a vida útil das mesmas. Ensaio de fadiga podem ser usados para determinar a vida em fadiga para um momento fletor máximo específico ou em uma faixa de condições máximas. Alternativamente, este método pode ser usado para estimar a resistência à fadiga do elemento em teste, para um número específico de ciclos de fadiga.

Neste estudo, protótipos de PFO foram submetidos a carregamentos cíclicos, em frequência constante em situação de flexão de quatro pontos, em temperatura ambiente. As amplitudes de deslocamento aplicadas foram de 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, a partir de um pré-deslocamento central de 0,5 mm, conforme indicado na Figura 43.

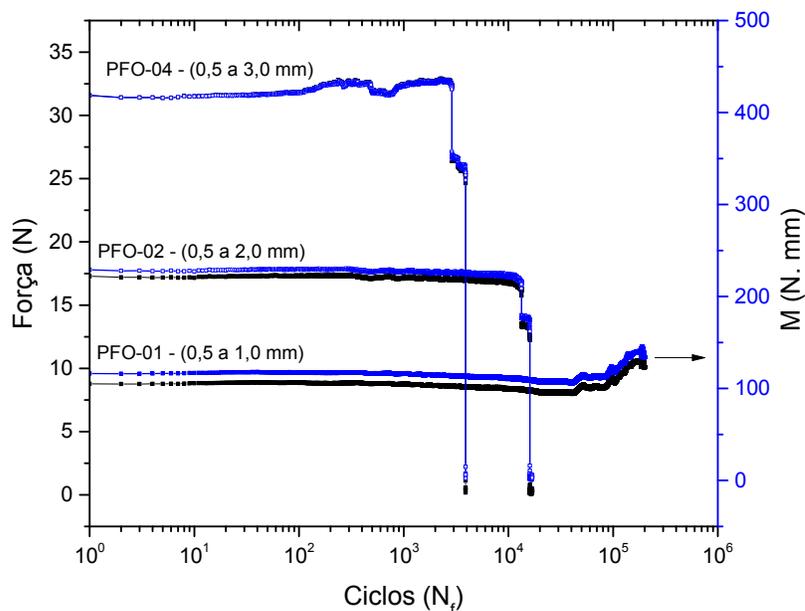
Figura 43 – Deslocamento imposto à PFO.



Fonte – Autoria própria.

Os ciclos de carregamento e descarregamento foram mantidos até à falha da placa ou até a contagem de uma quantidade determinada de ciclos, como pode ser visto na Figura 44.

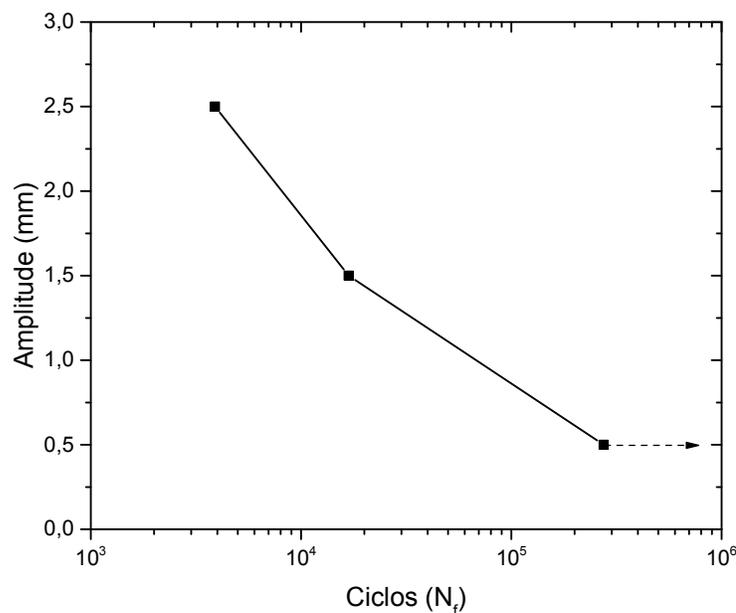
Figura 44 – Comportamento em fadiga das PFO em termos de momento fletor e força aplicada em função do número de ciclos.



Fonte – Autoria própria.

As três placas ensaiadas suportaram ciclos de carregamentos diferentes, isso se deve à amplitude de deslocamento imposto a cada PFO durante cada ensaio. Como se poderia esperar, na Figura 45 observa-se que a relação entre amplitude de deslocamento e vida útil é inversamente proporcional.

Figura 45 – Números de ciclos até a ruptura em função da amplitude de deslocamento aplicada às PFO nos ensaios de fadiga.

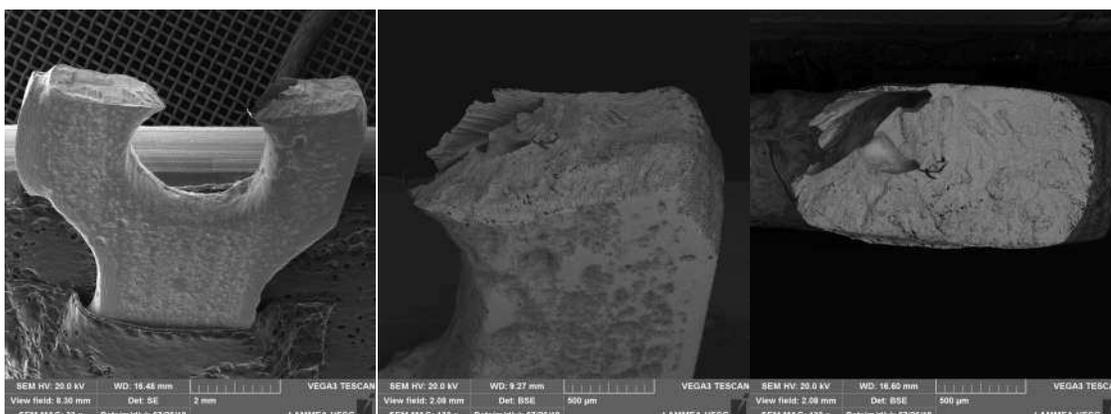


Fonte – Aatoria própria.

Um dos objetivos deste método de teste é determinar uma estimativa da resistência à fadiga das placas de fixação, que por norma devem suportar carregamentos da ordem de 10^6 ciclos. Este tipo de placa normalmente é classificada como dispositivos de fixação temporário, uma vez que as fraturas e as correções da deformidade esquelética são geralmente resolvidas em períodos de 2 a 3 meses, o que pode corresponder a algo em torno de 150.000 a 250.000 ciclos (ASTM – F382-17, 2017).

Na Figura 46 é possível avaliar superfície de fratura de uma das PFO após o ensaio de fadiga (PFO-04, correspondente a condição de carga mais severa). A topografia da superfície de fratura indica uma ruptura frágil acompanhada de clivagem, que pode ter sido potencializada pela presença de defeitos internos como vazios e/ou trincas provenientes do processo de fabricação da PFO.

Figura 46 – Superfície de fratura pós fadiga da placa PFO-04. Imagens obtidas em MEV – modelo VEGA3.



Fonte – Autoria própria.

Ao analisar as imagens é possível perceber que a falha ocorreu a partir de propagação rápida de trincas, decorrentes do acúmulo de danos gerados pelo carregamento cíclico somado a uma deformação elevada. Essa propagação pode ter sido responsável pela variação nos níveis de força observada para essa placa na Figura 44, a partir de 10^2 ciclos.

O surgimento das trincas por fadiga ocorre preferencialmente a partir da superfície da peça. Neste tipo de mecanismo de falha, a tensão nominal apresentar-se em níveis inferiores ao limite elástico, porém localmente as tensões podem atingir níveis muito maiores devido à concentração provocada por vazios ou contornos de grãos. A ductilidade diminui à medida em que a peça perde a capacidade de encruamento; a propagação dessas trincas vem em consequência das concentrações de tensões resultantes (CALLISTER JR.; RETHWISCH, 2014).

7. Conclusão

A partir dos resultados apresentados nesse trabalho de pesquisa, pode-se afirmar que é possível fabricar placas de fixação óssea (PFO) a partir de uma LMF da família Ni-Ti com características superelásticas, utilizando técnicas de fundição de precisão.

A fabricação dos protótipos por meio dos processos de fundição de precisão, tais como Plasma *Skull Push-Pull* (PSPP) e fusão por indução com injeção por centrifugação (FIC), se mostrou bastante eficaz. Os resultados do processo de fabricação revelaram que as PFO obtidas estão em concordância com os modelos em resina projetados neste trabalho.

Os resultados de caracterização térmica das PFO de Ni-Ti, nos estados como fabricadas e tratadas termicamente, comprovaram a presença da transformação martensítica termoelástica

responsável pelo comportamento superelástico desejado dentro da faixa de temperatura pretendida.

A caracterização termomecânica ratificou o potencial da LMF Ni-Ti como elemento de fixação interna. Verificou-se que o dispositivo fabricado apresenta rigidez variável com a temperatura, devido a variação do módulo de elasticidade do material.

Verificou-se também que o módulo de elasticidade das PFO é da ordem de 50 GPa na temperatura corpórea (aproximadamente 37 °C). Esse valor é inferior aos módulos das ligas metálicas convencionais empregadas na fabricação de PFO, e também é relativamente mais próximo daquele medido para o osso humano. Essa característica indica a melhor aptidão da LMF Ni-Ti para a fabricação de placas de fixação óssea.

A vida em fadiga também foi alvo de avaliação para os protótipos fabricados. As PFO foram submetidas a ensaios de flexão 4 pontos, nos quais foram aplicadas amplitudes de deslocamento entre 0,5 mm e 2,5 mm, que resultaram em vidas em fadiga na faixa de 10^3 a 10^6 ciclos. Esse tempo de vida está de acordo com os valores exigidos pela norma (ASTM – F382-17, 2017).

8. Sugestões para Trabalhos Futuros

Como sugestão para trabalhos futuros pode-se aventar a fabricação de placas com outras geometrias, que possam ser adaptadas a diferentes partes do corpo humano.

Fabricar elementos de fixação semelhantes aos que foram propostos neste trabalho, variando-se a densidade relativa do mesmo. Isso pode ser viabilizado a partir da inclusão de vazios à estrutura do fixador que será fundido.

Realizar fusões de ligas comerciais, já empregadas na fabricação de placas de fixação ósseas, e comparar seus resultados com os encontrados na liga Ni-Ti.

Avaliar a estrutura dos produtos fundidos, por meio de tomografias computadorizadas, com vistas a detectar a presença de possíveis defeitos internos.

Realizar ensaios de corrosão e biocompatibilidade para averiguar se a liga Ni-Ti estaria apta a ser utilizada no corpo humano.

Referências Bibliográficas

ASTM – F382-17. Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates. In: **Annual Book of ASTM Standards**. West Conshohocken, PA: 2017. v. 99p. 1–12.

AURICCHIO, F.; BOATTI, E.; CONTI, M. SMA Biomedical Applications. In: **Shape Memory Alloy Engineering**. Elsevier, 2015. p. 307–341.

AURICCHIO, F.; TAYLOR, R. L. Shape-memory alloys: modelling and numerical simulations of the superelastic behavior. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 143, n. 1–2, p. 175–194, 1997.

BARBUCCI, R. Metallic Materials. In: **Integrated biomaterials science**. 1st. ed. New York, NY: Kluwer Academic/Plenum, 2002. p. 286–327.

BHAT, S. V. **Biomaterials**. 1st. ed. New Dheli, Índia: Kluwer Academic Publishers, 2002.

BURITI, M. C. **Impressora 3D pode ser aliada do diagnóstico por imagem - Saúde Business**. Disponível em: <<http://saudebusiness.com/noticias/impressora-3d-pode-ser-aliada-do-diagnostico-por-imagem/>>. Acesso em: 11 dez. 2017.

CALLISTER JR., W. D.; RETHWISCH, D. G. **Materials science and Engineering an Introduction**. 9th. ed. Hoboken, New Jersey: Wiley, 2014.

CIUCCIO, R. L.; LUIZ, N. E.; JACOMINI FILHO, A.; SOARES, M. A. D. Comparação entre resultados de testes experimentais com a simulação numérica pelo método de elementos finitos em placas de cirurgia buco maxilo facial. **Innovations Implant Journal – Biomaterials and Esthetics**, v. 5, n. 3, p. 35–38, 2010.

CSÁKY, V.; NETO, R. J.; DUARTE, T. P.; LINO ALVES, J.; COUTO, M.; MACHADO, M. A framework for custom design and fabrication of cranio-maxillofacial prostheses using investment casting. In: **4th International Conference on Engineering Optimization, ENGOPT 2014**. p. 941–946.

DAVIS, J. R. **Metals handbook**. Novelty, OH: ASM International, 1998.

DE ARAÚJO, C. J.; GOMES, A. A. C.; SILVA, J. A.; CAVALCANTI, A. J. T.; REIS, R. P. B.; GONZALEZ, C. H. Fabrication of shape memory alloys using the plasma skull push–pull process. **Journal of Materials Processing Technology**, v. 209, n. 7, p. 3657–3664, abr. 2009.

DEE, K. C.; PULEO, D. A.; BIZIOS, R. **An introduction to tissue-biomaterial interactions**. 1st. ed. Hoboken, New Jersey: Wiley-Liss, 2003.

DEMARTINI, M. **Conheça as aplicações médicas das impressoras 3D**. Disponível em: <<https://super.abril.com.br/saude/conheca-os-orgaos-feitos-com-impressora-3d/>>. Acesso em: 20 set. 2017.

DEPUY SYNTHES COMPANIES. **MatrixMANDIBLE Plating System**. Disponível em: <https://www.depuysynthes.com/hcp/cmfp/products/qs/MatrixMANDIBLE_Plating_System>. Acesso em: 31 jul. 2018.

ELAHINIA, M. H.; HASHEMI, M.; TABESH, M.; BHADURI, S. B. Manufacturing and processing of NiTi implants: A review. **Progress in Materials Science**, v. 57, n. 5, p. 911–946, 2012.

ENVISIONING TECHNOLOGY. **O impacto da impressão 3D na medicina**. Disponível em: <<http://www.onehealthmag.com.br/index.php/o-impacto-da-impressao-3d-na-medicina/>>. Acesso em: 25 ago. 2017.

FERNANDES, D. J.; PERES, R. V.; MENDES, A. M.; ELIAS, C. N. Understanding the shape-memory alloys used in orthodontics. **ISRN dentistry**, v. 2011, p. 132408, 3 out. 2011.

FONSECA, R. J.; WALKER, R. J.; BARBER, H. D.; POWERS, M. P.; FROST, D. E. Fraturas Mandibulares. In: **Trauma Bucomaxilofacial**. 4. ed. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier Brasil, 2015. p. 293–330.

GIL, A. C. **Como Elaborar Projetos de Pesquisa**. 4^o ed. São Paulo: Atlas, 2002.

GIL, F. X.; MANERO, J. M.; PLANELL, J. A. Relevant aspects in the clinical applications of NiTi shape memory alloys. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 7, n. 7, p. 403–406, 1996.

HABIJAN, T.; HABERLAND, C.; MEIER, H.; FRENZEL, J.; WITTSIEPE, J.; WUWER, C.; GREULICH, C.; SCHILDHAUER, T. A.; KÖLLER, M. The biocompatibility of dense and porous Nickel-Titanium produced by selective laser melting. **Materials Science and Engineering C**, v. 33, n. 1, p. 419–426, 2013.

HODGSON, D.; BROWN, J. Using nitinol alloys. **Shape Memory Applications, Inc. Acessado em**, 2000.

HU, J. W.; NOH, M.-H. Seismic Response and Evaluation of SDOF Self-Centering Ground Motions. **Advances in Materials Science and Engineering**, v. 2015, p. Article ID 397273, 17 pages, 2015.

HUANG, W. Shape memory alloys and their application to actuators for deployable structures. **Engineering**, p. 192, 1998.

HUANG, W. M.; DING, Z.; WANG, C. C.; WEI, J.; ZHAO, Y.; PURNAWALI, H. Shape memory materials. **Materials Today**, v. 13, n. 7–8, p. 54–61, jul. 2010.

HUPP, J. R.; ELLIS, E.; TUCKER, M. R. **Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery**. 6th. ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby, 2008.

INSTITUTO MAXILO FACIAL. **Cirurgia Ortognática**. Disponível em: <<http://www.institutomaxilofacial.com.br/cirurgias/cirurgia-ortognatica/>>. Acesso em: 25 jun. 2018.

JAHADAKBAR, A.; SHAYESTEH MOGHADDAM, N.; AMERINATANZI, A.; DEAN, D.; KARACA, H.; ELAHINIA, M. Finite Element Simulation and Additive Manufacturing of Stiffness-Matched NiTi Fixation Hardware for Mandibular Reconstruction Surgery. **Bioengineering**, v. 3, n. 4, p. 36, 2016.

KAPRANOS, P.; CARNEY, C.; POLA, A.; JOLLY, M. **Advanced Casting Methodologies**:

Investment Casting, Centrifugal Casting, Squeeze Casting, Metal Spinning, and Batch Casting. Elsevier, 2014. v. 5

KURDYUMOV, G.; KHANDROS, L. On the “Thermoelastic” Equilibrium on Martensitic Transformations. **Dokl. Akad. Nauk SSSR**, v. 66, n. 2, p. 211–214, 1949.

LAGOUDAS, D. C. **Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications.** First ed. College Station, TX: Springer US, 2008.

LECCE, L.; CONCILIO, A. **Shape memory alloy engineering - for Aerospace, Structural and Biomedical Application.** 1. ed. Waltham - MA: Elsevier Ltd, 2014. v. 53

MA, Y.; ZHU, H.; ZHANG, D.; LIU, B.; HONG, J. Experimental investigation on shape memory alloy metal rubber. **Science China Technological Sciences**, v. 56, n. 8, p. 1949–1955, 2013.

MENNA, C.; AURICCHIO, F.; ASPRONE, D. Applications of Shape Memory Alloys in Structural Engineering. In: **Shape Memory Alloy Engineering.** Butterworth-Heinemann, 2015. p. 369–403.

OLIVEIRA, A. DE. **Ciência Hoje - Novos problemas, novos materiais.** Disponível em: <http://www.cienciahoje.org.br/noticia/v/ler/id/2750/n/novos_problemas,_novos_materiais/Post_page/10>. Acesso em: 25 jul. 2017.

OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. **Progress in Materials Science**, v. 50, n. 5, p. 511–678, 2005.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C. M. **Shape Memory Materials.** Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1998.

PANDIT, A.; PLANELL, J.; NAVARRO, M. Titanium and Nitinol (NiTi). In: **Biomaterials Science.** Third Edit ed. Elsevier, 2013. p. 120–124.

PARK, J.; BRONZINO, J. **Biomaterials - principles and applications.** 1st. ed. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2002.

RAO, A.; SRINIVASA, A. R.; REDDY, J. N. **Design of Shape Memory Alloy (SMA) Actuators.** 1st. ed. Cham: Springer International Publishing, 2015.

REIS, W. P. **Caracterização de ligas de níquel – titânio para ortodontia.** Rio de Janeiro, RJ: Instituto Militar de Engenharia - IME, 2001.

SAEDI, S.; TURABI, A. S.; ANDANI, M. T.; HABERLAND, C.; ELAHINIA, M.; KARACA, H. Thermomechanical characterization of Ni-rich NiTi fabricated by selective laser melting. **Smart Materials and Structures**, v. 25, n. 3, p. 035005, 1 mar. 2016.

SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, R. G. **Shigley’s Mechanical Engineering Design.** 10 th ed. Rolla, MO: McGraw Hill, 2015. v. 10

SIMÕES, J. DE B. **Fabricação de componentes miniaturizados de ligas com memória de forma Ni-Ti usando fundição de precisão.** Campina Grande - PB: Universidade Federal de Campina Grande - UFCG, 2016.

TELO, G. J. DA C. **Estudo de um actuador baseado em ligas com memória de forma.** Lisboa: Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa, 2014.

VILLA, E. Manufacturing of Shape Memory Alloys. In: **Shape Memory Alloy Engineering.** Lecco - Italy: Elsevier, 2015. p. 79–96.

VISWANATHAN, S.; APELIAN, D.; DONAHUE, R. J.; DASGUPTA, B. **ASM Handbook Volume 15 - Casting.** v. 15

WADOOD, A.; ABDUL. Brief Overview on Nitinol as Biomaterial. **Advances in Materials Science and Engineering,** v. 2016, p. 1–9, 6 nov. 2016.

WONG, J. Y.; BRONZINO, J. D. **Biomaterials.** 1st. ed. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2007.

YAHIA, L. **Shape Memory Implants.** 1. ed. Montreal - Canadá: Springer Berlin Heidelberg, 2000.

YAMAUCHI, K.; OHKATA, I.; TSUCHIYA, K.; MIYAZAKI, S. **Shape Memory and Superelastic Alloys: Technologies and Applications.**

YANG, C.; LI, B. S.; REN, M. X.; FU, H. Z. Micro precision casting based on investment casting for micro structures with high aspect ratio. **Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition),** v. 19, n. SUPPL. 2, p. s521–s525, 2009.