



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



PAULO CÉSAR SALES DA SILVA

ANÁLISE NUMÉRICA DO COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DE FIXADORES
ORTOPÉDICOS ARQUITETADOS DE LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti

Campina Grande, PB

2018

PAULO CÉSAR SALES DA SILVA

ANÁLISE NUMÉRICA DO COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DE FIXADORES
ORTOPÉDICOS ARQUITETADOS DE LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, da Universidade Federal de Campina Grande, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Análise e Projeto de Sistemas Termomecânicos.

Orientador: Prof. Carlos José de Araújo, Dr.
Eng. Mec.

Campina Grande, PB

2018

S586a

Silva, Paulo César Sales da.

Análise numérica do comportamento termomecânico de fixadores ortopédicos arquitetados de ligas com memória de forma Ni-Ti / Paulo César Sales da Silva. - Campina Grande, 2018.

92 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.

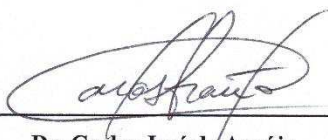
1. Ligas com Memória de Forma. 2. Ligas Ni-Ti. 3. Simulação Numérica. 4. Estruturas Celulares Arquitetadas. 5. Fixadores Ortopédicos. I. Araújo, Carlos José de. II. Título.

CDU 669.018.2(043)

ANÁLISE NUMÉRICA DO COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DE FIXADORES
ORTOPÉDICOS ARQUITETADOS DE LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti

PAULO CÉSAR SALES DA SILVA

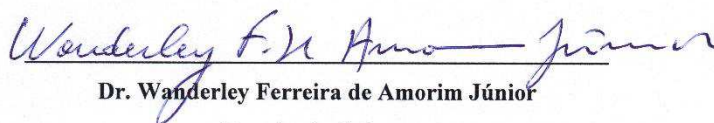
Dissertação Aprovada em 31/08/2018 pela Banca Examinadora constituída dos seguintes
membros:



Dr. Carlos José de Araújo

Orientador

PPGEM/UAEM/CCT/UFCG



Dr. Wanderley Ferreira de Amorim Júnior

Examinador Interno

PPGEM/UAM/CCT/UFCG



Dr.ª Nadja Maria da S. O. Brito

Examinadora Externa

UFCG

Dedicatória

À minha mãe e irmã pelos quais encontrei
inspiração para desenvolver este trabalho.

Agradecimentos

Ao Grande Arquiteto do Universo pela vida.

À minha mãe Juvanil Sales da Silva e irmã Maria do Carmo Sales da Silva (Carminha) pelo apoio incondicional e compreensão.

Ao Prof. Carlos José de Araújo por todas as orientações acadêmicas e pessoais ao longo de minha jornada no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA), além do exemplo que é de profissional.

À família que os integrantes do LaMMEA representam.

Aos grandes amigos Maurílio Beltrão D'Albuquerque Cavalcanti e Rômulo Pierre Batista dos Reis por sempre se apresentarem prestativos.

Aos Profs. João Baptista da Costa Agra de Melo e Manassés da Costa Agra Mello por sempre se apresentarem prestativos.

Aos órgãos CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Epígrafe

"A vida é bela!"
(Oluap Rasec)

Resumo

As Ligas com Memória de Forma (LMF) são materiais metálicos funcionais com a capacidade de recuperar grandes níveis de deformações induzidas por carregamento mecânico (superelasticidade) e a recuperação de deformações pseudoplásticas após aplicação de calor (efeito memória de forma). Dentre as LMF já conhecidas, aquelas do sistema binário Níquel-Titânio (Ni-Ti) têm impactado diversos campos da medicina, principalmente na área específica das aplicações biomédicas de implantes ortopédicos, devido à combinação de biocompatibilidade com boas propriedades mecânicas. Aliada à estas funcionalidades particulares das LMF Ni-Ti, sabe-se que Estruturas Celulares Arquitetadas tendo como principal característica uma alta relação entre capacidade de carga e peso otimizado. Assim, componentes mecânicos arquitetados de LMF Ni-Ti podem vir a suprir uma demanda específica das aplicações biomédicas em implantes ortopédicos, podendo ser projetadas para serem geometricamente similares aos tecidos ósseos e otimizadas estruturalmente para permitir um controle da rigidez. Além disso, sabe-se que a osseointegração depende, dentre outros fatores, de uma compressão contínua e biologicamente compatível. Nesse contexto, a avaliação do comportamento termomecânico de fixadores ortopédicos arquitetados de LMF Ni-Ti obtidos por técnicas de fundição de precisão é a motivação deste estudo baseado em análises numéricas. O intuito é de iniciar a viabilização de tecnologias alternativas e de baixo custo para a fabricação de dispositivos biomédicos em Ni-Ti (implantes). Assim sendo, neste trabalho alguns protótipos de fixadores ortopédicos como grampos, *embracing* e *patellar concentrator* arquitetados de LMF Ni-Ti foram concebidos e analisados numericamente usando o método dos elementos finitos por meio do software comercial ANSYS, antes de passar para a fase de produção futura usando fundição de precisão. Poros (vazios) de topologia hexagonal, circular, diamante e reentrante foram inscritos ao longo da estrutura de modelos de fixadores, sendo avaliadas a influência da topologia do vazio na resposta mecânica de cada componente mecânico estudado, em termos de variação de rigidez e da força de restrição em função da densidade relativa.

Palavras-chave: Ligas com memória de forma, Ligas Ni-Ti, Simulação numérica, Estruturas celulares arquitetadas, Fixadores ortopédicos.

Abstract

Shape memory alloy (SMA) are functional metallic materials with the ability to recover large deformations induced by mechanical loading (superelasticity) and recovery of pseudoplastic deformations after heat application (shape memory effect). Among all SMA, those of the Ni-Ti binary system have impacted several medical fields, especially in the specific area of biomedical applications of orthopedic implants, due to the combination of biocompatibility with good mechanical properties. Associated to these particular features of the Ni-Ti SMA, it is known that Architected Cellular Structures present as main characteristic a high ratio between load capacity and optimized weight. Thus, the Ni-Ti SMA architected mechanical devices can come to meet demands of specific biomedical applications in orthopedic implants can be designed to be geometrically similar to the bone tissue and structurally optimized to allow control of stiffness. Moreover, it is known that osseointegration depends, among other factors, of a continuous and biologically compatible compression force. In this context, the evaluation of the thermo-mechanical behavior of Ni-Ti SMA architected orthopedic fixators obtained by investment casting techniques is the motivation of this study based on numerical analysis. The aim is to start the feasibility evaluation of low-cost alternative technologies to manufacture Ni-Ti biomedical devices (implants). Therefore, in this work, some prototypes of architected orthopedic fixators such as Ni-Ti SMA bone staples, embracing and patellar concentrator were designed and analyzed numerically using the finite element method using the ANSYS commercial software, before moving on to the future production stage using investment casting. Pores (voids) of hexagonal, circular, diamond and reentrant topologies were inserted along the structure of fixator models, evaluating the influence of void topology on the mechanical response of each studied mechanical device in terms of variation of stiffness and force restriction as a function of relative density.

Key-words: Shape memory alloys, Ni-Ti alloys, Numerical simulation, Architected cellular structures, Architected orthopedic fixators.

Lista de Ilustrações

Figura 1. Esquema das estruturas cristalinas da martensita maclada, fase R e austenita durante as transformações de fase induzidas por temperatura.	17
Figura 2. Termograma típico de LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.	18
Figura 3. Resistência elétrica-temperatura de uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.	19
Figura 4. Resposta clássica tensão-deformação do efeito memória de forma para uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.	20
Figura 5. Resposta clássica tensão-deformação da superelasticidade de uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.	21
Figura 6. Representação esquemática de um diagrama tensão – temperatura para uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.	22
Figura 7. Exemplos de aplicação de grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti. (a) Osteotomia metatarso proximal; (b) Radiografia craniana logo após o procedimento cirúrgico de implantação de um fixador.	24
Figura 8. Exemplo da atual tendência de grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti. <i>ARCAD Nitinol Compression Clips</i> [®] (novastep, Saint-Gregoire, Bretagne, FR).	26
Figura 9. Fixador ortopédico do tipo <i>embracing</i> de LMF Ni-Ti consistindo de um corpo (<i>body</i>) com ramificações (<i>arm</i>) em forma de dente de serra (<i>sawteeth</i>). (<i>Ni-Ti SSEC</i> [®] , Shanghai Si-Ai Hi-Tech Ltd., Shanghai, CN).	26
Figura 10. Fotografias intra-operatórias ilustrando a sequência de implantação do <i>SMC</i> [®] SE. (a) Resfriamento em gelo salino entre 0°C – 4°C para a abertura das ramificações do fixador. (b) Alinhamento da fratura e subsequente aquecimento parcial do fixador com água salina entre 40°C – 50 °C. (c) Furação e ancoragem. (d) Aquecimento do fixador.	27
Figura 11. Fixador ortopédico do tipo <i>patellar concentrator</i> de LMF Ni-Ti. (<i>Memory alloy patellar concentrator</i> [®] , SEEMINE, Ltd., Lanzhou, CN)	28
Figura 12. Fotografias intra-operatórias do <i>patellar concentrator</i> de LMF Ni-Ti na patela cerclada. (a) Vista superior. (b) Vista lateral.	29
Figura 13. Fotografia de material celular arquitetado do osso da asa de um pássaro.	30
Figura 14. Exemplos de sólidos celulares. (a) <i>Honeycomb</i> bidimensional (Corex Honeycomb, Huntingdon, Cambridgeshire, UK). (b) <i>Duocel</i> [®] (ERG Materials and Aerospace Corp, Oakland, California, USA). (c) <i>Alporas</i> [®] (Shinko Wire Company Ltd, Izumisano, Osaka, JP)	31

Figura 15. <i>Honeycomb</i> bidimensional com célula do tipo <i>reentrante</i> . (a) Livre de carregamento. (b) Sob carregamento.....	31
Figura 16. Fotografia de uma micro estrutura em rede com célula do tipo <i>octet truss</i>	32
Figura 17. Influência da escala da arquitetura celular no módulo elástico com a densidade exemplificada por uma espuma, <i>honeycomb</i> e estrutura em rede, fabricados em alumínio. ...	33
Figura 18. <i>Honeycomb</i> obtido por brasagem com célula do tipo hexagonal de LMF Ni-Ti....	34
Figura 19 .Mecanismo de deformação do <i>honeycomb</i> auxético bidimensional com células do tipo <i>chiral</i> de LMF Ni-Ti indicando os nós (<i>Nodes</i>) e ligamentos (<i>Ligaments</i>).	34
Figura 20. Pesquisa teórica e experimental sobre LMF em diferentes escalas da arquitetura. 37	
Figura 21. Identificação dos parâmetros do modelo constitutivo a partir de isotermas típicas de uma LMF Ni-Ti.	41
Figura 22. Modelo do lingote em formato de “V” em resina fotopolimerizada.....	43
Figura 23. LMF 55,3Ni-Ti (% peso) fabricada pelo processo FAI. (a) Lingote em formato de “V”. (b) Seções de corte das amostras para caracterização.	44
Figura 24. Montagem das amostras de tração e compressão na máquina de ensaios universal 5582 da <i>INSTRON</i> . (a) Cp Tração. (b) Cp Base.	46
Figura 25. Montagem do Cp Longitudinal no analisador dinâmico mecânico Q800 da <i>TA Instruments</i> no modo de flexão em 3-pontos.....	46
Figura 26. Grampo ortopédico sólido. (a) Vista frontal. (b) Vista isométrica.	48
Figura 27. Esquema com as condições de contorno consideradas no modelo numérico do grampo ortopédico sólido.	49
Figura 28. Fixador ortopédico do tipo <i>embracing</i> sólido. (a) Vista frontal. (b) Vista isométrica.	49
Figura 29. Esquema com as condições de contorno consideradas no modelo numérico do fixador ortopédico do tipo <i>embracing</i> sólido.	50
Figura 30. Fixador ortopédico do tipo <i>patellar concentrator</i> sólido. (a) Vista frontal. (b) Vista isométrica.	51
Figura 31. Esquema com as condições de contorno consideradas no modelo numérico do fixador ortopédico do tipo <i>patellar concentrator</i> sólido.	51
Figura 32. Protótipos de fixadores ortopédicos do tipo grampo arquitetados. (a) Circular. (b) Diamante. (c) Hexagonal. (d) Reentrante.	53
Figura 33. Protótipos de fixadores ortopédicos do tipo <i>embracing</i> arquitetados. (a) Circular. (b) Diamante. (c) Hexagonal. (d) Reentrante.	53

Figura 34. Protótipos de fixadores ortopédicos do tipo <i>patellar concentrator</i> arquitetados. (a) Circular. (b) Diamante. (c) Hexagonal. (d) Reentrante.	54
Figura 35. Comportamento da densidade relativa em função da topologia e dimensão do vazio dos fixadores ortopédicos arquitetados. (a) Grampo. (b) <i>Embracing</i> . (c) <i>Patellar</i>	55
Figura 36. Resultados qualitativos da caracterização térmica. (a) DSC do Cp Tração. (b) RET do Cp Longitudinal.	56
Figura 37. Resposta mecânica sob tração uniaxial da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) a 30°C.	57
Figura 38. Resposta mecânica sob compressão uniaxial da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) para diferentes temperaturas. (a) Cp Base. (b) Cp Central. (c) Cp Extremidade.	58
Figura 39. Tensões características de orientação final da fase R das amostras de compressão da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) sob uma isoterma de 30°C.	59
Figura 40. Diagrama Tensão – Temperatura para as amostras de compressão da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).	59
Figura 41. Módulo de elasticidade em função da temperatura em regime dinâmico do Cp Longitudinal da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).	60
Figura 42. Comparação numérico – experimental sob tração uniaxial na isoterma de 30°C da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).	62
Figura 43. Resposta tensão – deformação sob tração e compressão uniaxial simuladas numericamente para diferentes temperaturas.	63
Figura 44. Distribuição de deslocamento na direção X ($t = 2$ s) no grampo ortopédico sólido. (a) Vista isométrica. (b) Vista frontal.	64
Figura 45. Distribuição em ($t = 2$ s) no grampo ortopédico sólido. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.	64
Figura 46. Comportamento mecânico de grampos ortopédicos de diferentes ligas metálicas. (a) Resposta força – deslocamento. (b) Propriedades funcionais.	65
Figura 47. Distribuição de deslocamento na direção X ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo <i>embracing</i> sólido. (a) Vista isométrica. (b) Vista frontal.	66
Figura 48. Distribuição em ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo <i>embracing</i> sólido. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.	66
Figura 49. Comportamento mecânico de fixadores ortopédicos do tipo <i>embracing</i> de diferentes ligas metálicas. (a) Resposta força – deslocamento. (b) Propriedades funcionais.	67
Figura 50. Distribuição de deslocamento na direção Y ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo <i>patellar concentrator</i> sólido. (a) Vista isométrica. (b) Vista frontal.	68

Figura 51. Distribuição em ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo <i>patellar concentrator</i> sólido. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.	68
Figura 52. Comportamento mecânico de fixadores ortopédicos do tipo <i>patellar concentrator</i> de diferentes ligas metálicas. (a) Resposta força – deslocamento. (b) Propriedades funcionais. .	69
Figura 53. Distribuição em ($t = 2$ s) nos grampos ortopédicos arquitetados. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.	70
Figura 54. Comportamento da tensão principal máxima ($t = 2$ s) no ponto de referência para os grampos ortopédicos sólido e arquitetados.....	71
Figura 55. Distribuição da fração global de martensita em ($t = 2$ s) nos grampos ortopédicos sólido e arquitetados (1000 μ m).....	71
Figura 56. Resposta força – deslocamento dos grampos ortopédicos arquitetados.....	72
Figura 57. Propriedades funcionais dos grampos ortopédicos. (a) Rigidez. (b) Força de Restrição.	72
Figura 58. Distribuição em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo <i>embracing</i> arquitetados. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.	74
Figura 59. Comportamento da tensão principal máxima ($t = 2$ s) no ponto de referência para os fixadores ortopédicos do tipo <i>embracing</i> sólido e arquitetados.	75
Figura 60. Distribuição da fração global de martensita em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo <i>embracing</i> sólido e arquitetados de topologia diamante.	75
Figura 61. Resposta força – deslocamento dos fixadores ortopédicos do tipo <i>embracing</i> arquitetados.....	76
Figura 62. Propriedades funcionais dos fixadores ortopédicos do tipo <i>embracing</i> . (a) Rigidez. (b) Força de Restrição.....	76
Figura 63. Distribuição em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo <i>patellar concentrator</i> arquitetados. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.....	78
Figura 64. Comportamento da tensão principal máxima ($t = 2$ s) no ponto de referência para os fixadores ortopédicos do tipo <i>patellar concentrator</i> sólido e arquitetados.	79
Figura 65. Distribuição da fração global de martensita em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo <i>patellar concentrator</i> sólido e arquitetados de topologia hexagonal.	79
Figura 66. Resposta força – deslocamento dos fixadores ortopédicos do tipo <i>patellar concentrator</i> arquitetados.	80
Figura 67. Propriedades funcionais dos fixadores ortopédicos do tipo <i>patellar concentrator</i> . (a) Rigidez. (b) Força de Restrição.	81

Lista de Tabelas

Tabela 1. Descrição dos parâmetros constitutivos de acordo com o modelo proposto por (SOUZA <i>et al.</i> , 1998) e modificado por (AURICCHIO e PETRINI, 2002).	39
Tabela 2. Composição química dos materiais de partida.	42
Tabela 3. Sumário das geometrias das células unitárias (vazios).....	52
Tabela 4. Temperaturas características de transformação de fase sob tensão nula dos Cp Tração e Longitudinal da LMF 55,3Ni-Ti (% peso), tratados termicamente.	56
Tabela 5. Parâmetros do modelo constitutivo para a LMF 55,3Ni-Ti (% peso).	61

Sumário

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	JUSTIFICATIVA.....	15
3	OBJETIVOS.....	15
3.1	Objetivo Geral	15
3.2	Objetivos Específicos	15
4	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
4.1	Ligas com Memória de Forma	16
4.1.1	Transformações de Fase Induzidas por Temperatura.....	16
4.1.2	Efeito Memória Forma e Superelasticidade	19
4.1.3	Aplicações Biomédicas	22
4.2	Estruturas Celulares Arquitetizadas	30
4.3	Simulação Computacional.....	35
4.3.1	Método de Elementos Finitos.....	35
4.3.2	Modelo Constitutivo.....	36
4.3.3	Parâmetros do Modelo Constitutivo.....	39
5	METODOLOGIA	42
5.1	Metodologia de Fabricação	42
5.1.1	Materiais.....	42
5.1.2	Fabricação dos corpos de prova	43
5.2	Caracterização da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).....	44
5.2.1	Caracterização térmica	44
5.2.2	Caracterização termomecânica.....	45
5.3	Modelos Numéricos	47
5.3.1	Resultados numéricos sob isotermas de tração e compressão uniaxial.....	47
5.3.2	Fixadores ortopédicos.....	47
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	52

6.1	Concepção de Fixadores Ortopédicos Arquetados	52
6.2	Resultados Experimentais	56
6.2.1	Caracterização térmica	56
6.2.2	Caracterização termomecânica.....	57
6.3	Resultados Numéricos	62
6.3.1	Comparação de resultado experimental isotérmico com o modelo constitutivo.....	62
6.3.2	Fixadores ortopédicos sólidos	63
6.3.3	Fixadores ortopédicos arquetados	69
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	82
8	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	84
	REFERÊNCIAS	85

1 INTRODUÇÃO

As Ligas com Memória de Forma (LMF) e em particular as ligas de Níquel-Titânio (Ni-Ti) vêm sendo extensivamente utilizadas em aplicações biomédicas. Tal interesse surge, além da biocompatibilidade dessas LMF, devido a funcionalidades como a recuperação de grandes deformações induzidas por carregamento mecânico (superelasticidade) e a recuperação de deformações aparentemente plásticas após aplicação de calor (efeito memória de forma) (YONEYAMA e MIYAZAKI, 2009).

A combinação de boa biocompatibilidade, boa resistência e ductilidade com funcionalidades específicas das LMF Ni-Ti, tais como efeito memória de forma (EMF), superelasticidade (SE) e capacidade de amortecimento, criam um *Smart Material* para as aplicações biomédicas (YAHIA, 2000; YONEYAMA e MIYAZAKI, 2009).

As LMF Ni-Ti têm impactado nos diversos campos da medicina, tais como: cirurgia ortopédica, cardiovascular, gastroenterológica, urológica, ginecológica, buco-maxilar, colorretal, otorrinolaringológica, neurológica e oftalmológica. Esses materiais também tem contribuído no desenvolvimento de técnicas minimamente invasivas (YAMAUCHI, 2011; YAHIA, 2000; LECCE e CONCILIO, 2014).

Os implantes de LMF de Ni-Ti ainda são usualmente mais rígidos que os ossos humanos, possuindo um módulo de elasticidade que varia no intervalo entre 25 GPa e 70 GPa (SURESH *et al.*, 2015). Porém, o módulo de elasticidade do osso depende fortemente do nível de porosidade. O osso compacto possui um módulo que pode variar muito, entre 3 GPa e 30 GPa, enquanto o osso poroso tem um módulo significativamente mais baixo, entre 0,02 GPa e 2 GPa (WANG *et al.*, 2016). De toda forma, os valores para as LMF de Ni-Ti são mais baixos quando comparados aos de algumas outras ligas metálicas biomédicas como o Ti6Al4V e CoCrMo que possuem módulo em torno de 110 GPa e 210 GPa, respectivamente.

A natureza frequentemente usa materiais celulares e porosos para criar estruturas com capacidade de carga e de peso otimizado. Graças ao *design* celular, materiais naturais como madeira, cortiça, osso e favos de mel atendem às demandas estruturais e funcionais (ÖCHSNER e AUGUSTIN, 2009). Materiais arquitetados ou híbridos são combinações de dois (ou mais) materiais ou materiais e espaços (vazios), dispostos de tal forma que individualmente os atributos e/ou funcionalidades não são oferecidos por qualquer um destes materiais ou estruturas (ASHBY, 2013).

Aliada às funcionalidades particulares das LMF, as Estruturas Celulares Arquetadas, do termo em inglês *Architected Cellular Structures (ACS)* baseadas nestes materiais podem vir a suprir uma demanda específica das aplicações biomédicas em implantes ortopédicos, tendo em vista que a regeneração óssea depende fortemente da penetração de células do tecido ósseo circundante, de uma eficiente vascularização e de baixos níveis de tensão mecânica entre o implante e o tecido ósseo (KARAGEORGIOU e KAPLAN, 2005). A estabilidade na fixação e a força de compressão são os dois fatores principais na obtenção de uma eficiente união entre dois fragmentos ósseos. Assim, ossos fraturados são tratados com um dispositivo de fixação que deve fortalecer a região óssea e manter o alinhamento correto durante a osseointegração mantendo uma compressão contínua e biologicamente compatível ao longo da recuperação do paciente.

Considerando que o osso é uma estrutura hierárquica onde os níveis de hierarquia variam desde a macro à sub-nanoescala e as ACS são estruturas que podem ser projetadas para serem geometricamente similares aos tecidos ósseos, implantes baseados em ACS podem ser otimizados estruturalmente para permitir um controle da rigidez por meio da variação da densidade relativa de vazios no sólido e da forma geométrica destes vazios. Portanto, tais características estruturais têm um efeito nas propriedades mecânicas e no desempenho biológico dos implantes de LMF Ni-Ti.

Nesse contexto, a avaliação do comportamento termomecânico de fixadores ortopédicos arquetados de LMF Ni-Ti obtidos por técnicas de fundição de precisão é a motivação deste estudo numérico. O intuito é de iniciar a viabilização de tecnologias alternativas e de baixo custo para a fabricação de dispositivos médicos em Ni-Ti (implantes). Tais estudos até então não são encontrados na literatura.

Assim sendo, neste trabalho alguns protótipos de fixadores ortopédicos como grampos, *embracing* e *patellar concentrator* arquetados de LMF Ni-Ti foram analisados numericamente usando o método dos elementos finitos por meio do software comercial ANSYS, antes de passar a fase de produção futura usando fundição de precisão. Vazios de topologia hexagonal, circular, diamante e reentrante foram inscritos ao longo da estrutura de modelos de fixadores, sendo avaliadas a influência da topologia do vazio na resposta mecânica das peças, em termos de variação de rigidez e da força de restrição em função da densidade relativa.

2 JUSTIFICATIVA

Iniciar a viabilização de tecnologias alternativas e de baixo custo baseadas em fundição de precisão para a fabricação de dispositivos biomédicos arquitetados em LMF Ni-Ti (implantes/fixadores).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Analisar numericamente o comportamento mecânico de componentes arquitetados de liga com memória de forma Ni-Ti usando o Método dos Elementos Finitos por meio do software ANSYS®, visando futuras aplicações em dispositivos biomédicos.

3.2 Objetivos Específicos

- Determinar experimentalmente os parâmetros do modelo constitutivo de uma LMF 55,3Ni-Ti (% peso) fabricada por um processo de fundição de precisão em molde sólido cerâmico;
- Conceber fixadores ortopédicos arquitetados de LMF Ni-Ti por meio da introdução de diferentes arquiteturas (topologias) de poros (vazios);
- Avaliar a influência da topologia do poro (vazio) e da densidade relativa no comportamento mecânico de fixadores ortopédicos arquitetados de LMF Ni-Ti.

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo apresenta uma introdução das Ligas com Memória de Forma (LMF) do sistema Níquel-Titânio (Ni-Ti) e seu comportamento termomecânico no qual diz respeito ao Efeito Memória de Forma (EMF) e a Superelasticidade (SE). Adicionalmente, as particularidades das Estruturas Celulares Arquiteturizadas (ACS) são expostas visando uma integração às funcionalidades das LMF Ni-Ti. Por fim, são apresentados e discutidos pontos pertinentes à simulação computacional utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF) destas ACS de LMF Ni-Ti como também do modelo constitutivo de material utilizado pelo software comercial ANSYS.

4.1 Ligas com Memória de Forma

Sucintamente, as Ligas com Memória de Forma (LMF) do sistema binário Níquel-Titânio (Ni-Ti) são materiais metálicos que têm a capacidade de reverter-se à sua forma original quando submetidos a um campo térmico e/ou mecânico. Esta capacidade deve-se às transformações reversíveis de fase sólido-sólido, do tipo adifusionais entre uma fase estável a baixas temperaturas (martensita) e uma fase estável a altas temperaturas (austenita). Estas transformações reversíveis de fase são responsáveis por demonstrar fenômenos termomecânicos como o Efeito Memória de Forma (EMF) e a Superelasticidade/Pseudoelasticidade (SE).

4.1.1 Transformações de Fase Induzidas por Temperatura

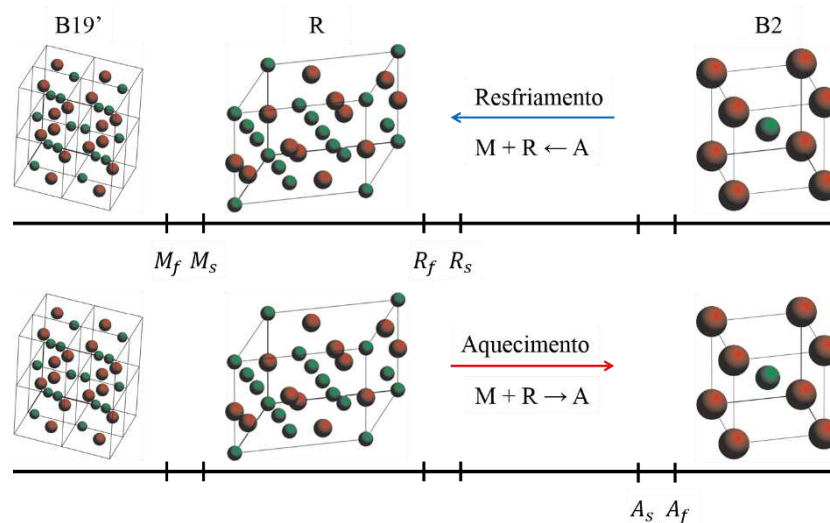
As transformações de fase são resultado de distorções da rede cristalina (LAGOUDAS, 2008). A fase austenítica tem uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (B2), enquanto a martensita se apresenta em forma de cristais monoclinicos (B19'). Em ligas equiatômicas de Ni-Ti, os fenômenos termomecânicos EMF e SE estão associados às transformações martensíticas termoelásticas a partir da fase (*parent* - β) com uma estrutura B2 para a fase com estrutura B19', ou mais frequentemente em associação com uma transformação em duas etapas a partir da fase β para uma fase trigonal, conhecida como fase R e então para a fase B19' (OTSUKA e WAYMAN, 1998; LAGOUDAS, 2008).

Devido à sua estrutura cristalina não-cúbica, a fase martensítica pode apresentar diferentes variantes (LAGOUDAS, 2008):

1. Martensita maclada (*self-accommodation* ou *twinned martensite*) e
2. Martensita orientada (*detwinned* ou *reoriented martensite*).

A martensita maclada ocorre sob um estado livre de tensão, onde as variantes surgem sem direção preferencial. Estas transformações de fase ocorrem em temperaturas características e são nomeadas de início e fim de transformação de fase. A transformação direta ($B2 \rightarrow B19'$) apresenta as temperaturas martensíticas inicial (M_s) e final (M_f). Quando a transformação martensítica ocorre em duas etapas ($B2 \rightarrow R \rightarrow B19'$), as temperaturas características da fase R são conhecidas como (R_s) e (R_f). A transformação reversa ($B19' \rightarrow B2$) ou ($R + B19' \rightarrow B2$) apresenta as temperaturas austeníticas inicial (A_s) e final (A_f), como observado na Fig. 1.

Figura 1. Esquema das estruturas cristalinas da martensita maclada, fase R e austenita durante as transformações de fase induzidas por temperatura.

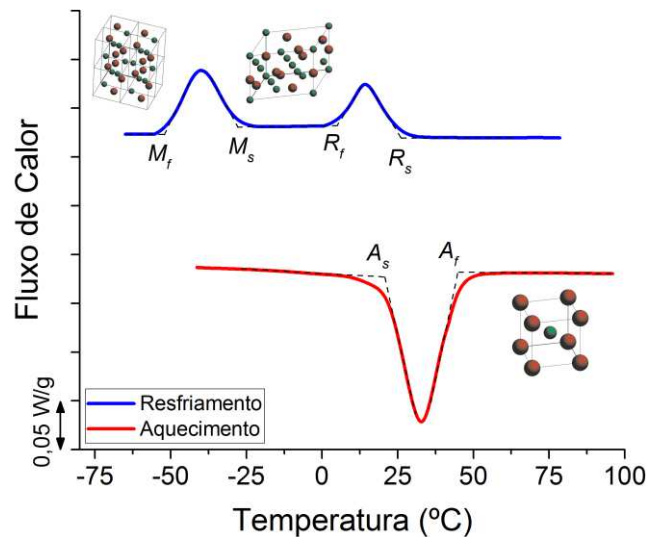


Fonte – BRNO, 2005; LAGOUDAS, 2008 - adaptado

Para a identificação das temperaturas características de transformação de fase direta e reversa sob um estado livre de tensão, utiliza-se basicamente de duas técnicas. Calorimetria Diferencial de Varredura (*DSC*) e Resistência Elétrica em função da Temperatura (*RET*). A norma ASTM 2004/05 discute detalhes na determinação destas temperaturas pelo *DSC*. Esta técnica utiliza amostras com massa na escala de miligramas, submetidas a uma onda triangular de resfriamento e aquecimento a uma taxa de 10 °C/min . Como as transformações de fase direta

e reversa são processos exo – endotérmico, respectivamente, o calorímetro afere a variação no fluxo de calor gerado por estes processos térmicos. Adicionalmente, o *DSC* permite avaliar as entalpias de transformação de fase direta e reversa. A Fig. 2 mostra um termograma típico de uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.

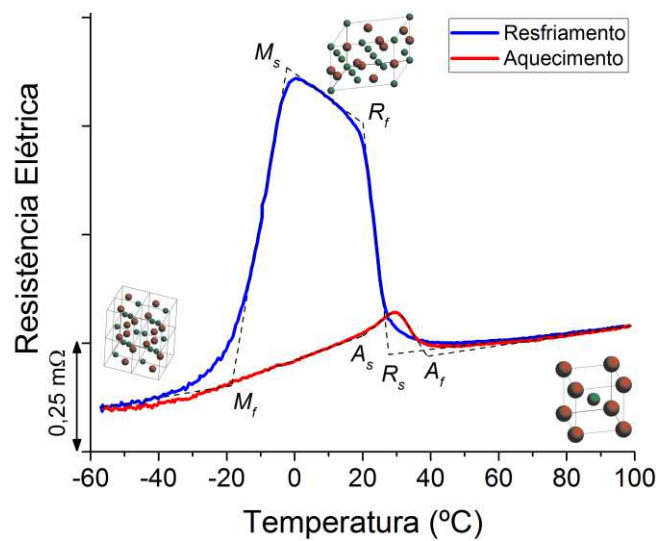
Figura 2. Termograma típico de LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.



Fonte – BRNO, 2005; SHAW e KYRIAKIDES, 1995 - adaptado

A técnica RET utiliza da queda de tensão elétrica a partir da passagem de uma corrente elétrica na amostra de LMF para a identificação da variação de resistividade elétrica. Geralmente, a amostra é submersa em um banho termo regulável, onde a convecção forçada induz a transformação de fase induzida por temperatura. Contudo, experimentos utilizando o efeito Peltier, por condução, também podem ser utilizados (REIS, 2010). A fase R é facilmente identificável por este método, já que possui uma resistividade superior à da estrutura cristalina B19'. A Fig. 3 mostra a resposta típica de resistência elétrica em função da temperatura de uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.

Figura 3. Resistência elétrica-temperatura de uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.



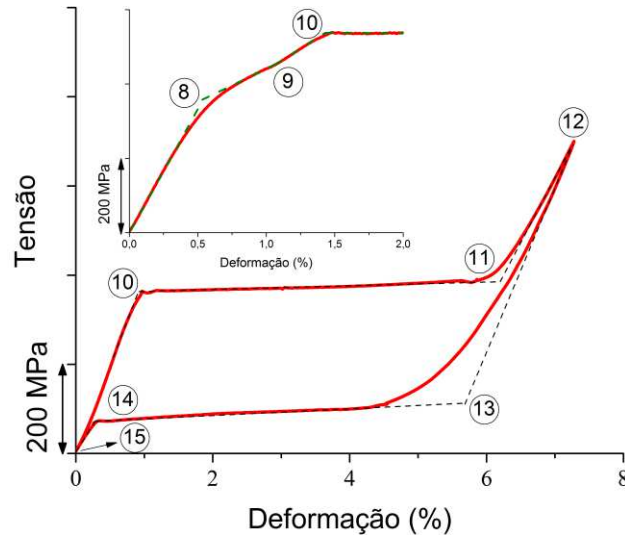
Fonte – BRNO, 2005 - adaptado

4.1.2 Efeito Memória Forma e Superelasticidade

A funcionalidade de uma LMF de retornar à uma forma predeterminada após aquecimento acima de A_f , é conhecido como Efeito Memória de Forma (EMF). Considere uma LMF Ni-Ti inicialmente com uma estrutura cristalina na fase R (*thermal-R*), obtida a partir do resfriamento entre $R_f \leq T < A_s$, e então submetida a um carregamento mecânico uniaxial de tração e/ou compressão, e sabendo que a transformação direta se apresenta em duas etapas. De acordo com a Fig. 4, a LMF Ni-Ti inicialmente sofrerá uma orientação da fase R, ou seja, (*thermal-R* \rightarrow *tensile-R*), trecho 1 – 2. No trecho 2 – 3, a fase R (*tensile-R*), se transformará em martensita maclada (*thermal-B19'*). No trecho 3 – 4, a martensita maclada (*thermal-B19'*) sofrerá um processo de orientação, de martensita maclada (*twinned martensite*) para martensita orientada (*detwinned martensite*). No trecho 4 – 5, ocorre a saturação da orientação da martensita B19' e então uma região elástica se destaca, onde determina-se o módulo elástico martensítico (E_M). Após o descarregamento, ponto 6, há uma deformação residual pseudoplástica que é total ou parcialmente recuperada, ponto 7, após a LMF Ni-Ti ser submetida à um aquecimento a uma temperatura $T \geq A_s$. Os pontos 1 e 2 correspondem às tensões características de orientação inicial ($\sigma_s^{R \rightarrow R^+}$) e final ($\sigma_f^{R \rightarrow R^+}$) da fase R, respectivamente. Como também os pontos 3 e 4 correspondem às tensões características de orientação inicial ($\sigma_s^{M \rightarrow M^+}$) e final ($\sigma_f^{M \rightarrow M^+}$) da martensita B19', respectivamente.

os pontos 13 e 14 correspondem às tensões características de transformação reversa inicial ($\sigma_s^{M^+ \rightarrow A}$) e final ($\sigma_f^{M^+ \rightarrow A}$), respectivamente.

Figura 5. Resposta clássica tensão-deformação da superelasticidade de uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.



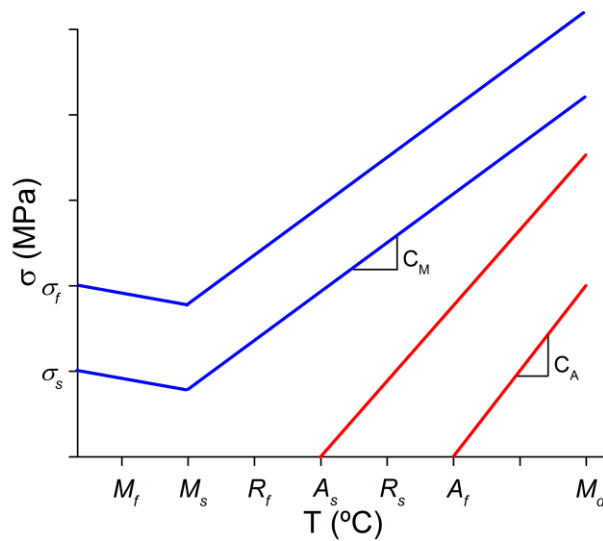
A partir de ensaios termomecânicos isotérmicos ou isobáricos é possível obter o diagrama tensão – temperatura. Neste diagrama determinam-se os coeficientes de influência de tensão matensítico, R e austenítico, C_M , C_R e C_A , respectivamente. Esta propriedade representa a variação das tensões características de orientação e transformação, das estruturas cristalinas $B19'$, R e $B2$ em função da temperatura. A Lei de Clausius – Clapeyron pode ser utilizada para prever a inclinação do trecho linear entre as tensões características de transformação de fase e a temperatura por meio da Eq. 1.

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{-\Delta H}{\epsilon_0 T} \quad (1)$$

onde: σ é a tensão, T é a temperatura, H a entalpia de transformação, e ϵ_0 é a deformação de transformação.

A Figura 6 mostra a representação esquemática de um diagrama tensão – temperatura para uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.

Figura 6. Representação esquemática de um diagrama tensão – temperatura para uma LMF Ni-Ti com duas etapas na transformação direta.



4.1.3 Aplicações Biomédicas

A combinação de boa biocompatibilidade, boa resistência e ductilidade com funcionalidades específicas das LMF Ni-Ti, tais como EMF, SE e capacidade de amortecimento criam um *Smart Material* para as aplicações biomédicas (YAHIA, 2000; YONEYAMA e MIYAZAKI, 2009).

Complicações médicas advindas do contato direto com o níquel foram mostradas em diversos estudos (MACHADO e SAVI, 2003). Contudo, a boa biocompatibilidade da LMF Ni-Ti, similar a outras ligas de Ti, deve-se à camada superficial passiva de TiO_2 (RONDELLI, 1996; MACHADO e SAVI, 2003).

As LMF Ni-Ti têm impactado nos diversos campos da medicina, tais como: cirurgia ortopédica, cardiovascular, gastroenterológica, urológica, ginecológica, odontológica, colorretal, otorrinolaringológica, neurológica e oftalmológica. Como também contribuído em técnicas minimamente invasivas (YAMAUCHI, 2011; YAHIA, 2000; LECCE e CONCILIO, 2014).

Na maioria destas aplicações, as temperaturas características dos dispositivos implantáveis são previamente projetadas de tal forma que A_f se encontre abaixo da temperatura corporal, ou seja, $A_f < 37^\circ\text{C}$, aplicação biomédica SE, ou em alguns casos, numa região de transição, $A_f > 37^\circ\text{C} > M_s$, aplicação biomédica termoativada. No primeiro caso, o dispositivo é resfriado ao seu estado martensítico, abaixo de M_f , e então deformado temporariamente. Após a implantação no corpo, o dispositivo é aquecido ao seu estado austenítico, acima de A_f , onde a

deformação é recuperada. Por possuir uma menor rigidez, a aplicação biomédica termoativada pode ser deformada sem prévio resfriamento e então instalado no corpo com subsequente aquecimento natural aos 37°C.

Contudo, implantes de LMF de Ni-Ti são usualmente mais rígidos que os ossos humanos, possuindo um módulo de elasticidade que varia no intervalo entre 25 e 50 GPa (SURESH *et al.*, 2015). Porém, o módulo de elasticidade do osso depende fortemente do nível de porosidade. O osso compacto possui um módulo que pode variar muito, entre 3 GPa e 30 GPa, enquanto o osso poroso tem um módulo significativamente mais baixo, entre 0,02 GPa e 2 GPa (WANG *et al.*, 2016). De toda forma, os valores para as LMF de Ni-Ti são mais baixos quando comparados aos de algumas outras ligas metálicas biomédicas como o Ti-6Al-4V e Co-Cr-Mo que possuem módulo em torno de 110 GPa e 210 GPa, respectivamente.

Alguns exemplos de aplicações biomédicas ortopédicas são mostrados a seguir:

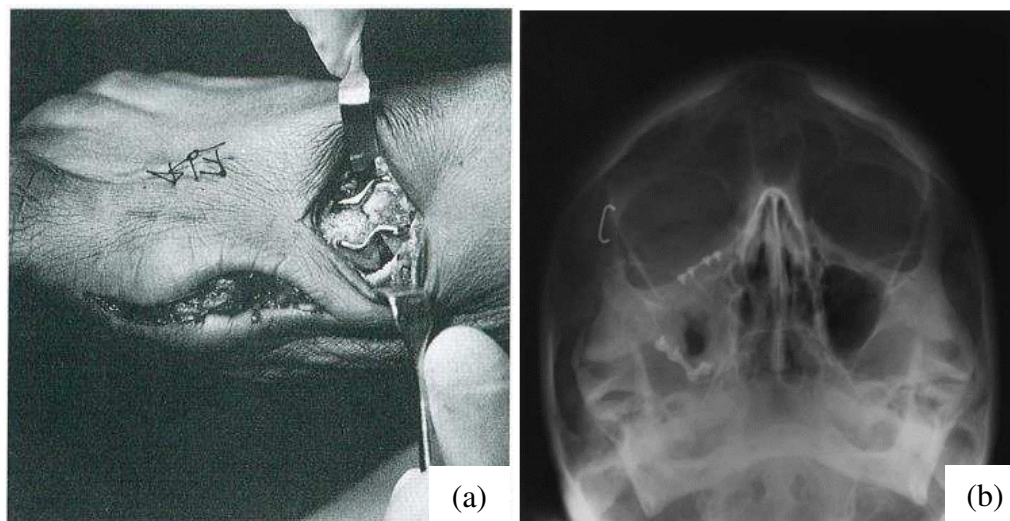
4.1.3.1 Ortopedia

O objetivo de cirurgias ortopédicas é a correção de problemas do sistema musculoesquelético humano (LI e MAI, 2017). A estabilidade na fixação e a compressão são os dois fatores principais na obtenção de uma eficiente união entre dois fragmentos ósseos. Assim, ossos fraturados são tratados com um dispositivo de fixação que deve fortalecer a região óssea e manter o alinhamento durante a osseointegração mantendo uma compressão contínua e biologicamente compatível ao longo da recuperação do paciente.

Neste cenário, grampos ortopédicos são largamente utilizados em cirurgias de pé e tornozelo (RETHNAM *et al.*, 2009), tendo uma longa história de sucesso, começando sua introdução comercial no início dos anos 1980 (RUSSELL, 2009a). Grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti são dispositivos médicos adequados na fixação óssea devido à biocompatibilidade, efeito compressivo contínuo e fácil aplicação (YETKIN *et al.*, 1999). LASTER *et al.*, (2001) descreveram vantagens na implantação de grampos ortopédicos de Ni-Ti no tratamento de fraturas zigo-maxilares, como uma fixação estável, forças constantes ao longo da recuperação e a facilidade de implantação durante o procedimento cirúrgico.

A Figura 7 permite observar algumas aplicações de fixadores de LMF Ni-Ti em estruturas ósseas.

Figura 7. Exemplos de aplicação de grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti. (a) Osteotomia metatarso proximal; (b) Radiografia craniana logo após o procedimento cirúrgico de implantação de um fixador.



Fonte – (a) YETKIN *et al.*, 1999; (b) LASTER *et al.*, 2001.

HOON *et al.*, (2016) avaliaram a estabilidade à flexão e a compressão interfragmentária através de uma osteotomia simulada utilizando configurações de grampos únicos e duplos (ortogonais entre si) de Ni-Ti, comparando-os com uma placa de fixação interna tradicional, sugerindo o uso de grampos na configuração dupla, sempre que possível, à fim de aumentar a estabilidade da osteotomia.

De um ponto de vista da simulação numérica, HATIRA e SAIDANE, (2012) desenvolveram um eficiente e robusto modelo de algoritmo de integração para o modelo constitutivo 3D de BOYD e LAGOUDAS, (1996) na avaliação do comportamento fenomenológico de fixadores ortopédicos de LMF Ni-Ti, visando a investigação do dispositivo médico no tratamento da escoliose idiopática. SALEEB *et al.*, (2015) utilizaram uma investigação sistemática usando um modelo constitutivo de material desenvolvido por SALEEB *et al.*, (2011) para prever os efeitos de interação imediata e pós-cirúrgica de um grampo ortopédico de LMF Ni-Ti no tratamento de osteotomias.

Diante do método de fixação ainda controverso para a primeira artrodese tarsometatarsal, AIYER *et al.*, (2016) desenvolveram um primeiro modelo de teste tarsometatarsal reproduzível para avaliar o desempenho biomecânico de diferentes técnicas de reconstrução, obtendo como resultado o aumento da força e área de contato dos grampos na artrodese quando comparado com parafusos e placa de fixação interna.

Adicionalmente, KRONE *et al.*, (2005) demonstraram que a técnica de moldagem por injeção de metal se mostrou adequada na fabricação de implantes de Ni-Ti para aplicações biomédicas sugerindo a fabricação em grande escala destes implantes.

Tipicamente, a implantação destes grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti se dá inicialmente pela pré-perfuração de orifícios na região óssea de implantação, abertura e por fim recuperação SE ou por EMF.

Encontram-se três categorias de grampos ortopédicos comercialmente, segundo RUSSELL, (2009). SE à temperatura ambiente, onde A_f se encontra abaixo da temperatura ambiente. Ativado pela temperatura corporal, onde A_f se encontra abaixo da temperatura corporal, mas acima da temperatura ambiente. E por último, o termoativado, onde A_s se encontra próximo ou ligeiramente acima da temperatura corporal, mas com uma temperatura A_f baixa o suficiente para permitir a implantação sem a aplicação de calor excessivo.

RETHNAM *et al.*, (2009) comparou a rigidez à flexão e torção de três diferentes grampos ortopédicos comerciais, dois dos quais fabricados de Ni-Ti, destes, um SE à temperatura ambiente e outro termoativado, e um outro fabricado em aço inox. O grampo ortopédico termoativado porém, proporcionou rigidez adequada, resistência à deformação plástica e fácil manuseio, sendo estas as principais vantagens em relação aos grampos ortopédicos SE e em aço inox.

RUSSELL, (2009) avaliou as três categorias de grampos ortopédicos de Ni-Ti comercialmente disponíveis, onde o modelo termoativado que utiliza de um aquecimento controlado para a recuperação pós-instalação, pareceu ter a melhor combinação entre forças clínicas e controle durante o procedimento de implantação. (RUSSELL, 2009) ainda direciona as futuras tendências no projeto destes dispositivos biomédicos, como a incorporação de *barbs* e recursos tridimensionais para prevenir a rotação no local de fixação e permitir a adaptação das forças de compressão ao longo da interface entre o grampo ortopédico e o osso.

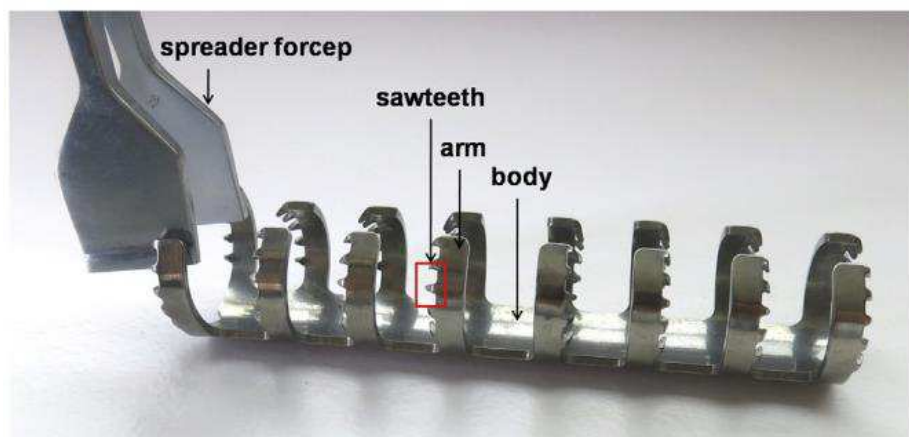
A Figura 8 mostra um exemplo da atual tendência de grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti utilizando *barbs* em seu *design*.

Figura 8. Exemplo da atual tendência de grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti. *ARCAD Nitinol Compression Clips*[®] (novastep, Saint-Gregoire, Bretagne, FR).



Outros tipos de fixadores internos de LMF Ni-Ti com diferentes formas têm sido investigados e manufaturados no tratamento de fraturas ósseas (LECCE e CONCILIO, 2014). Um exemplo são os fixadores conhecidos como *embracing* de LMF Ni-Ti que consistem de um corpo com ramificações em forma de dente de serra envolvendo o osso em cerca de 2/3 de uma circunferência (DAI *et al.*, 2002), como mostra a Fig. 9. Ainda segundo LECCE e CONCILIO, (2014), este tipo de fixador tem sido investigado clinicamente desde a década de 1990 no tratamento de fraturas do fêmur, úmero, rádio e ulna.

Figura 9. Fixador ortopédico do tipo *embracing* de LMF Ni-Ti consistindo de um corpo (*body*) com ramificações (*arm*) em forma de dente de serra (*sawteeth*). (*Ni-Ti SSEC*[®], Shanghai Si-Ai Hi-Tech Ltd., Shanghai, CN)



Fonte – LI *et al.*, 2016

Este dispositivo fornece compressão contínua da fratura com trauma mínimo para o suprimento de sangue local através da aplicação de uma tensão axial compressiva (SU *et al.*, 2010; LECCE e CONCILIO, 2014).

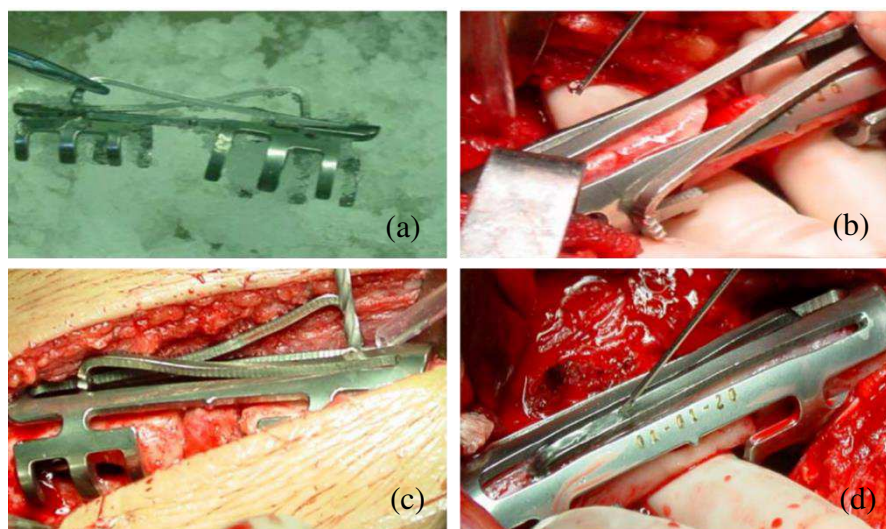
SU *et al.*, (2010) trataram 156 pacientes com um modelo patenteado de fixador do tipo *embracing*, *NiTi shape memory alloy swan-like memory pressure conector (SMC®)*. A técnica operatória combinada com o enxerto ósseo autólogo alcançou a regeneração do tecido ósseo na fratura e promoveu uma recuperação suave da função articular. Falta de osseointegração ocorreu em apenas dois casos, mas foi gerenciada com sucesso por outra operação. Complicações não foram encontradas em nenhum destes pacientes, exceto quatro com lesões pré-existentes no nervo radial.

A Figura 10 mostra fotografias intra-operatórias que ilustram a sequência de implantação do SMC® SE.

Figura 10. Fotografias intra-operatórias ilustrando a sequência de implantação do SMC® SE.

(a) Resfriamento em gelo salino entre 0°C – 4°C para a abertura das ramificações do fixador.

(b) Alinhamento da fratura e subsequente aquecimento parcial do fixador com água salina entre 40°C – 50 °C. (c) Furação e ancoragem. (d) Aquecimento do fixador.



Fonte – SU *et al.*, 2010.

KAWAKITA *et al.*, (2012) apresentaram uma nova técnica de fixação interna utilizando um *embracing fixator* de LMF Ni-Ti no tratamento de fraturas femorais de ratos. O implante proporcionou boa fixação em testes biomecânicos e alcançou osseointegração em todos os quinze ratos analisados.

XIONG *et al.*, (2014) analisaram clínica e radiograficamente um grupo de doze pacientes com fraturas periprotética do fêmur tratadas com o *embracing fixator* de LMF Ni-Ti concluindo que este dispositivo pode promover a união destas fraturas e a diminuição das taxas de complicações tais como a falta de osseointegração e falha do implante.

LI *et al.*, (2016) mostraram que o *embracing fixator* de LMF Ni-Ti é um método simples e válido para a fixação de osteotomias no tratamento de cirurgias femorais complexas. O tempo médio de implantação do fixador no intra-operatório foi de 6 minutos. Dos 22 pacientes analisados, nenhum apresentou falta de osseointegração. Apenas um caso apresentou complicações de infecção.

Segundo XU *et al.*, (2002) fraturas na patela são muito comuns em acidentes e há diversos métodos para tratá-las. Apesar dos resultados clínicos relativamente bons que foram demonstrados em muitos estudos sobre tratamentos de fraturas patelares deslocadas, a morbidade pós-operatória, como falha na fixação, falta de osseointegração e infecção não são incomuns (ZHANG *et al.*, 2016).

Patellar concentrator é um tipo de fixador interno de LMF Ni-Ti modelado para ser tão semelhante quanto possível a uma patela humana do ponto de vista anatômico e biomecânico (LECCE e CONCILIO, 2014), consistindo de um corpo de ligação com três a cinco garras, como mostra a Fig. 11. O procedimento cirúrgico de implantação do *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti SE se dá em uma primeira etapa pelo resfriamento em gelo salino entre 0°C – 4°C com subsequente abertura, em uma segunda etapa há a inserção do implante na fratura patelar e por último há o aquecimento entre 40°C – 50°C com água em solução salina.

Figura 11. Fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti. (*Memory alloy patellar concentrator*[®], SEEMINE, Ltd., Lanzhou, CN)



Fonte – LUE *et al.*, 2014

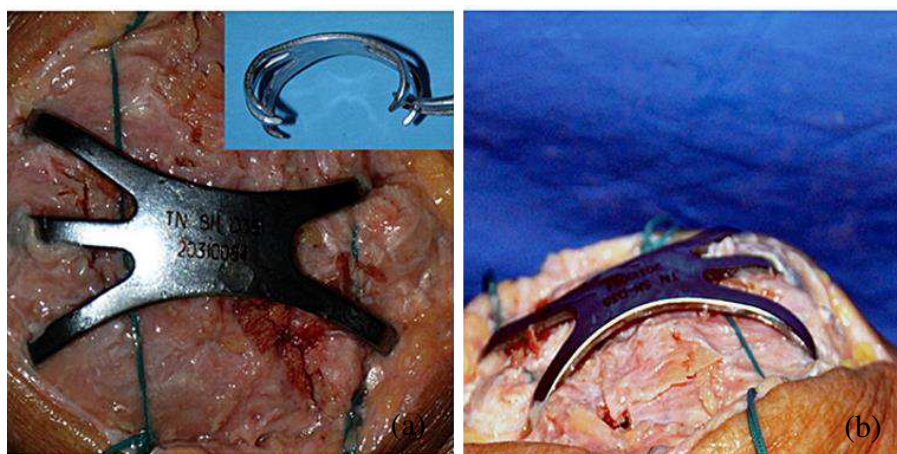
XU *et al.*, (2002) implantaram o *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti em 4023 pacientes com fraturas na patela. Um modelo tridimensional em elementos finitos do fixador mostrou as características e vantagens deste dispositivo, como um *design* que proporciona uma fixação multidirecional com compressão contínua e dinâmica nos fragmentos da fratura em sua posição anatômica.

ZHAO *et al.*, (2016) avaliaram o efeito clínico do *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti no tratamento de fraturas patelares cominutivas (multifragmentar). De um total de 32 pacientes com fratura patelar cominutiva aguda, 90,7 % destes atingiram resultados excelentes ou bons, segundo a escala de classificação clínica Böstman.

ZHANG *et al.*, (2016) apresentaram uma nova técnica de tratamento alternativo para fraturas em patelas deslocadas utilizando um *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti. O tratamento da fratura patelar não só pode servir como um método de fixação eficaz e rígido em fraturas multifragmentadas deslocadas, mas também pode fornecer compressão contínua durante o processo de cicatrização óssea, permitindo a reabilitação precoce com menor incidência de complicações pós-operatórias.

LUE *et al.*, (2014) avaliaram a eficácia e segurança de uma técnica de fixação para fratura patelar cominutiva utilizando cerclagem de sutura não absorvível e *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti em 29 pacientes com fratura patelar cominutiva deslocada. Concluíram que a abordagem é viável para fraturas cominutivas na patela apresentado resultados satisfatórios sem complicações óbvias. A Fig. 12 mostra fotografias intra-operatórias do *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti.

Figura 12. Fotografias intra-operatórias do *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti na patela cerclada. (a) Vista superior. (b) Vista lateral.



Fonte – LUE *et al.*, 2014.

4.2 Estruturas Celulares Arquitetizadas

A natureza frequentemente usa materiais celulares e porosos para criar estruturas com capacidade de carga e de peso otimizado. Graças ao *design* celular, materiais naturais como madeira, cortiça, osso e favos de mel atendem às demandas estruturais e funcionais (ÖCHSNER e AUGUSTIN, 2009), como mostra a Fig. 13.

Figura 13. Fotografia de material celular arquitetado do osso da asa de um pássaro.



Fonte – SCHAEGLER e CARTER, 2016

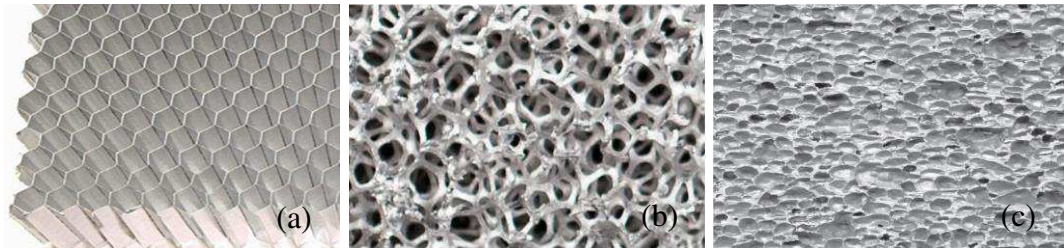
Materiais arquitetados ou híbridos são combinações de dois (ou mais) materiais ou materiais e espaços (vazios), dispostos de tal forma que individualmente, os atributos e/ou funcionalidades não são oferecidos por qualquer um destes materiais ou estruturas (ASHBY, 2013).

Os sólidos celulares de baixa densidade, particularmente os metálicos, são objeto de desenvolvimento técnico há décadas e têm sido amplamente utilizados em aplicações de engenharia, podendo ser projetados para alcançar altas razões de rigidez-massa e características desejáveis de absorção de energia (GIBSON e ASHBY, 1997; ASHBY, 2000; SHAW *et al.*, 2007).

Segundo GIBSON e ASHBY, (1997), um sólido celular é constituído por uma rede interconectada de suportes ou placas sólidas, a partir das bordas e faces das células. Estes sólidos celulares ou estruturas celulares arquitetadas (*Cellular Structures Architected – CSA*) são classificados como *honeycomb*, *open-cell foam* e *closed-cell foam*, como mostra a Fig. 14. O mais simples Fig. 14 (a) é um arranjo bidimensional de polígonos que se empacotam para preencher uma área plana como as células hexagonais de um favo de mel, *honeycomb*. Comumente, as células são poliedros tridimensionais, chamados *three-dimensional cellular materials foams*. Se os sólidos de que a espuma (*foam*) é feita estão contidos nas bordas da célula apenas (de modo que as células se conectam através de faces abertas), a espuma é de células abertas (*open-cell*), como mostra a Fig. 14 (b). Se as faces forem sólidas, de modo que

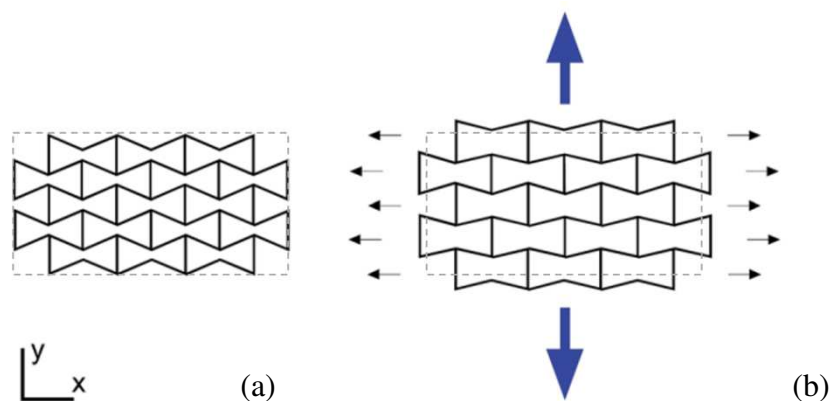
cada célula seja isolada de seus vizinhos, a espuma é de células fechadas (*closed-cell*), como mostra a Fig. 14 (c).

Figura 14. Exemplos de sólidos celulares. (a) *Honeycomb* bidimensional (Corex Honeycomb, Huntingdon, Cambridgeshire, UK). (b) *Duocel*[®] (ERG Materials and Aerospace Corp, Oakland, California, USA). (c) *Alporas*[®] (Shinko Wire Company Ltd, Izumisano, Osaka, JP)



Os materiais auxéticos (*auxetic materials*) são materiais modernos que possuem algumas propriedades mecânicas únicas e superiores (NOVAK *et al.*, 2016). O termo “*auxetics*” foi primeiro introduzido por EVANS *et al.*, (1991). São definidos como materiais que possuem um coeficiente de *Poisson* negativo. Quando são alongados em uma direção, estes materiais se expandem transversalmente à direção de carregamento (LIM, 2015; NOVAK *et al.*, 2016; KOLKEN e ZADPOOR, 2017), como mostra a Fig. 15.

Figura 15. *Honeycomb* bidimensional com célula do tipo *reentrante*. (a) Livre de carregamento. (b) Sob carregamento.

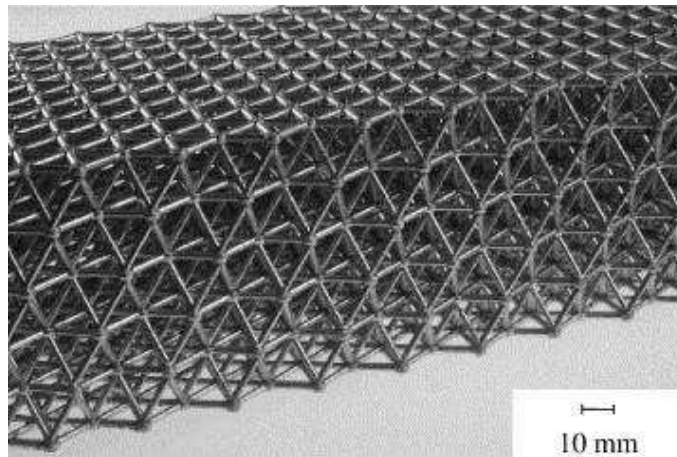


Fonte – EVANS e ALDERSON, 2000 – adaptado

Segundo NOVAK *et al.*, (2016), grande parte dos materiais auxéticos podem ser classificados em três grupos principais: *honeycombs* auxéticos, polímeros microporosos auxéticos e compósitos auxéticos.

As estruturas em rede (*lattice structures*) são semelhantes às espumas de célula aberta (*open cell foams*), como mostra a Fig. 16. Contudo, diferem no modo dominante de deformação dos membros da rede, sendo dominado pelo modo de alongamento/estiramento (*stretch-dominated*), oposto ao modo de flexão (*bending-dominated*), típico em *open cell foams*, onde a rigidez e resistência aumentam proporcionalmente com a fração do volume sólido do material, ou seja, a densidade relativa (GIBSON e ASHBY, 1997).

Figura 16. Fotografia de uma micro estrutura em rede com célula do tipo *octet truss*.



Fonte – DESHPANDE *et al.*, 2001

A característica mais importante de um sólido celular é sua densidade relativa (GIBSON e ASHBY, 1997), Eq. 2.

$$\rho_{\text{celular}} = \frac{\rho^*}{\rho_s} \quad (2)$$

onde: ρ_{celular} é a densidade relativa do sólido celular, ρ^* é a densidade da espuma (*foam*) e ρ_s é a densidade do material de que é fabricado a espuma.

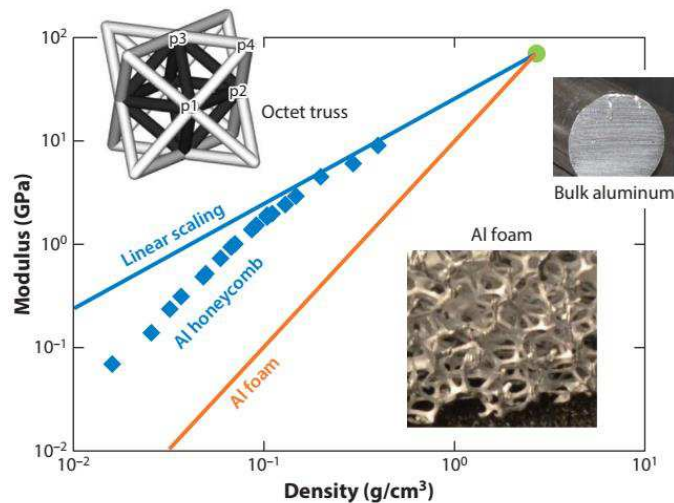
A fração de vazios ou poros na espuma é sua porosidade, Eq. 3.

$$P = (1 - \rho^*/\rho_s) \quad (3)$$

A arquitetura celular aleatória de espumas e aerogéis resulta no modo de deformação dominado pela flexão dos ligamentos (*bending-dominated*), resultando em uma rápida redução na força e rigidez à medida que a porosidade é aumentada (GIBSON e ASHBY, 1997).

A Figura 17 ilustra a influência da escala da arquitetura celular nas propriedades mecânicas. Enquanto o alumínio (*bulk aluminum*) possui alta densidade e alto módulo elástico, as CSA possibilitam a variação desta propriedade mecânica, onde as espumas de alumínio (*Al foam*) possuem uma maior sensibilidade do módulo em relação a densidade do que as estruturas em rede com célula do tipo (*octet truss*), por exemplo.

Figura 17. Influência da escala da arquitetura celular no módulo elástico com a densidade exemplificado por uma espuma, *honeycomb* e estrutura em rede, fabricados em alumínio.

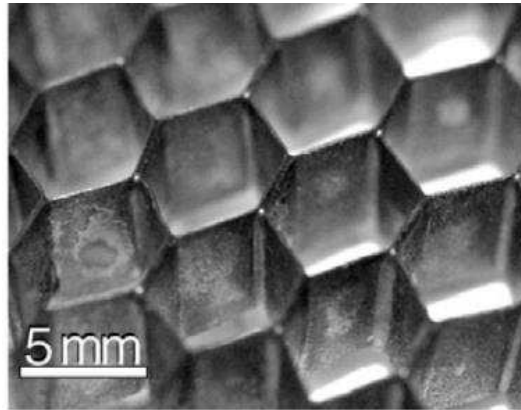


Fonte – SCHAEDLER e CARTER, 2016

RASHED *et al.*, (2016) apresentam vários métodos de fabricação de micro estruturas em rede (*microlattices*) metálicas, dentre tais, apresenta-se o processo de fundição de precisão, como um método convencional na manufatura de estruturas celulares pelo processo *Metal Injection Molding – MIM* ou processos de fundição que utilizem as técnicas de prototipagem rápida na fabricação dos modelos em cera ou *ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene)*. Ainda segundo RASHED *et al.*, (2016), outros métodos avançados de fabricação de micro estruturas em rede são os métodos baseadas em manufatura aditiva, como *Selective Laser Melting – SLM* e *Electron Beam Melting – EBM*.

Outro método convencional para fabricação de ACS são os métodos por soldagem. SHAW *et al.*, (2007) obtiveram *honeycombs* bidimensionais com células do tipo hexagonal e ondulada de LMF Ni-Ti com $\rho_{celular} = 5\%$ por um novo processo de brasagem utilizando nióbio, a partir de chapas finas conformadas, como mostra a Fig. 18. Os *honeycombs* alcançaram 70% de deformação recuperável sob compressão no plano.

Figura 18. *Honeycomb* obtido por brasagem com célula do tipo hexagonal de LMF Ni-Ti.



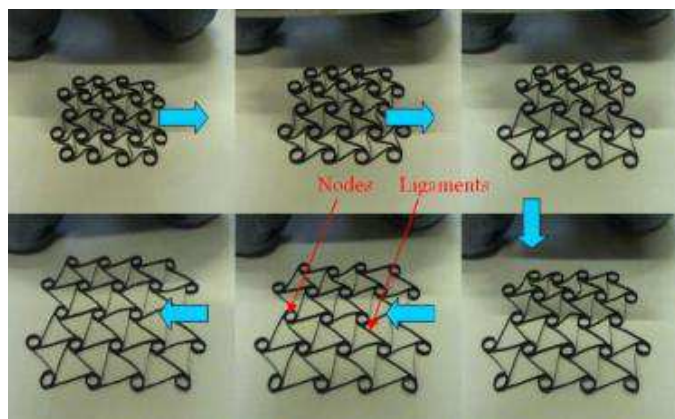
Fonte – SHAW *et al.*, 2007.

MACHADO *et al.*, (2015) apresentaram um estudo experimental e numérico de *honeycombs* bidimensionais com células do tipo circular de LMF Ni-Ti obtidos pelo processo de soldagem por resistência elétrica a partir de tubos de parede fina. As ACS alcançaram 12% de deformação recuperável sob compressão no plano.

SANTOS *et al.*, (2018) fabricou e caracterizou uma célula auxética bidimensional do tipo *reentrante* obtida a partir de micro-soldagem TIG (*Tungsten Inert Gas*) de fios de LMF Ni-Ti exibindo EMF. A célula unitária exibiu um coeficiente de *Poisson* de -0,09.

HASSAN *et al.*, (2008) obtiveram um *honeycomb* auxético bidimensional com células do tipo *chiral* de LMF Ni-Ti utilizando parafusos para garantir a fixação dos ligamentos aos nós, como mostra a Fig. 19. Os *honeycombs* alcançaram 15% de deformação recuperável sob compressão no plano resultando em um coeficiente de *Poisson* de -0,75.

Figura 19 .Mecanismo de deformação do *honeycomb* auxético bidimensional com células do tipo *chiral* de LMF Ni-Ti indicando os nós (*Nodes*) e ligamentos (*Ligaments*).



Fonte – HASSAN *et al.*, 2008

4.3 Simulação Computacional

4.3.1 Método de Elementos Finitos

Muitos fenômenos em engenharia e ciências podem ser descritos em termos de equações diferenciais parciais. Em geral, solucionar essas equações por meio de métodos analíticos clássicos para geometrias arbitrárias é quase impossível (FISH e BELYTSCHKO, 2007). O Método de Elementos Finitos (MEF) é uma aproximação numérica com a qual essas equações diferenciais parciais, que representam o modelo contínuo, podem ser resolvidas de modo aproximado.

O MEF provê uma metodologia sistemática com a qual a solução pode ser determinada por meio de um programa computacional (FISH e BELYTSCHKO, 2007; ALVES FILHO, 2007). Basicamente, a modelagem numérica de um modelo contínuo pelo MEF divide-se em três etapas: pré-processamento, solução e pós-processamento.

No pré-processamento há a geração da malha de elementos finitos a partir de um modelo CAD (*Computer-Aided Engineering*) e a imposição das condições contorno aos pontos nodais que constituem esta malha (restrições de movimento, força ou momentos aplicados), no caso de uma análise estrutural. A solução do sistema de equações considerando métodos de integração e critérios de convergência representa a etapa de solução. Por último, o pós-processamento possibilita a visualização dos campos de deslocamento e força.

Dessa forma, utilizando o princípio dos trabalhos virtuais pode-se obter a equação matricial da análise de um sistema dinâmico mecânico, Eq. 4. Relacionando as matrizes de massa $[M]$, amortecimento $[C]$ e rigidez $[K]$ aos vetores de acelerações $\{\ddot{u}\}$, velocidades $\{\dot{u}\}$, deslocamentos $\{u\}$ e forças externas $\{f\}$.

$$[M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} = \{f\} \quad (4)$$

A análise estática estrutural considera que os vetores $\{\ddot{u}\}$ e $\{\dot{u}\}$ são nulos na Eq. 4 e, portanto, tem-se o seguinte problema discreto, Eq. 5:

$$[K]\{u\} = \{f\} \quad (5)$$

A não linearidade manifesta-se em decorrência da variação da rigidez dos elementos $[K]$ à medida que o carregamento atua e, conseqüentemente, depende das características do material, das propriedades físicas e de características geométricas (ALVES FILHO, 2012).

Em uma aplicação, quando as características do material se alteram à medida que o carregamento atua, as rigidezes expressas nas matrizes de rigidez dos elementos e da estrutura também alteram, dando assim, origem a um comportamento não linear da estrutura (ALVES FILHO, 2012).

Há casos em que as variações dimensionais são pequenas, como na deformação elástica. Por outro lado, há situações em que as variações dimensionais são grandes, como, por exemplo, em processos de conformação mecânica (ALVES FILHO, 2012).

E por último, a variação da rigidez dos elementos pode ser associada a alterações de geometria, como grandes deslocamentos. A geometria deformada da estrutura altera as equações de equilíbrio (ALVES FILHO, 2012).

4.3.2 Modelo Constitutivo

Segundo CHOWDHURY, (2018), diferentes abordagens são aplicadas na modelagem das LMF, são elas em categorias gerais: macro fenomenológica, micromecânica, dinâmica molecular e modelos de primeiros princípios. Descritas sucintamente abaixo.

As teorias macro fenomenológicas, derivadas de formulações empíricas que descrevem contínuos elásticos, plásticos e transformações de fase são principalmente de interesse de engenharia, em que o desempenho de componentes fabricados com LMF são investigados.

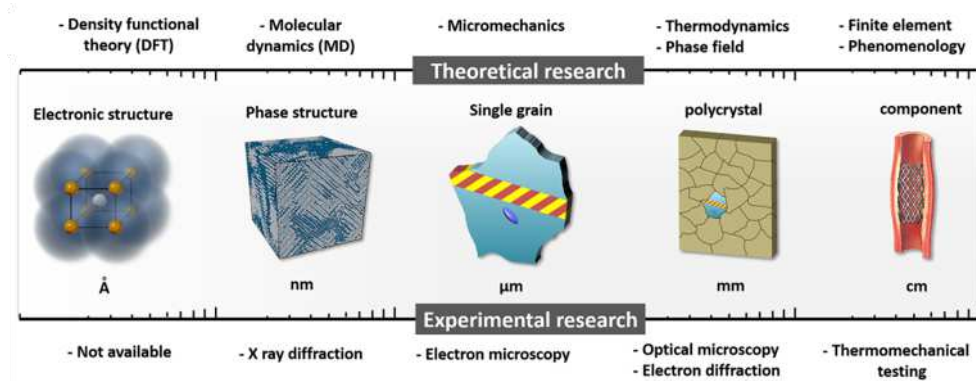
Os modelos micro mecânicos são geralmente voltados para o entendimento de fenômenos microestruturais dentro da mecânica do contínuo, como a acomodação de esforços devido a mudança de fase, bem como a influência dos precipitados.

Por contraste, a dinâmica molecular, sendo uma técnica computacional emergente, diz respeito a atributos de estruturas de rede discretas e, assim, captura o mecanismo de deformação da LMF por meio da reconstrução empírica de forças de ligação interatômicas.

Finalmente, os modelos de primeiros princípios utilizam de ferramentas da mecânica quântica para avaliar os princípios atomísticos de deformação.

A Figura 20 mostra uma perspectiva da escala da arquitetura nas pesquisas teórica e experimental.

Figura 20. Pesquisa teórica e experimental sobre LMF em diferentes escalas da arquitetura.



Fonte – CHOWDHURY, 2018.

Nesse contexto, a teoria macro fenomenológica resulta em modelos constitutivos polinomiais, com restrições internas, de cinética de transformação assumida e baseados na plasticidade (PAIVA e SAVI, 2006).

O modelo macro fenomenológico 3D termomecânico para transformações de fase induzidas por tensão proposto por SOUZA *et al.*, (1998) é desenvolvido a partir da teoria da termodinâmica irreversível no âmbito de um regime de pequenas deformações (AURICCHIO e PETRINI, 2002). Dentro da estrutura da termodinâmica irreversível clássica, o modelo é capaz de reproduzir todas as características primárias em relação às LMF em um estado 3D de tensão. O potencial de energia livre é definido como:

$$\psi(\theta, \boldsymbol{\varepsilon}, T, \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}) = \frac{1}{2}K\theta^2 + G\|\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\|^2 + \tau_M(T)\|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\| + \frac{h}{2}\|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\|^2 + \mathcal{J}_{\varepsilon_L}(\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}) \quad (6)$$

onde: $\boldsymbol{\varepsilon}$ é a deformação e $\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}$ é a deformação de transformação, K e G são os módulos elásticos longitudinal e cisalhante, $\|\cdot\|$ é a norma Euclidiana, τ_M é uma função positiva e linearmente crescente com a temperatura, definida como $\langle \beta(T - T_0) \rangle^+$, com $\langle \cdot \rangle^+$ a parte positiva do argumento, β é um parâmetro do material que relaciona as tensões características de transformação de fase com a temperatura, T é a temperatura ambiente e T_0 é a temperatura de referência para o estado livre de deformações na ausência de tensões aplicadas, h é um parâmetro do material relacionado ao endurecimento durante a transformação de fase. Finalmente, $\mathcal{J}_{\varepsilon_L}(\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}})$ é uma função indicatriz introduzida para satisfazer a restrição da norma da deformação de transformação e definida como:

$$J_{\varepsilon_L}(\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}) = \begin{cases} 0 & \text{se } \|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\| \leq \varepsilon_L \\ +\infty & \text{se } \|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\| > \varepsilon_L \end{cases} \quad (7)$$

Seguindo os argumentos clássicos, é possível calcular as quantidades termodinamicamente conjugadas aos componentes da deformação volumétrico e desviatório, $\boldsymbol{\varepsilon}$ e θ , e a deformação de transformação, $\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}$. Particularmente, temos:

$$p = \frac{\partial \Psi}{\partial \theta} = K\theta \quad (8)$$

$$\mathbf{s} = \frac{\partial \Psi}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} = 2G(\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}) \quad (9)$$

$$\mathbf{X} = -\frac{\partial \Psi}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}} = \mathbf{s} - \boldsymbol{\alpha} \quad (10)$$

com \mathbf{X} indicado como tensão de transformação, onde:

$$\boldsymbol{\alpha} = [\tau_M(T) + h\|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\| + \gamma] \frac{\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}}{\|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\|} \quad (11)$$

com γ definido como:

$$\begin{cases} \gamma = 0 & \text{se } 0 < \|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\| < \varepsilon_L \\ \gamma \geq 0 & \text{se } \|\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}\| = \varepsilon_L \end{cases} \quad (12)$$

Logo, a introdução do pseudopotencial de dissipação na forma:

$$\phi(\dot{\boldsymbol{\varepsilon}}^{\text{tr}}) = R\|\dot{\boldsymbol{\varepsilon}}^{\text{tr}}\| \quad (13)$$

com R como o raio do domínio elástico controlando a largura do laço histerético, combinado com uma lei de evolução complementar na forma:

$$\mathbf{X} \in \partial\phi(\dot{\boldsymbol{\varepsilon}}^{\text{tr}}) \quad (14)$$

Para controlar a evolução da variável interna $\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}$, uma função limite é introduzida:

$$F(\mathbf{X}) = \|\mathbf{X}\| - R \leq 0 \quad (15)$$

A evolução da variável interna $\boldsymbol{\varepsilon}^{\text{tr}}$ é dada por:

$$\dot{\boldsymbol{\varepsilon}}^{\text{tr}} = \dot{\xi} \frac{\mathbf{X}}{\|\mathbf{X}\|} \quad (16)$$

As condições de Kuhn-Trucker devem ser satisfeitas, tal que:

$$\begin{cases} \dot{\xi} \geq 0 \\ F(\mathbf{X}) \leq 0 \\ \dot{\xi}F(\mathbf{X}) = 0 \end{cases} \quad (17)$$

onde ξ é a fração volumétrica da fase martensítica durante a transformação de fase.

4.3.3 Parâmetros do Modelo Constitutivo

O modelo macro fenomenológico 3D termomecânico para transformações de fase induzidas por tensão proposto (SOUZA *et al.*, 1998) e modificado por (AURICCHIO e PETRINI, 2002) já implementado no software comercial *ANSYS Mechanical* 15.0 necessita do provimento de parâmetros constitutivos obtidos experimentalmente, como apresentado na Tab. 1.

Tabela 1. Descrição dos parâmetros constitutivos de acordo com o modelo proposto por (SOUZA *et al.*, 1998) e modificado por (AURICCHIO e PETRINI, 2002).

Propriedade Mecânica (Unidade)	Descrição
E_A (MPa)	Módulo elástico austenítico
E_M (MPa)	Módulo elástico martensítico
ν	Coefficiente de <i>Poisson</i>
h (MPa)	Parâmetro de endurecimento
T_0 (°C)	Temperatura de referência
R (MPa)	Raio elástico
β (MPa/°C)	Coefficiente de influência de tensão
ε_L (mm/mm)	Máxima deformação de transformação
m	Parâmetro de dependência de Lode

Os módulos elásticos austenítico e martensítico são longitudinais e mensurados experimentalmente por meio do cálculo do coeficiente angular da curva tensão *versus* deformação, $E_A = E_M = \Delta\sigma/\Delta\varepsilon$. Em isotermas a $T \leq M_f$ e $T \geq A_f$ obtém-se os módulos elásticos austenítico e martensítico, respectivamente. Outras técnicas de caracterização podem ser utilizadas para a obtenção destes parâmetros, como a Análise Dinâmica Mecânica (*Dynamic Mechanical Analysis - DMA*) e micro dureza.

O coeficiente de influência de tensão β é mensurado experimentalmente por meio do cálculo do coeficiente angular da curva tensão *versus* temperatura, $\beta = \Delta\sigma/\Delta T$. Tal parâmetro relaciona as tensões características de transformação de fase com a temperatura, segundo a Lei de Clausius-Clapeyron. O modelo considera $\beta = C_A = C_M$.

O parâmetro de endurecimento h é mensurado experimentalmente durante as transformações de fase direta ou reversa, por meio do cálculo do coeficiente angular da curva tensão *versus* deformação especificamente nos patamares de tensão das transformações de fase, ou seja, entre $\sigma_s^{A \rightarrow M}$ e $\sigma_f^{A \rightarrow M}$, ou entre, $\sigma_s^{M \rightarrow A}$ e $\sigma_f^{M \rightarrow A}$. Particularmente, o valor de $h = 0$ representa um patamar plano.

A máxima deformação de transformação ε_L é mensurada por meio da diferença entre as deformações no fim e início da transformação de fase direta, ou seja, entre $(\varepsilon_L)_{\sigma_f^{A \rightarrow M}}$ e $(\varepsilon_L)_{\sigma_s^{A \rightarrow M}}$, respectivamente, se $T \geq T_0$. Caso $T \leq T_0$, então a deformação de transformação pode ser considerada como a deformação de orientação da martensita maclada para martensita orientada (ASHRAFI *et al.*, 2018).

O raio elástico R é mensurado como metade da histerese mecânica a altas temperaturas ($T > T_0$), como descrito por AURICCHIO *et al.*, (2009), ou seja, $R = \sqrt{\frac{2}{3} \frac{\sigma_f^{A \rightarrow M} - \sigma_s^{M \rightarrow A}}{2}}$. Uma forma alternativa é como segue: $R = \beta(A_f - M_s)/2$.

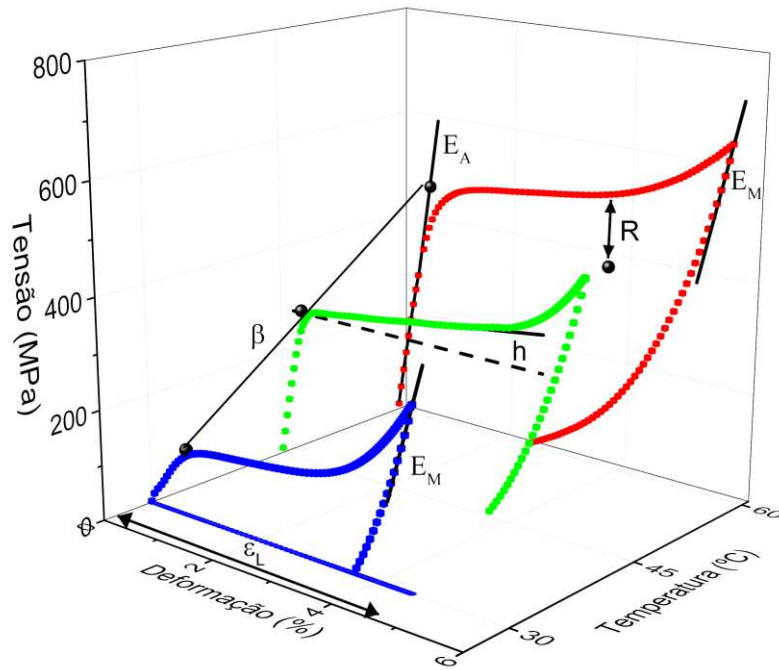
A partir do diagrama tensão *versus* temperatura, como apresentado por AURICCHIO *et al.*, (2009), a temperatura de referência T_0 é mensurada como: $T_0 = A_f - \frac{R}{\beta}$.

Por último, o parâmetro de dependência de Lode m relaciona a assimetria do comportamento mecânico da LMF entre tração/compressão por meio das tensões características de transformação de fase. Um valor de $m = 0$ corresponde a um comportamento simétrico, sob tração e compressão. Sendo mensurado como: $m = \sqrt{\frac{27}{2} \frac{\sigma_c - \sigma_t}{\sigma_c + \sigma_t}}$ (AURICCHIO e PETRINI,

2004), onde σ_c e σ_t são as tensões características de transformação de fase uniaxial sob tração e compressão, respectivamente.

A Figura 21 mostra a identificação dos parâmetros do modelo constitutivo obtidos a partir de curvas típicas de uma LMF Ni-Ti submetida a ensaios de tração uniaxial.

Figura 21. Identificação dos parâmetros do modelo constitutivo a partir de isotermas típicas de uma LMF Ni-Ti.



5 METODOLOGIA

Este capítulo tem por objetivo apresentar as metodologias de caracterização de corpos de prova de LMF 55,3Ni-Ti (% peso) fabricadas pelo processo de Fundição a Arco com Injeção (FAI), de acordo com suas finalidades. Os parâmetros geométricos e numéricos, bem como hipóteses e restrições da modelagem computacional dos fixadores ortopédicos de LMF Ni-Ti serão discutidos. Todas as atividades foram desenvolvidas nas dependências do Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA).

5.1 Metodologia de Fabricação

5.1.1 Materiais

Neste trabalho, selecionou-se uma LMF do sistema binário Ni-Ti, com composição nominal de 50,2Ni-Ti (% atômico) que resulta em 55,3Ni-Ti (% peso).

Os materiais de partida Ni e Ti selecionados para este trabalho possuem grau de pureza e limite de impureza, como apresentado na Tab. 2.

Tabela 2. Composição química dos materiais de partida.

Material	N (ppm)	C (ppm)	O (ppm)	H (ppm)	Al (ppm)
Ti (Grau 2 – 99,2%)	100 – 300	100 – 200	110 – 250	100	-
Ni (Eletrolítico – 99,95 %)	-	200	300	-	200

A fabricação da liga 55,3Ni-Ti (% peso) foi precedida por uma limpeza química dos materiais de partida, Ni e Ti, em solução ácida composta por HNO₃ – HF – H₂O. Estes materiais foram pesados em uma balança de precisão com sensibilidade de 1 mg modelo AL200C[®] da marca Marte. As pastilhas de Ni-Ti com aproximadamente 25 g foram produzidas segundo a metodologia validada por DE ARAÚJO *et al.*, (2009) sob uma pressão na câmara de fusão de 2 kg/cm² de Ar, utilizando o equipamento modelo *Discovery All Metals*[®] da EDG Equipamentos e Controles.

5.1.2 Fabricação dos corpos de prova

Inicialmente dois lingotes da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) foram produzidos pela técnica de Fundição de Precisão, do termo em inglês *Investment Casting (IC)*. Um primeiro lingote foi fabricado com dimensões de 3 mm x 60 mm em formato de barra circular. Dois outros lingotes conectados entre si em formato de “V” foram produzidos, cada um deles com dimensões de 4,5 x 4,5 x 30 mm. Ambos em resina utilizando um equipamento de prototipagem rápida modelo *B9Creator v1.2®* da *B9Creations, LLC*. A Fig. 22 mostra o lingote em formato de “V”.

Figura 22. Modelo do lingote em formato de “V” em resina fotopolimerizada.



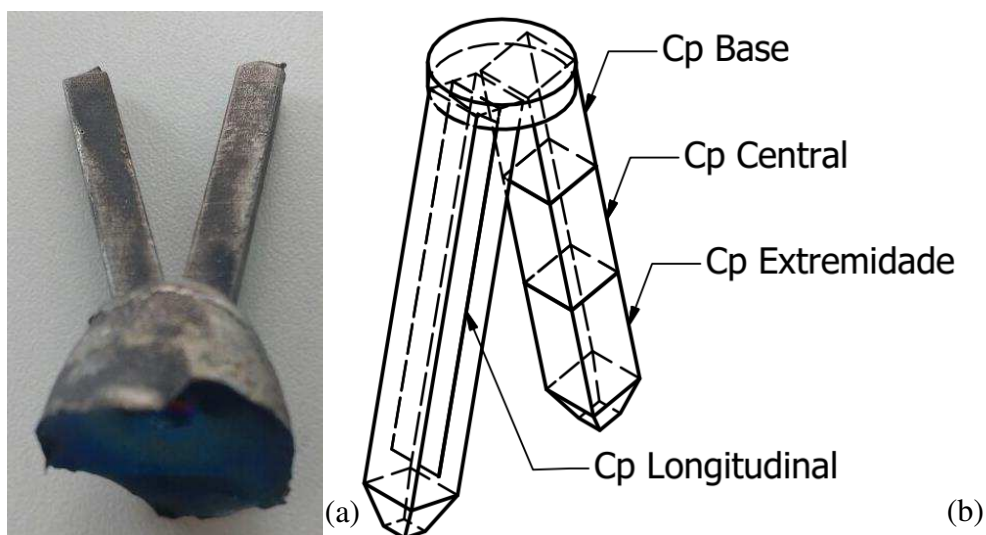
Após a fabricação do modelo dos lingotes em resina, os moldes sólidos cerâmicos foram produzidos utilizando o revestimento cerâmico odontológico *Microfine 1700 Dental Casting Investment* da *TALLADIUM U.K.®*, com as recomendações de preparação e sinterização de acordo com o fabricante. Após a sinterização do molde sólido cerâmico, que possui 50 mm e 70 mm de diâmetro e comprimento, respectivamente, a cavidade interna é preenchida com o metal líquido da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) utilizando o processo FAI. O molde foi pré-aquecido a temperatura de aproximadamente 200°C (KLOTZ e HEISS, 2014).

O processo de preparação do molde sólido cerâmico segue a metodologia validada por SIMÕES (2016).

Após a injeção da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) na cavidade interna do molde sólido cerâmico, os lingotes foram desmoldados e superficialmente acabados utilizando o jateamento com óxido de alumínio, removendo assim os excessos de revestimento cerâmico da superfície.

A Figura 23 mostra o lingote em formato de “V” após o jateamento e as seções de corte das amostras para caracterização da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).

Figura 23. LMF 55,3Ni-Ti (% peso) fabricada pelo processo FAI. (a) Lingote em formato de “V”. (b) Seções de corte das amostras para caracterização.



A partir do lingote em formato de “V” da LMF 55,3Ni-Ti (% peso), amostras foram usinadas pelo processo de eletroerosão a fio com 8 mm de altura cada, nomeadas no sentido do massalote à extremidade, como: Base, Central e Extremidade, como mostra a Fig. 23 (b). Ainda do lingote em formato de “V” uma outra amostra foi usinada longitudinalmente, com dimensões de 4,7 x 1,9 x 29 mm e nomeado como Cp Longitudinal, como mostra a Fig. 23 (b). Por fim, uma amostra foi usinada a partir de um lingote em formato de barra circular pelo processo de corte utilizando uma cortadeira metalográfica de baixa rotação e com o disco refrigerado à água, esta amostra foi nomeada como Cp Tração.

Após o processo de usinagem, os Cp foram tratados termicamente sob vácuo à 850°C por 1 h e 500°C por 2 h, com subsequente resfriamento em água para ambos os tratamentos térmicos e superficialmente acabados com lixa do tipo papel com granulação de 1000 μm .

5.2 Caracterização da LMF 55,3Ni-Ti (% peso)

5.2.1 Caracterização térmica

Por meio de ensaios térmicos utilizando a técnica *DSC* determinam-se as temperaturas características de transformação de fase sob tensão nula do Cp Tração de LMF 55,3Ni-Ti (%

peso). A amostra do Cp Tração foi submetida a uma onda triangular de resfriamento e aquecimento a uma taxa de 10 °C/min entre -60°C a 100°C utilizando um calorímetro modelo Q20 da marca *TA Instruments*. Pelo método das tangentes determinam-se as temperaturas características de transformação de fase sob tensão nula a partir da curva fluxo de calor *versus* temperatura (Ver Fig. 2).

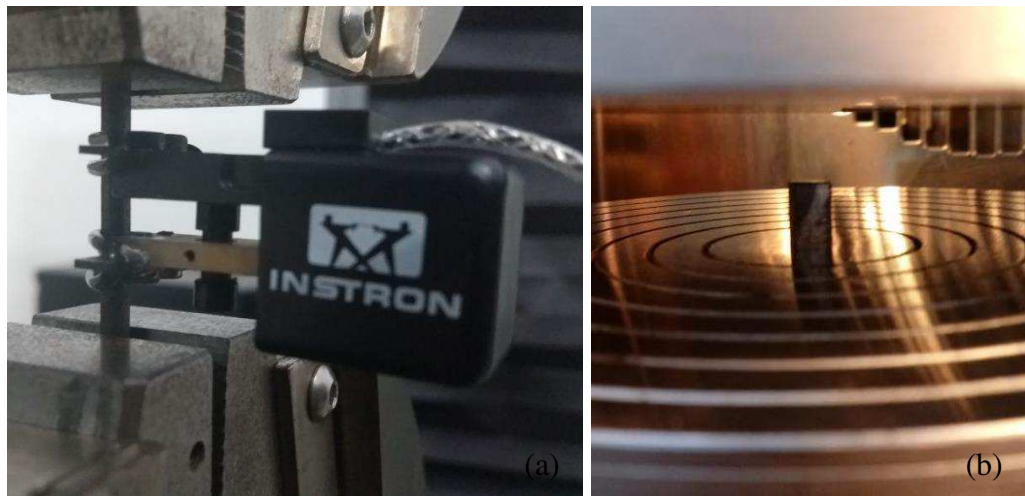
Por meio de ensaios térmicos utilizando a técnica RET determinam-se as temperaturas características de transformação de fase sob tensão nula do Cp Longitudinal de LMF 55,3Ni-Ti (% peso). O Cp foi submetido a uma onda triangular de resfriamento e aquecimento a uma taxa constante de troca de calor de 2 °C/min entre -60°C a 100°C, para isso utiliza-se de um banho termo regulável modelo CC 902 da marca *Huber*. Uma fonte de corrente contínua modelo E3633A da marca *AGILENT* induz uma corrente constante sob o Cp, que por meio de um sistema de aquisição de dados modelo 34970A da marca *AGILENT* aquisita a queda de tensão e temperatura à uma taxa de aquisição de 1 Hz. Por fim, pelo método das tangentes determinam-se as temperaturas características de transformação de fase sob tensão nula a partir da curva resistência elétrica *versus* temperatura (Ver Fig. 3). Maiores detalhes da montagem experimental podem ser vistos em REIS, (2010).

5.2.2 Caracterização termomecânica

O Cp Tração foi caracterizado sob tração uniaxial a uma isoterma de 30°C por controle de deformação entre 4,5 % e 10 MPa a uma taxa de deformação de 1%/min. Como também os Cp Base, Central e Extremidade foram caracterizados sob compressão uniaxial por controle de deformação entre 7 % e 10 MPa a uma taxa de deformação de 1 %/min em cada isoterma entre 30°C e 80°C intercaladas a cada 10°C. Ambos as amostras foram caracterizadas em uma máquina de ensaios universal modelo 5582 da marca *INSTRON* equipada com uma célula de carga de 30 kN e uma câmara térmica.

A Figura 24 mostra a montagem das amostras de tração e compressão na máquina de ensaios universal.

Figura 24. Montagem das amostras de tração e compressão na máquina de ensaios universal 5582 da *INSTRON*. (a) Cp Tração. (b) Cp Base.



A técnica de *DMA* foi utilizada na caracterização do *Cp* Longitudinal. Para tal, o equipamento utilizado nas análises é do modelo Q800 da marca *TA Instruments*. A amostra no modo de flexão em 3-pontos com frequência de excitação de 1 Hz e amplitude de 10 μm foi submetida a uma onda triangular de resfriamento e aquecimento entre 0°C a 100°C com uma taxa de troca de calor de 2 °C/min. A Fig. 25 mostra a montagem do *Cp* Longitudinal no modo de flexão em 3-pontos no analisador dinâmico mecânico.

Figura 25. Montagem do *Cp* Longitudinal no analisador dinâmico mecânico Q800 da *TA Instruments* no modo de flexão em 3-pontos.



5.3 Modelos Numéricos

As análises numéricas foram simuladas em um computador *workstation* com 6 núcleos físicos de processamento, modelo *Intel Xeon E5 1650 v2* de 3,50 GHz e 64 Gb de memória RAM.

Os modelos *CAD* foram modelados através do software de licença estudantil *Inventor* 2018 da *Autodesk Inc.* Enquanto os modelos numéricos foram modelados computacionalmente através do software comercial *ANSYS Mechanical*.

5.3.1 Resultados numéricos sob isotermas de tração e compressão uniaxial

O comportamento termomecânico da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) foi simulado numericamente sob isotermas de 30°C a 70°C de tração e compressão uniaxial com o objetivo de verificar a influência da assimetria na resposta termomecânica sob tração-compressão. Para tal análise numérica, as condições de contorno consideraram uma prescrição de tensão trativa e compressiva uniaxial equivalente a 600 MPa.

Adicionalmente, o comportamento mecânico da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) foi simulado numericamente sob uma isoterma de 30°C de tração uniaxial, considerando uma prescrição de deslocamento prescrito equivalente a 4,5 % com o objetivo de comparar-se com o resultado experimental.

Os modelos numéricos possuem um único elemento finito tridimensional de alta ordem que exhibe comportamento quadrático, *SOLID186*. Este elemento finito possui 20 nós, com 3 graus de liberdade translacionais por nó, nos eixos globais X, Y e Z (ANSYS, 2013). Todas as condições de contorno foram aplicadas em 2 passos (carregamento – descarregamento) com 150 subpassos cada.

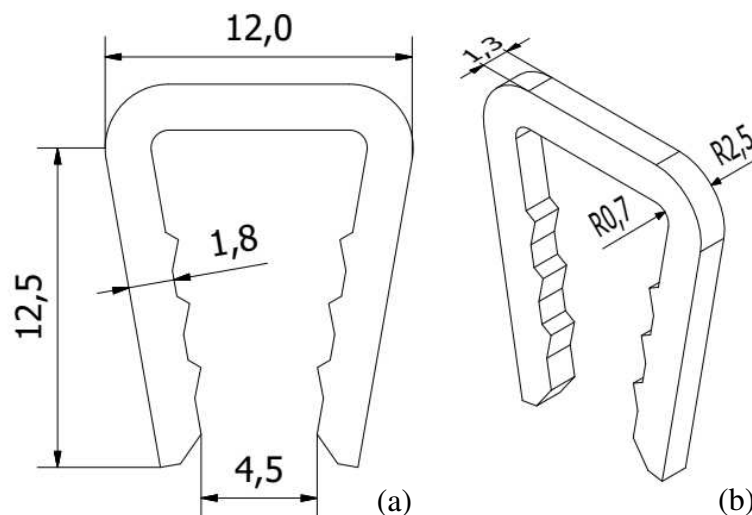
5.3.2 Fixadores ortopédicos

Dispositivos biomédicos do tipo fixadores ortopédicos de LMF Ni-Ti do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* foram modelados numericamente simulando o processo de implantação destes dispositivos durante o procedimento cirúrgico. As análises numéricas consideraram uma temperatura de 37°C.

O modelo *CAD* do fixador ortopédico do tipo grampo foi modelado baseando-se em um modelo de fixador comercializado em liga de titânio convencional.

A Figura 26 mostra as dimensões (mm) do grampo ortopédico convencional, nomeado como sólido.

Figura 26. Grampo ortopédico sólido. (a) Vista frontal. (b) Vista isométrica.

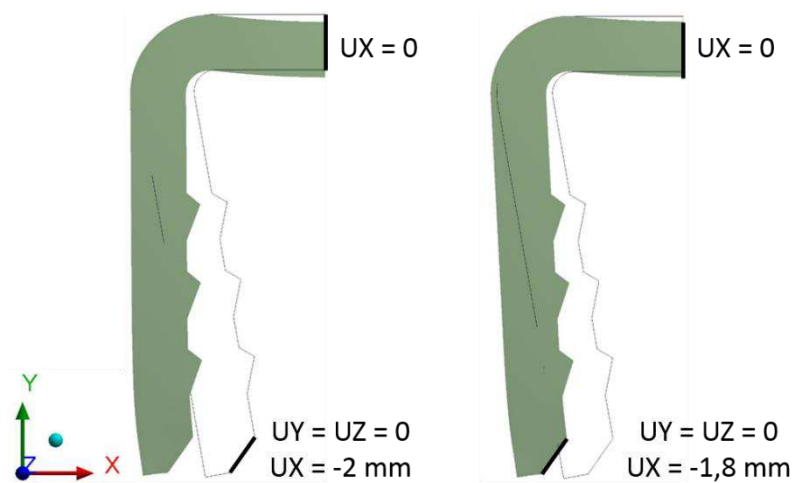


O modelo *CAD* do grampo ortopédico sólido foi discretizado utilizando uma malha não-estruturada e não-uniforme com elementos do tipo *SOLID186* e *SOLID187* de tamanho médio de 0,25 mm resultando em um total de 18558 nós.

As condições de contorno admitem uma região de simetria (1/2 do modelo) e um deslocamento prescrito de 2 mm nos nós da face inferior do grampo ortopédico. Esse deslocamento equivale ao processo de abertura para implantação do dispositivo durante o procedimento cirúrgico. Para a simulação é previsto em uma primeira etapa a aplicação do deslocamento prescrito. Em uma segunda etapa há o descarregamento mecânico de 0,2 mm, onde esse deslocamento equivale à relaxação do grampo ortopédico e ao contato na região óssea implantada.

A Figura 27 mostra um esquema com as condições de contorno consideradas na modelagem do grampo ortopédico sólido.

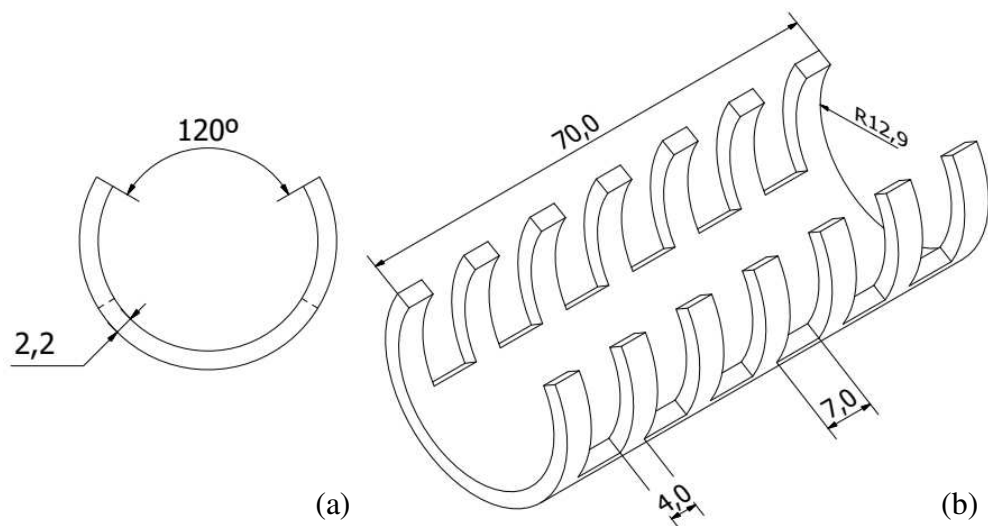
Figura 27. Esquema com as condições de contorno consideradas no modelo numérico do grampo ortopédico sólido.



O modelo *CAD* do fixador ortopédico do tipo *embracing* foi modelado baseando-se em um modelo simulado por KO *et al.*, (2018) e no pré-requisito do diâmetro interno ser de 10 % - 20 % menor que o diâmetro do fêmur (ZHAO *et al.*, 2012).

A Figura 28 mostra as dimensões (mm) do fixador do tipo *embracing* convencional, nomeado como sólido.

Figura 28. Fixador ortopédico do tipo *embracing* sólido. (a) Vista frontal. (b) Vista isométrica.

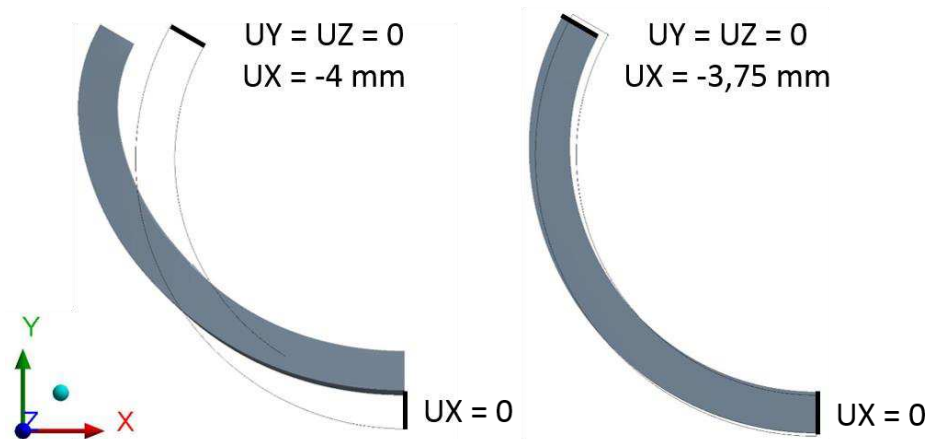


O modelo *CAD* do grampo ortopédico sólido foi discretizado utilizando uma malha não-estruturada e não-uniforme com elementos do tipo *SOLID186* e *SOLID187* de tamanho médio de 0,5 mm resultando em um total de 140460 nós.

As condições de contorno admitem uma região de simetria (1/2 do modelo) e um deslocamento prescrito de 4 mm nos nós das extremidades das ramificações (Ver Fig. 9) do fixador ortopédico do tipo *embracing*. Esse deslocamento equivale ao processo de abertura para implantação do dispositivo durante o procedimento cirúrgico. Para a simulação é previsto em uma primeira etapa a aplicação do deslocamento prescrito. Em uma segunda etapa há o descarregamento mecânico de 0,25 mm, onde esse deslocamento equivale à relaxação do fixador do tipo *embracing* e ao contato na região óssea implantada.

A Figura 29 mostra um esquema com as condições de contorno consideradas na modelagem dos fixadores ortopédicos do tipo *embracing* sólido.

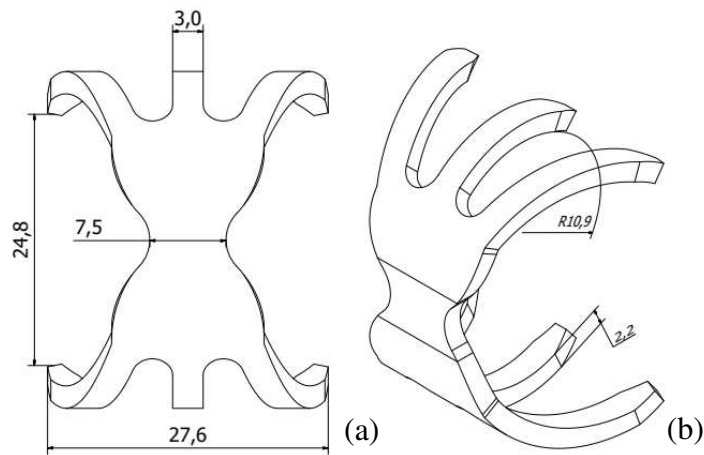
Figura 29. Esquema com as condições de contorno consideradas no modelo numérico do fixador ortopédico do tipo *embracing* sólido.



Por último, o modelo *CAD* do fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* foi modelado baseando-se em dimensões anatômicas da patela (BALDWIN e HOUSE, 2005) e em um modelo simulado por (XU *et al.*, 2002).

A Fig. 30 mostra as dimensões (mm) do fixador do tipo *patellar concentrator* convencional, nomeado como sólido.

Figura 30. Fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido. (a) Vista frontal. (b) Vista isométrica.

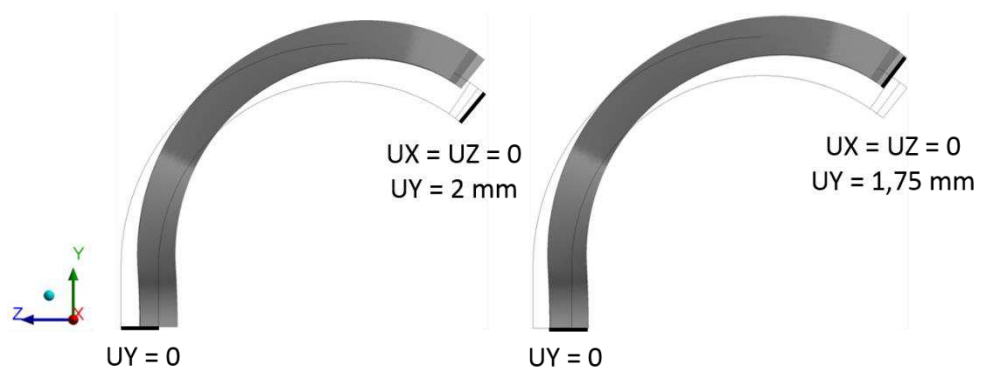


O modelo *CAD* do fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido foi discretizado utilizando uma malha não-estruturada e não-uniforme com elementos do tipo *SOLID186* e *SOLID187* de tamanho médio de 0,5 mm resultando em um total de 34866 nós.

As condições de contorno admitem uma região de simetria (1/2 do modelo) e um deslocamento prescrito de 2 mm nos nós das extremidades das garras (Ver Fig. 11) do fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido. Esse deslocamento equivale ao processo de abertura para implantação do dispositivo durante o procedimento cirúrgico. Para a simulação é previsto em uma primeira etapa a aplicação do deslocamento prescrito. Em uma segunda etapa há o descarregamento mecânico de 0,25 mm, onde esse deslocamento equivale à relaxação do fixador do tipo *patellar concentrator* e ao contato na região óssea implantada.

A Figura 31 mostra um esquema com as condições de contorno consideradas na modelagem do fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido.

Figura 31. Esquema com as condições de contorno consideradas no modelo numérico do fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido.



6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo tem por objetivo apresentar e discutir os resultados experimentais obtidos a partir da caracterização térmica e termomecânica da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) e quantificar a partir de tais, os parâmetros do modelo constitutivo implementado no software comercial ANSYS, bem como a concepção e simulação numérica de fixadores ortopédicos arquitetados de LMF Ni-Ti. Todas as análises numéricas são consideradas em regime quase estático.

6.1 Concepção de Fixadores Ortopédicos Arquitetados

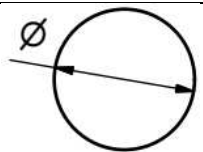
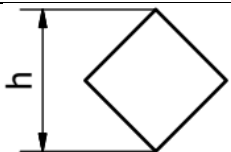
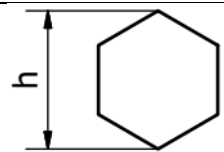
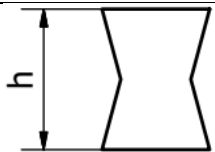
Protótipos de fixadores ortopédicos do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* arquitetados de LMF Ni-Ti foram concebidos. O conceito de customização de tais fixadores leva à introdução de diferentes arquiteturas (topologias) de poros (vazios).

Vazios com topologia circular, diamante, hexagonal e reentrante foram inscritos ao longo da estrutura dos fixadores ortopédicos.

As dimensões destes vazios basearam-se no estudo realizado por TANIGUCHI *et al.*, (2016) onde avaliaram a influência do tamanho do poro (300 μm , 600 μm e 900 μm) de implantes de Ti fabricados pela tecnologia *SLM* no crescimento ósseo do fêmur de coelhos. Neste trabalho adotou-se o tamanho do vazio de 500 μm , 750 μm e 1000 μm .

A Tabela 3 apresenta a identificação da cota geométrica nas topologias de vazios.

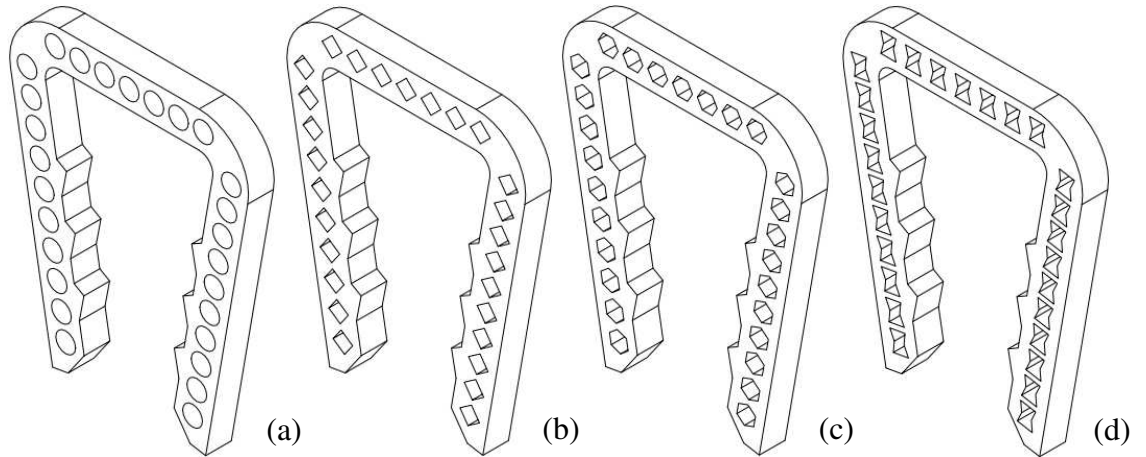
Tabela 3. Sumário das geometrias das células unitárias (vazios).

Topologia	Circular	Diamante	Hexagonal	Reentrante
Célula unitária (Vazio)				

Como se tratando de um sólido celular, a densidade relativa (ρ^*/ρ_s) destes fixadores ortopédicos arquitetados foi determinada pela relação matemática linear entre o volume do fixador ortopédico arquitetado e o volume do fixador ortopédico sólido.

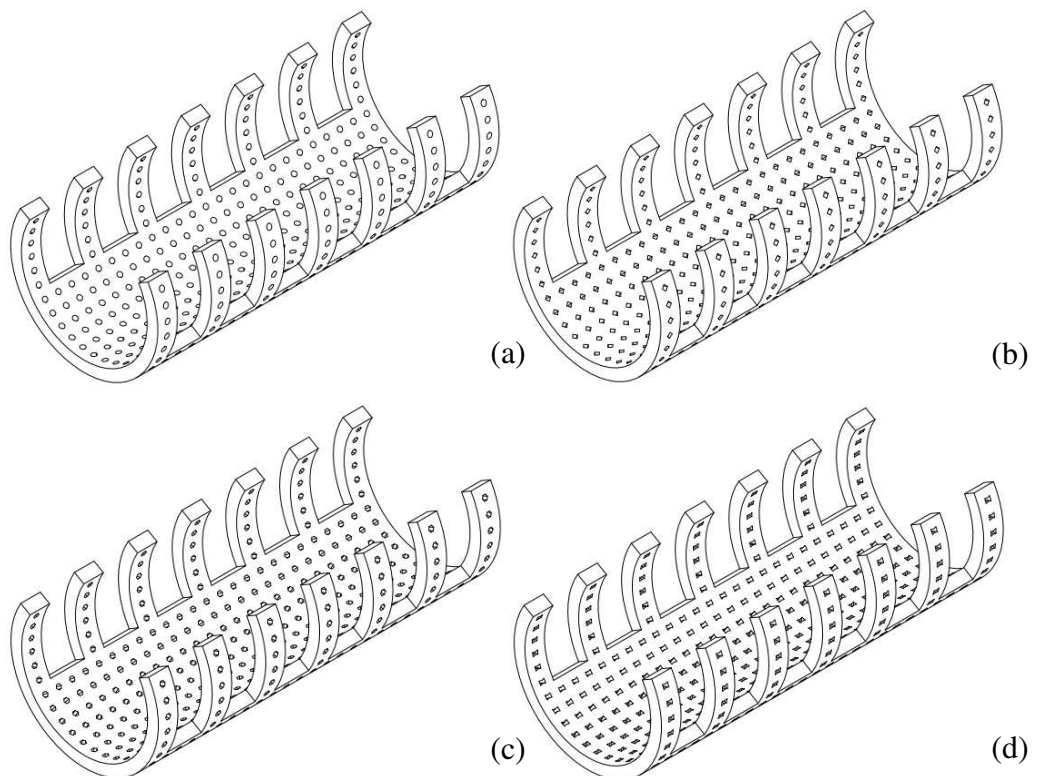
A Figura 32 mostra os protótipos concebidos de fixadores ortopédicos do tipo grampo arquitetados, com um total de 27 vazios de topologia circular, diamante, hexagonal e reentrante, respectivamente.

Figura 32. Protótipos de fixadores ortopédicos do tipo grampo arquitetados. (a) Circular. (b) Diamante. (c) Hexagonal. (d) Reentrante.



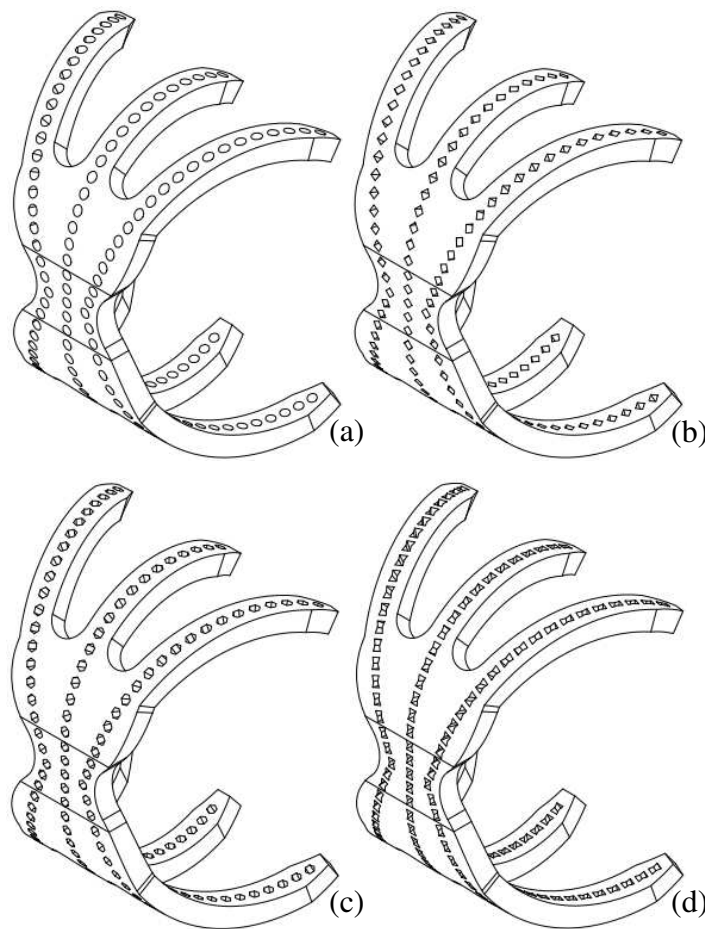
A Figura 33 mostra os protótipos concebidos de fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados, com um total de 359 vazios de topologia circular, diamante, hexagonal e reentrante, respectivamente.

Figura 33. Protótipos de fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados. (a) Circular. (b) Diamante. (c) Hexagonal. (d) Reentrante.



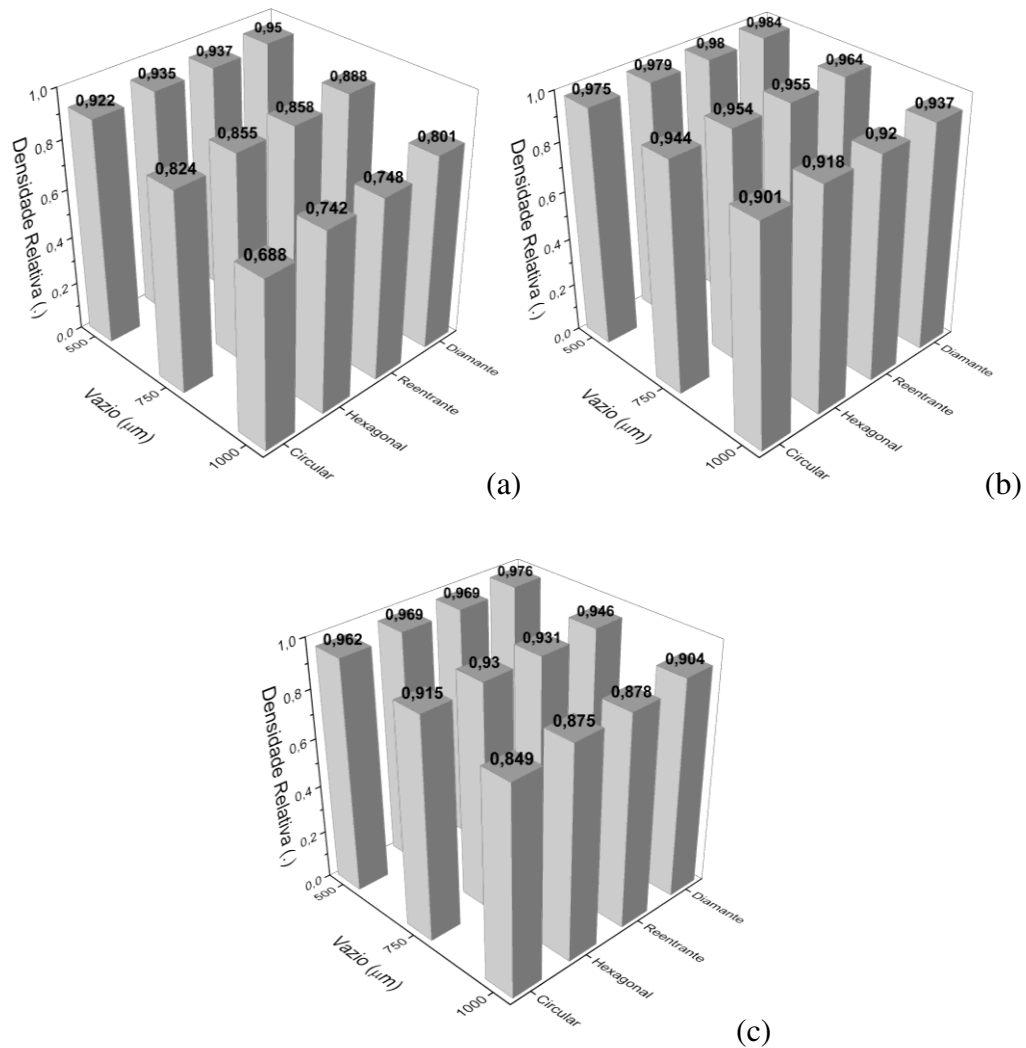
A Figura 34 os protótipos concebidos de fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados, com um total de 121 vazios de topologia circular, diamante, hexagonal e reentrante, respectivamente.

Figura 34. Protótipos de fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados. (a) Circular. (b) Diamante. (c) Hexagonal. (d) Reentrante.



A partir dos modelos *CAD* dos protótipos de fixadores ortopédicos do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* arquitetados determina-se a densidade relativa para cada topologia e dimensão de vazio, como mostra a Fig. 35.

Figura 35. Comportamento da densidade relativa em função da topologia e dimensão do vazio dos fixadores ortopédicos arquitetados. (a) Grampo. (b) *Embracing*. (c) *Patellar*.



De acordo com a Fig. 35 observa-se a redução da densidade relativa com o aumento da dimensão do vazio, como apresentado por GIBSON e ASHBY, (1997), para todos os fixadores ortopédicos arquitetados. O aumento da densidade relativa da topologia circular à diamante, deve-se aos vazios de topologia hexagonal e diamante estarem inscritos em um círculo (Ver Tab. 3), ou seja, as áreas dos vazios de topologias hexagonal e diamante representam uma fração da área do vazio de topologia circular. O vazio de topologia reentrante está parcialmente circunscrito e a área do vazio ainda representa uma fração da área do vazio de topologia circular.

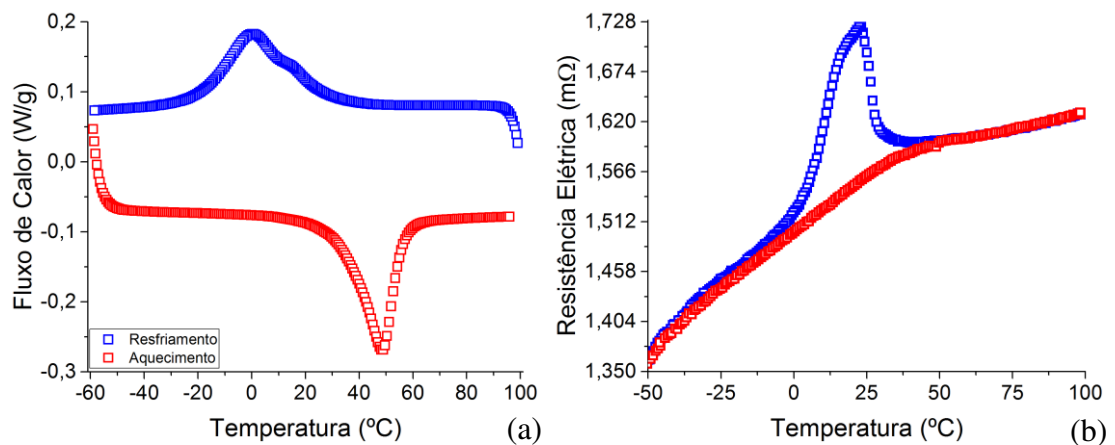
Vale salientar, que estes fixadores ortopédicos arquitetados como modelados geometricamente em relação a topologia e distribuição dos vazios em dimensões absolutas têm como propósito à fabricação utilizando técnicas de prototipagem rápida aliadas ao processo de fundição de precisão.

6.2 Resultados Experimentais

6.2.1 Caracterização térmica

Os resultados da caracterização térmica realizada pelas técnicas *DSC* e *RET* nos Cp Tração e Longitudinal de LMF 55,3Ni-Ti (% peso), tratados termicamente, são mostrados qualitativamente na Fig. 36.

Figura 36. Resultados qualitativos da caracterização térmica. (a) *DSC* do Cp Tração. (b) *RET* do Cp Longitudinal.



A Tabela 4 apresenta as temperaturas características de transformação de fase dos Cp Tração e Longitudinal da LMF 55,3Ni-Ti (% peso), tratados termicamente.

Tabela 4. Temperaturas características de transformação de fase sob tensão nula dos Cp Tração e Longitudinal da LMF 55,3Ni-Ti (% peso), tratados termicamente.

Cp	Técnica	M _f (°C)	M _s (°C)	R _f (°C)	R _s (°C)	A _s (°C)	A _f (°C)
Tração	<i>DSC</i>	-19,18	9,02	16	28,58	33,67	56,52
Longitudinal	<i>RET</i>	3,67	15,02	24	29,35	31,8	51,4

De acordo com os resultados térmicos obtidos para ambos os Cp pelas técnicas *DSC* e *RET* a LMF 55,3Ni-Ti (% peso) possui duas etapas na transformação direta (B2 → R → B19').

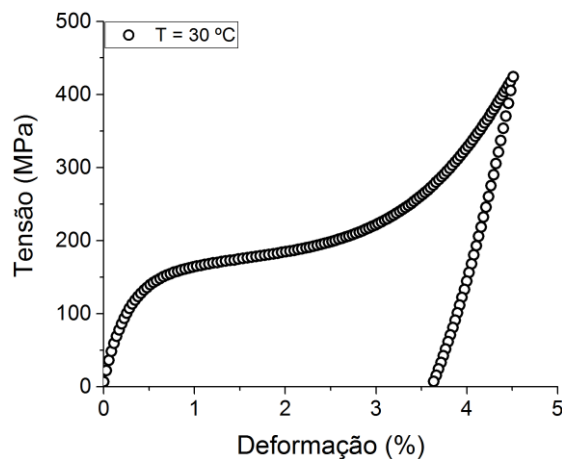
Observa-se ainda que a LMF 55,3Ni-Ti (% peso) encontra-se em uma região de transição entre as transformações de fase austenítica e martensítica, para a temperatura de 37°C.

Logo, a liga pode ser considerada como termoativada para aplicações biomédicas, ou seja, $A_f > 37\text{ °C} > M_s$.

6.2.2 Caracterização termomecânica

O Cp Tração foi submetido a uma onda triangular de carregamento e descarregamento a uma isoterma de 30°C sob controle de deformação a uma taxa de deformação de 1 %/min, como mostra a Fig. 37.

Figura 37. Resposta mecânica sob tração uniaxial da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) a 30°C.

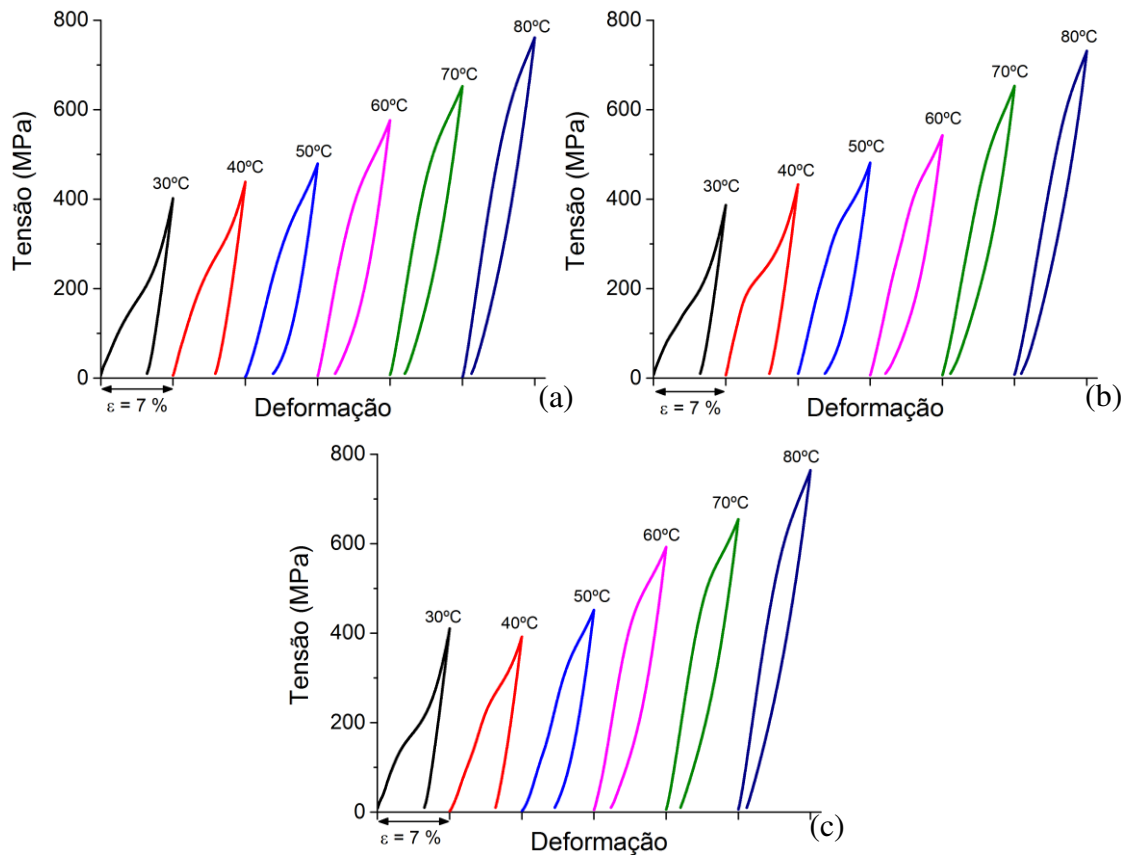


As propriedades termomecânicas na isoterma a 30°C representam a fase martensítica, em específico a fase R, já que o Cp Tração se encontra a uma temperatura abaixo de A_f (Ver Fig. 6), de acordo com a Tab. (4). A amostra foi submetida um ciclo de aquecimento acima de A_f antes do início do ensaio e a temperatura ambiente se encontrava em aproximadamente 25°C, onde a câmara térmica acoplada à máquina de ensaios universal elevou e estabilizou a temperatura a 30°C. Portanto, as tensões características de orientação inicial ($\sigma_s^{R \rightarrow R^+}$) e final ($\sigma_f^{R \rightarrow R^+}$), são 150,82 MPa e 217,74 MPa, respectivamente.

O módulo de elasticidade da fase R (E_R) foi calculado pelo coeficiente angular da curva considerando um valor de deformação de 0,1 % e possui valor de 49400 MPa.

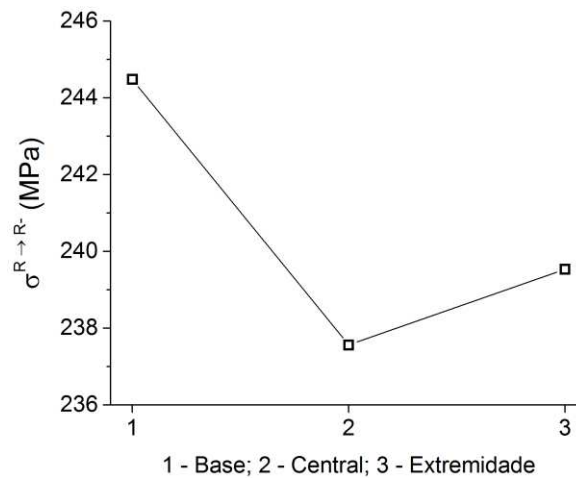
Os Cp Base, Central e Extremidade foram submetidos a compressão uniaxial em isotermas entre 30°C e 80°C sob controle de deformação a uma taxa de 1 %/min, como mostra a Fig. 38.

Figura 38. Resposta mecânica sob compressão uniaxial da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) para diferentes temperaturas. (a) Cp Base. (b) Cp Central. (c) Cp Extremidade.



A Figura 39 mostra uma comparação entre os Cp Base, Central e Extremidade em relação as tensões características de orientação final ($\sigma_f^{R \rightarrow R^-}$) para as amostras de compressão sob uma isoterma de 30°C. A partir do ensaio térmico no Cp Longitudinal, no qual identifica globalmente as temperaturas características de transformação de fase das amostras de compressão (Ver Tab. 4), a isoterma a 30°C representa o comportamento termomecânico da fase martensítica, em específico da fase R, já que as amostras de compressão se encontram a uma temperatura abaixo de A_s , seguindo o mesmo procedimento experimental adotado no Cp Tração.

Figura 39. Tensões características de orientação final da fase R das amostras de compressão da LMF 55,3Ni-Ti (% peso) sob uma isoterma de 30°C.

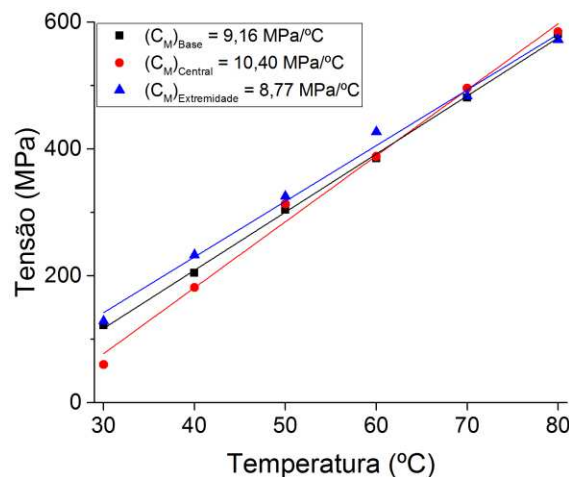


Vale salientar, que estes valores de tensões características observados nas isotermas a 30°C para as amostras de tração e compressão estão de acordo com a literatura (HESSE; GHORASHI; INMAN, 2004), onde os níveis de tensão são maiores nos ensaios sob compressão quando comparado com os ensaios de tração, considerando a mesma deformação.

A Lei de Clausius – Clapeyron pode ser utilizada para prever a inclinação do trecho linear entre as tensões características de orientação e transformação de fase e a temperatura das amostras de compressão por meio de uma relação matemática linear (Ver Eq. 1).

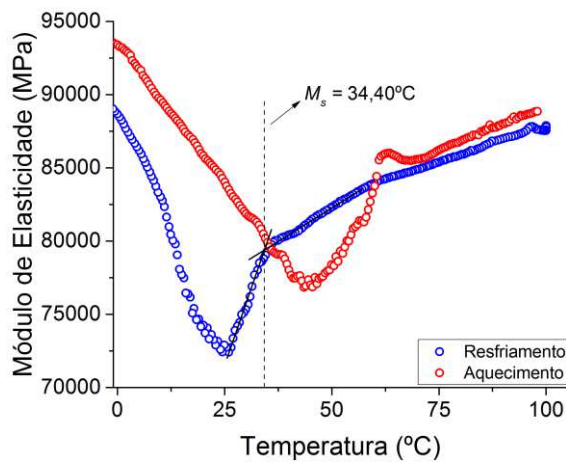
A partir das tensões características de orientação e transformação de fase das isotermas da Fig. 38, obtém-se o diagrama tensão – temperatura (Ver Fig. 6), onde os coeficientes de influência de tensão são determinados para a temperatura M_s , como mostra a Fig. 40.

Figura 40. Diagrama Tensão – Temperatura para as amostras de compressão da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).



A técnica de *DMA* foi utilizada na caracterização termomecânica do Cp Longitudinal, onde a amostra no modo de flexão em 3-pontos foi submetido a uma frequência de excitação de 1 Hz, amplitude de 10 μm e a uma onda triangular de resfriamento e aquecimento entre 0°C a 100°C com uma taxa de troca de calor de 2 °C/min, como mostra a Fig. 41.

Figura 41. Módulo de elasticidade em função da temperatura em regime dinâmico do Cp Longitudinal da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).



A partir da Fig. 41 determina-se o módulo de elasticidade da fase austenítica no primeiro ponto de inflexão da curva de resfriamento, que representa M_s sob carregamento dinâmico, a uma temperatura de 34,40°C o que resulta em um valor de módulo de 79541 MPa.

Na subseção 4.3.3, a descrição e identificação dos parâmetros do modelo constitutivo implementado no software comercial *ANSYS* foram apresentados e discutidos, e a partir dos resultados experimentais, tais parâmetros são determinados.

A partir da resposta mecânica sob tração uniaxial na isoterma de 30°C do Cp Tração (Ver Fig. 37) determina-se o módulo de elasticidade martensítico (E_M), como sendo 49400 MPa. Como também o módulo de elasticidade austenítico (E_A) no primeiro ponto de inflexão da curva de resfriamento, a uma temperatura de 34,40°C o que resulta em um valor de módulo de 79541 MPa.

O coeficiente de influência de tensão β foi determinado pela média entre os valores de C_M das amostras de compressão (Ver Fig. 40) e possui valor de 9,44 MPa/°C.

O parâmetro de endurecimento h foi determinado a partir da resposta mecânica sob tração uniaxial na isoterma de 30°C do Cp Tração entre 1 % e 2 % e possui valor de 1951,6 MPa.

A máxima deformação de transformação ε_L foi determinada a partir da resposta mecânica sob tração uniaxial na isoterma de 30°C do Cp Tração como sendo a máxima deformação de orientação da fase R, o que resulta em um valor de 4,5 %.

O raio elástico foi mensurado utilizando a seguinte relação matemática $R = \beta(A_f - M_s)/2$, onde M_s foi substituído por R_s . As temperaturas de transformação foram consideradas da caracterização térmica pela técnica de DSC para o Cp Tração (Ver Tab. 4), sendo respectivamente, 56,52 °C e 28,58 °C. Logo, o valor do raio elástico é de 131,8 MPa

A temperatura de referência foi mensurada utilizando a seguinte relação matemática $T_0 = A_f - \frac{R}{\beta}$, onde R e β possuem valores de 131,8 MPa e 9,44 MPa/°C, respectivamente. A temperatura característica de transformação de fase A_f foi considerada do ensaio térmico pela técnica de DSC do Cp Tração. Logo, a temperatura de referência possui valor de 42,55°C.

Por fim, o parâmetro de dependência de Lode m, foi mensurado utilizando a seguinte relação matemática $m = \sqrt{\frac{27}{2} \frac{\sigma_c - \sigma_t}{\sigma_c + \sigma_t}}$, onde: e $\sigma_t = \sigma_f^{R \rightarrow R^+} = 217,74$ MPa e $\sigma_c = \sigma_f^{R \rightarrow R^-} = (\sigma_f^{R \rightarrow R^-}_{Base} + \sigma_f^{R \rightarrow R^-}_{Central} + \sigma_f^{R \rightarrow R^-}_{Extremidade})/3 = 240,52$ MPa (Ver Fig. 39). Portanto, o valor resultante do parâmetro de dependência de Lode é de 0,1826.

A Tabela 5 apresenta os parâmetros do modelo constitutivo implementado no software comercial ANSYS determinados a partir da caracterização térmica e termomecânica da LMF 55,3Ni-Ti (% peso.)

Tabela 5. Parâmetros do modelo constitutivo para a LMF 55,3Ni-Ti (% peso).

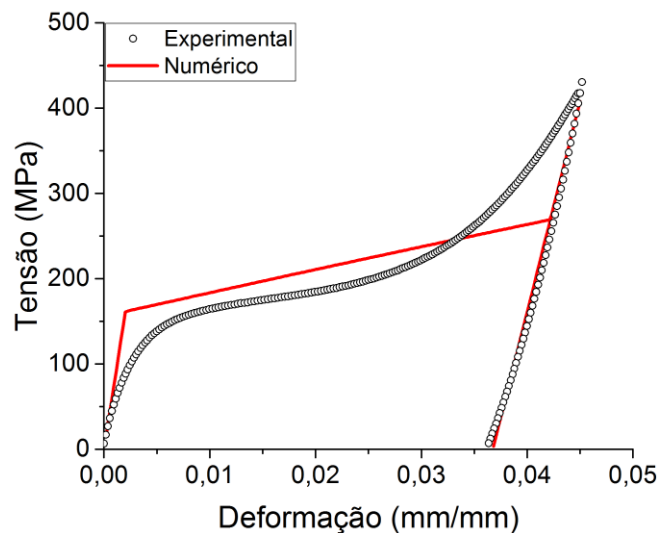
Propriedade Mecânica (Unidade)	Valor
E_A (MPa)	79541
E_M (MPa)	49400
ν	0,33
h (MPa)	1951,6
T_0 (°C)	42,55
R (MPa)	131,8
β (MPa/°C)	9,44
ε_L (mm/mm)	0,045
m	0,1826

6.3 Resultados Numéricos

6.3.1 Comparação de resultado experimental isotérmico com o modelo constitutivo

Com os parâmetros do modelo constitutivo implementado no software comercial *ANSYS* mensurados a partir da caracterização termomecânica da LMF 55,3Ni-Ti (% peso), apresentados na Tab. 5, reproduz-se numericamente o comportamento trativo sob uma isoterma de 30°C, como mostra a Fig. 42.

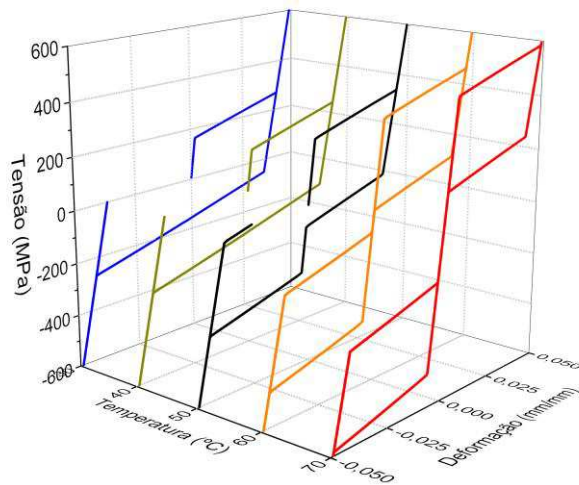
Figura 42. Comparação numérico – experimental sob tração uniaxial na isoterma de 30°C da LMF 55,3Ni-Ti (% peso).



De acordo com a Fig. 42, a simulação numérica do comportamento mecânico LMF 55,3Ni-Ti (% peso) fabricada pelo processo FAI e caracterizada experimentalmente obteve concordância quantitativa.

Adicionalmente, o comportamento mecânico trativo e compressivo sob isotermas de 30°C a 70°C foi modelado numericamente, como mostra a Fig. 43.

Figura 43. Resposta tensão – deformação sob tração e compressão uniaxial simuladas numericamente para diferentes temperaturas.



De acordo com a Fig. 43 observa-se a evolução das tensões críticas de orientação e transformação de fase com a temperatura, segundo a Lei de Clausius Clapeyron, sendo o modelo capaz de prever o comportamento mecânico característico das LMF sob tração e compressão com a evolução da temperatura. Para as isothermas a 30°C e 40°C os comportamentos mecânicos trativo e compressivo são idênticos, onde a SE é observada a partir da isoterma a 50°C, isto se deve ao fato da temperatura de referência T_0 ser de 42,55°C.

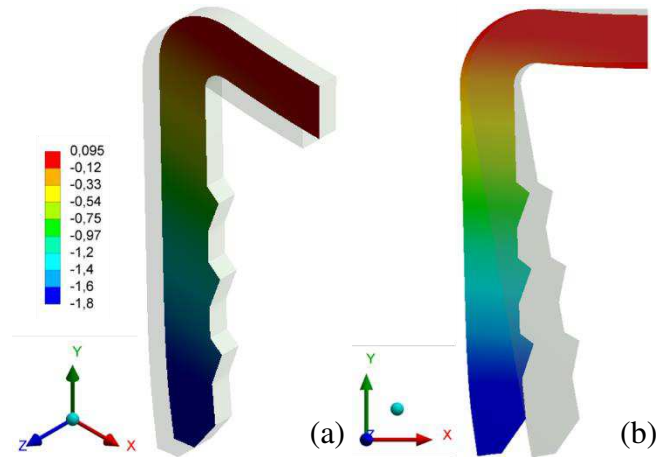
6.3.2 Fixadores ortopédicos sólidos

Com os parâmetros do modelo constitutivo implementado no software comercial ANSYS mensurados a partir da caracterização termomecânica da LMF 55,3Ni-Ti (% peso), apresentados na Tab. 5, os fixadores ortopédicos sólidos do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* foram modelados sob uma isoterma de 37°C, simulando o processo de implantação cirúrgica destes fixadores. Todos os resultados numéricos são apresentados na escala real e o tempo nos resultados ($t = 2$ s) corresponde ao contato do fixador ortopédico na região óssea implantada.

A distribuição de deslocamento na direção X (mm) para o fixador ortopédico do tipo grampo de LMF Ni-Ti pode ser visualizado na Fig. 44, onde o máximo valor encontra-se na face de aplicação do deslocamento prescrito. A distribuição de deslocamento, tensão principal máxima e fração global de martensita foram determinados no plano médio (eixo Z), como mostra a Fig. 44 (a).

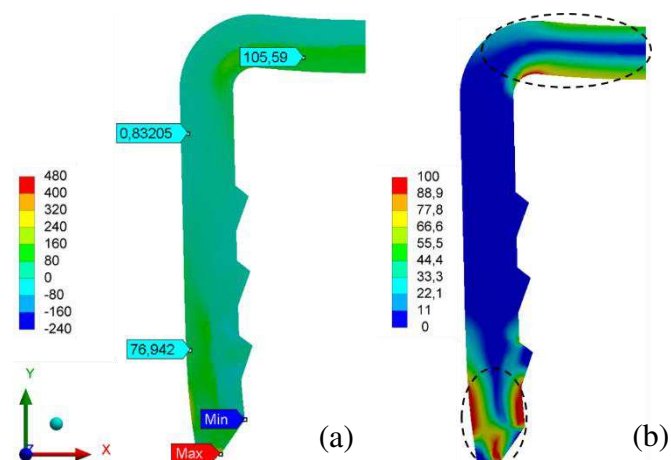
Figura 44. Distribuição de deslocamento na direção X ($t = 2$ s) no grampo ortopédico sólido.

(a) Vista isométrica. (b) Vista frontal.



A distribuição de tensão principal máxima (MPa) e fração global de martensita (%) são mostradas nas Fig. 45 (a) e (b), respectivamente. De acordo com a Fig. 45 (a), os valores máximo e mínimo da tensão principal máxima encontram-se na face de aplicação do deslocamento e coincidem com as arestas agudas (Ver Fig. 26). De acordo com a Fig. 45 (b), os valores máximos da fração global de martensita encontram-se nas regiões tracejadas. Na região em azul, o valor da fração global de martensita é nulo devido ao campo de tensão, Fig. 45 (a), não ser suficiente para a orientação da martensita.

Figura 45. Distribuição em ($t = 2$ s) no grampo ortopédico sólido. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.

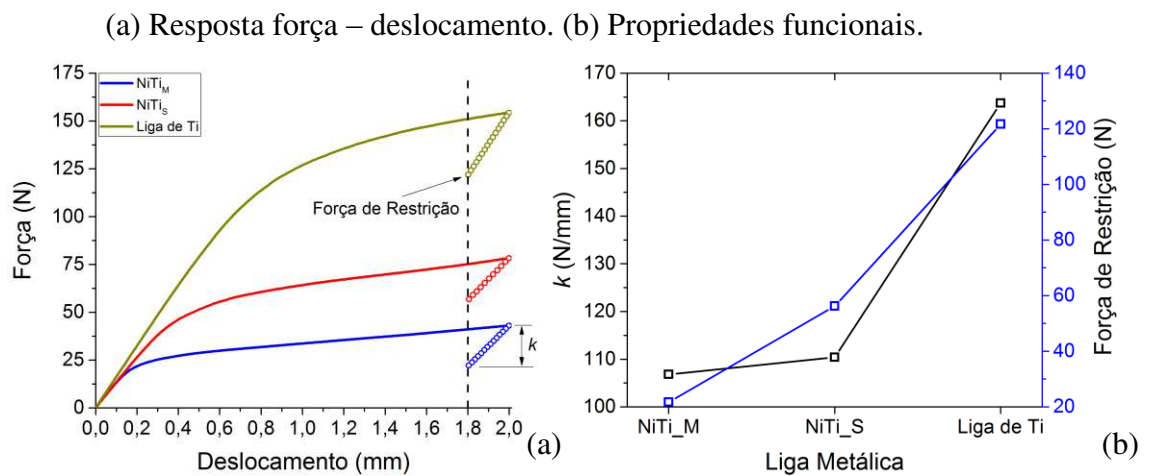


A resposta força – deslocamento possui as componentes de deslocamento e de força mensuradas na face de aplicação do deslocamento prescrito e na face de simetria,

respectivamente, ambos na direção X . Adicionalmente, modela-se numericamente o comportamento mecânico de grampos ortopédicos de LMF SE (NiTi_S) e de uma liga de Ti (Liga de Ti), ambos a uma isoterma de 37°C.

De acordo com a Fig. 46 (a), observa-se o aumento dos níveis de força máxima quando se compara o grampo ortopédico NiTi_S e Liga de Ti em relação ao grampo ortopédico martensítico (NiTi_M). As variáveis k (rigidez) e força de restrição equivalem à rigidez e a força de compressão exercidas pelo fixador ortopédico na região óssea implantada Fig. 46 (b).

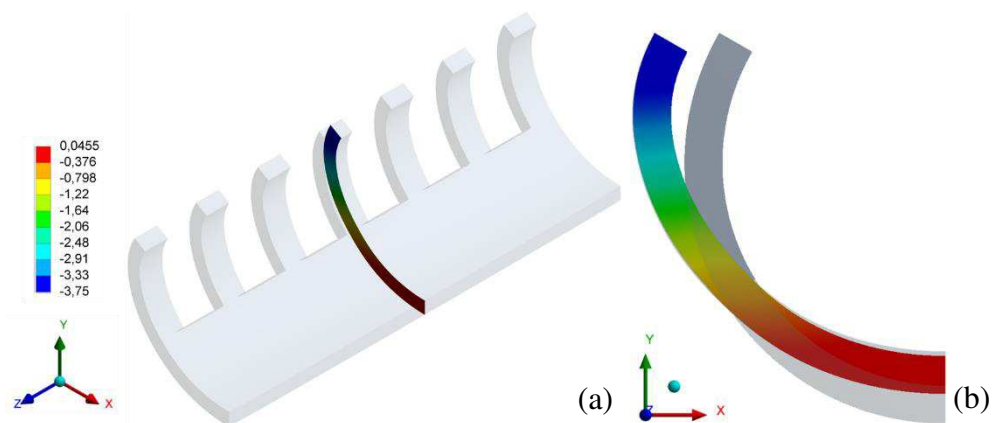
Figura 46. Comportamento mecânico de grampos ortopédicos de diferentes ligas metálicas.



De acordo com a Fig. 46 (b) entre as ligas metálicas NiTi_M e Liga de Ti houve um aumento de rigidez de aproximadamente 53 % e um aumento da força de restrição de aproximadamente 500 %. Os valores de módulo de elasticidade para as Liga de Ti e NiTi_M são de 96000 MPa e 49400 MPa, respectivamente, correspondendo a uma diferença de aproximadamente 94 % em relação ao NiTi_M. Vale salientar, que o comportamento mecânico dos fixadores ortopédicos do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* da liga de Ti foram modelados utilizando um modelo constitutivo de endurecimento isotrópico bilinear.

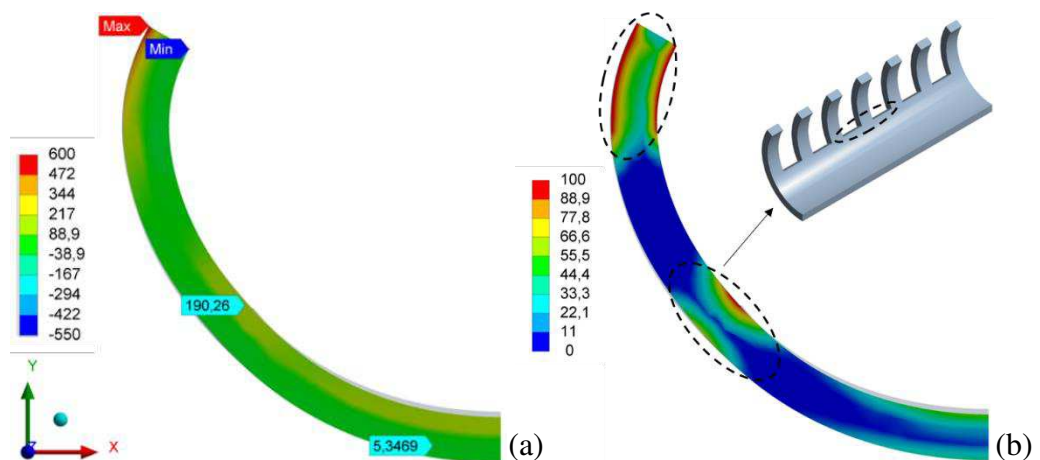
A distribuição de deslocamento na direção X (mm) para o fixador ortopédico do tipo *embracing* de LMF Ni-Ti pode ser visualizado na Fig. 47, onde o máximo valor em magnitude encontra-se nas faces de aplicação do deslocamento prescrito. A distribuição de deslocamento, tensão principal máxima e fração global de martensita foram determinados no plano médio (eixo Z), como mostra a Fig. 47 (a).

Figura 47. Distribuição de deslocamento na direção X ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo *embracing* sólido. (a) Vista isométrica. (b) Vista frontal.



A distribuição de tensão principal máxima (MPa) e fração global de martensita (%) são mostradas nas Fig. 48 (a) e (b), respectivamente. De acordo com a Fig. 48 (a), os valores máximo e mínimo da tensão principal máxima encontram-se nas faces de aplicação do deslocamento e coincidem com as arestas agudas (Ver Fig. 28) e segundo a distribuição de tensão, as regiões em amarelo possuem os maiores valores trativos. De acordo com a Fig. 48 (b), os valores máximos da fração global de martensita encontram-se nas regiões tracejadas. A região tracejada central da Fig. 48 (b) coincide com o início das ramificações (Ver Fig. 9), ou seja, com descontinuidades geométricas.

Figura 48. Distribuição em ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo *embracing* sólido. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.

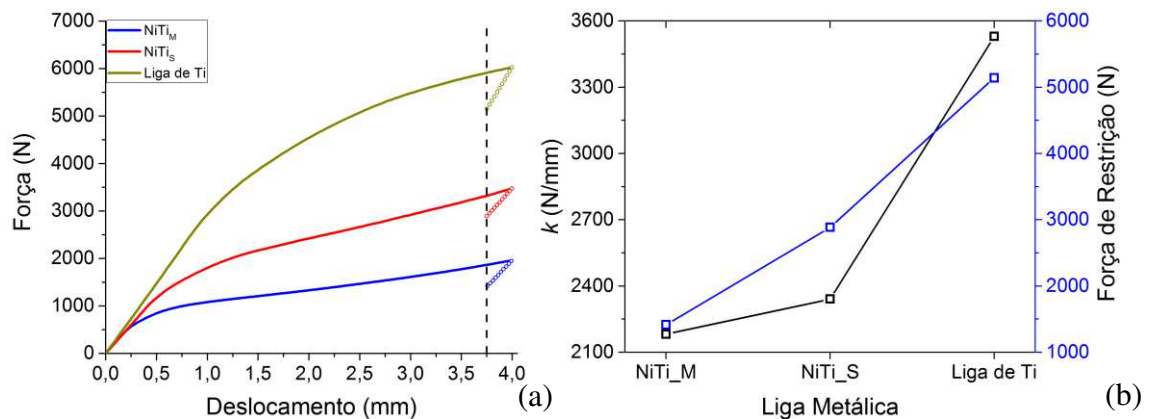


A resposta força – deslocamento possui as componentes de deslocamento e de força mensuradas nas faces de aplicação do deslocamento prescrito e na face de simetria,

respectivamente, ambos na direção X . Adicionalmente, modela-se numericamente o comportamento mecânico de fixadores ortopédicos do tipo *embracing* de LMF SE (NiTi_S) e de uma liga de Ti (Liga de Ti), ambos a uma isoterma de 37°C.

De acordo com a Fig. 49 (a), observa-se o aumento dos níveis de força máxima quando se compara o fixador ortopédico do tipo *embracing* de NiTi_S e Liga de Ti em relação ao martensítico (NiTi_M).

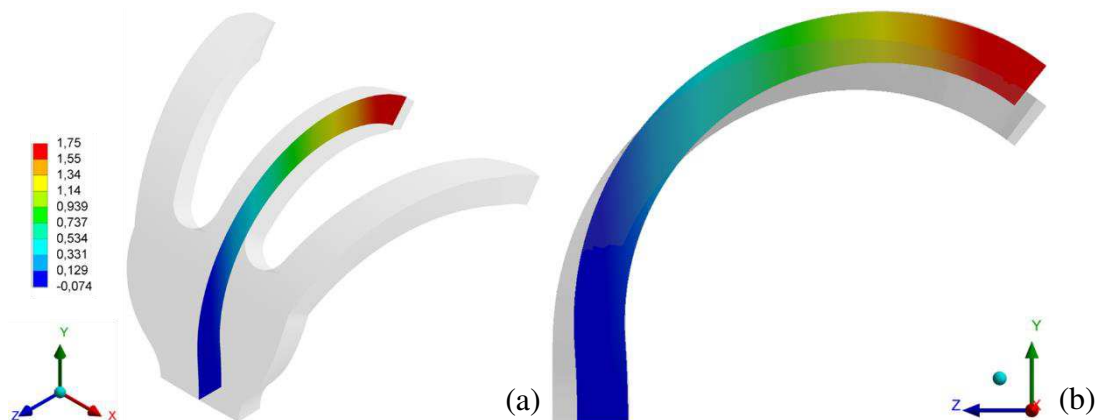
Figura 49. Comportamento mecânico de fixadores ortopédicos do tipo *embracing* de diferentes ligas metálicas. (a) Resposta força – deslocamento. (b) Propriedades funcionais.



De acordo com a Fig. 49 (b) entre as ligas metálicas NiTi_M e Liga de Ti houve um aumento de rigidez de aproximadamente 61 % e um aumento da força de restrição de aproximadamente 263 %.

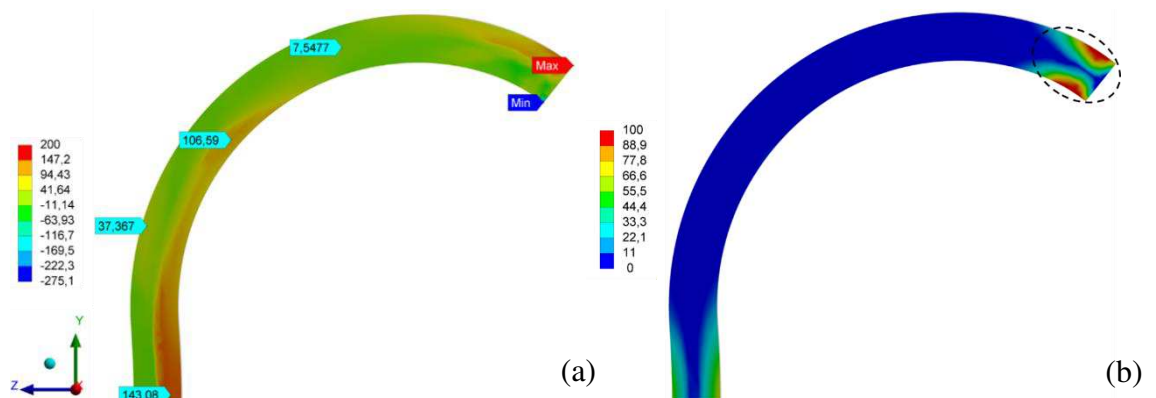
A distribuição de deslocamento na direção Y (mm) para o fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti pode ser visualizado na Fig. 50, onde o máximo valor encontra-se nas faces de aplicação do deslocamento prescrito. A distribuição de deslocamento, tensão principal máxima e fração global de martensita foram determinados no plano médio (eixo X), como mostra a Fig. 50 (a).

Figura 50. Distribuição de deslocamento na direção Y ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido. (a) Vista isométrica. (b) Vista frontal.



A distribuição de tensão principal máxima (MPa) e fração global de martensita (%) são mostradas nas Fig. 51 (a) e (b), respectivamente. De acordo com a Fig. 51 (a), os valores máximo e mínimo da tensão principal máxima encontram-se nas faces de aplicação do deslocamento e coincidem com as arestas agudas (Ver Fig. 30). De acordo com a Fig. 51 (b), os valores máximos da fração global de martensita encontram-se na região tracejada.

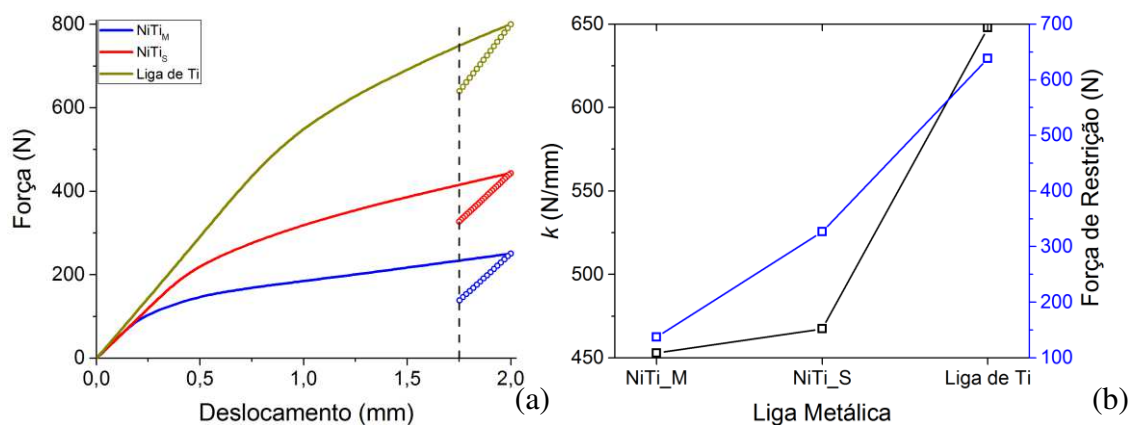
Figura 51. Distribuição em ($t = 2$ s) no fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.



A resposta força – deslocamento possui as componentes de deslocamento e de força mensuradas nas faces de aplicação do deslocamento prescrito e na face de simetria, respectivamente, ambos na direção Y . Adicionalmente, modela-se numericamente o comportamento mecânico de fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* de LMF SE (NiTiS) e de uma liga de Ti (Liga de Ti), ambos a uma isoterma de 37°C .

De acordo com a Fig. 52 (a), observa-se o aumento dos níveis de força máxima quando se compara o fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* de NiTiS e Liga de Ti em relação ao martensítico (NiTiM).

Figura 52. Comportamento mecânico de fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* de diferentes ligas metálicas. (a) Resposta força – deslocamento. (b) Propriedades funcionais.



De acordo com a Fig. 52 (b) entre as ligas metálicas NiTi_M e Liga de Ti houve um aumento de rigidez de aproximadamente 43 % e um aumento da força de restrição de aproximadamente 364 %.

6.3.3 Fixadores ortopédicos arquitetados

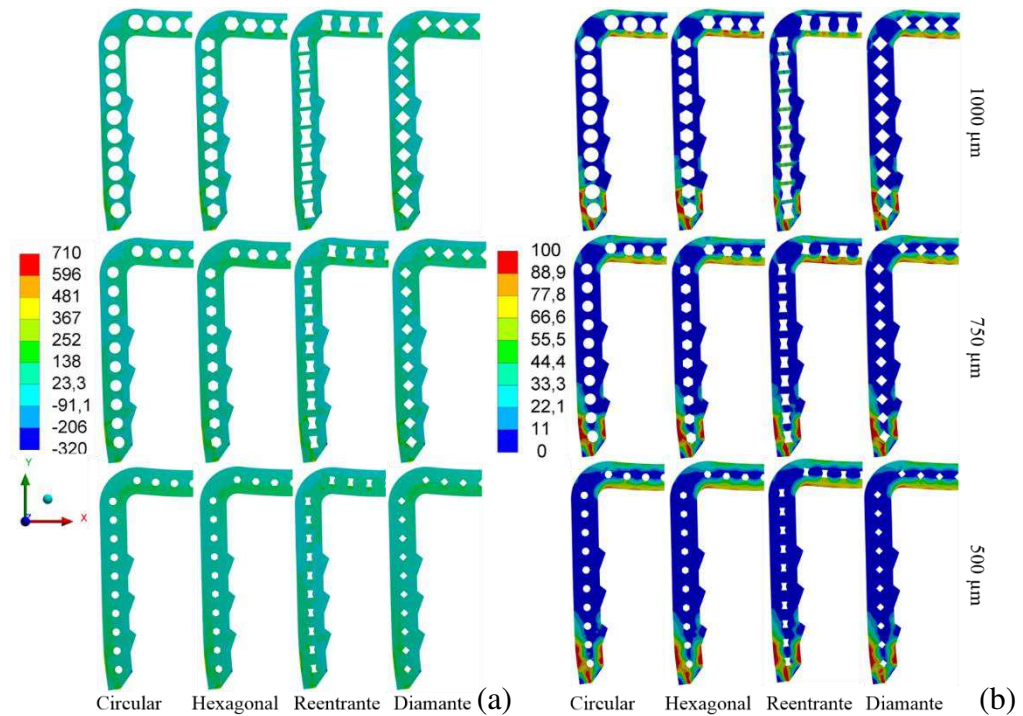
Com os parâmetros do modelo constitutivo implementado no software comercial ANSYS mensurados a partir da caracterização termomecânica da LMF 55,3Ni-Ti (% peso), apresentados na Tab. 5, os fixadores ortopédicos arquitetados do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* foram modelados sob uma isoterma de 37°C, simulando o processo de implantação cirúrgica, com as mesmas condições de contorno aplicadas aos fixadores ortopédicos sólidos (seção 5.3.2).

Todos os resultados numéricos são apresentados na escala real e o tempo nos resultados ($t = 2$ s) corresponde ao contato do fixador ortopédico na região óssea implantada.

A distribuição da tensão principal máxima (MPa) e fração global de martensita (%) para os grampos ortopédicos arquitetados são mostradas nas Fig. 53 (a) e (b), respectivamente. De acordo com a Fig. 53 (a), os valores máximo e mínimo da tensão principal máxima encontram-se na face de aplicação do deslocamento e coincidem com as arestas agudas (Ver Fig. 32). A

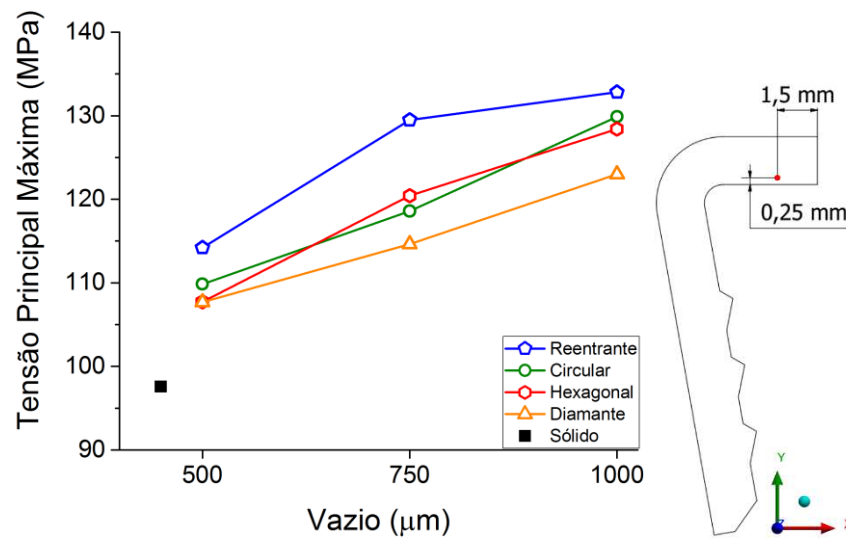
distribuição da tensão principal máxima e fração global de martensita foram determinadas no plano médio, como mostrado na Fig. 44 (a).

Figura 53. Distribuição em ($t = 2$ s) nos grampos ortopédicos arquitetados. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.



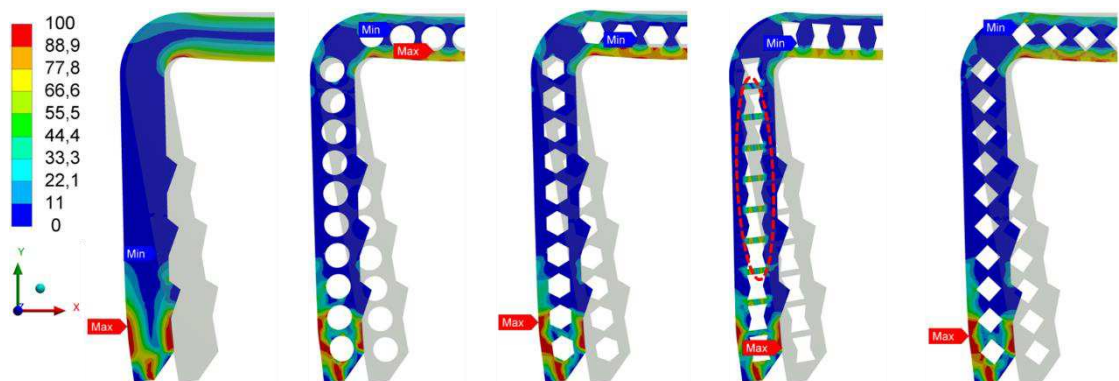
Avaliando-se comparativamente a distribuição de tensão principal máxima em um ponto de referência, localizado no plano médio (eixo Z) e distante 1,5 mm e 0,25 mm, nos eixos X e Y, respectivamente, de acordo com o sistema global de coordenadas, observa-se o aumento da tensão com o aumento da dimensão do vazio para todas as topologias analisadas em relação ao grampo ortopédico sólido, como mostra a Fig 54.

Figura 54. Comportamento da tensão principal máxima ($t = 2$ s) no ponto de referência para os grampos ortopédicos sólido e arquitetados.



De acordo com a Fig. 54 entre os grampos ortopédicos sólido e arquitetado com topologia reentrante (1000 μm) observa-se um aumento na tensão principal máxima de aproximadamente 36 %. O aumento da tensão principal máxima com o aumento da dimensão do vazio acarreta em uma redistribuição da tensão e conseqüentemente na fração global de martensita, como mostra a Fig. 55, em que apresenta os grampos ortopédicos sólido e arquitetados com vazios de dimensão de 1000 μm .

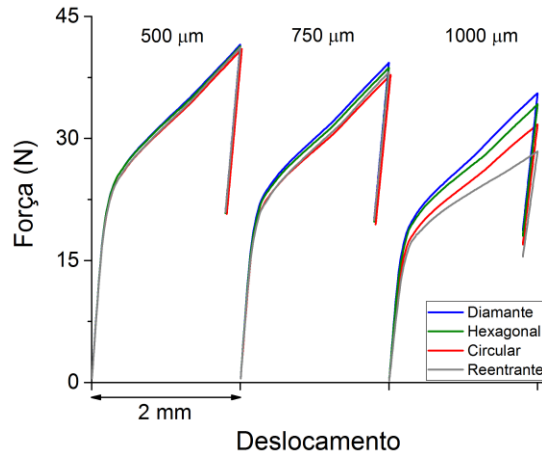
Figura 55. Distribuição da fração global de martensita em ($t = 2$ s) nos grampos ortopédicos sólido e arquitetados (1000 μm).



De acordo com a Fig. 55 observa-se que apenas no grampo ortopédico arquitetado de topologia reentrante houve uma reorientação da martensita na região tracejada, isto se deve a rotação (plano XY) que tal topologia de vazio sofreu, quando deformado.

A resposta força – deslocamento possui as componentes de deslocamento e de força mensuradas na face de aplicação do deslocamento prescrito e na face de simetria, respectivamente, ambos na direção X, como mostra a Fig. 56.

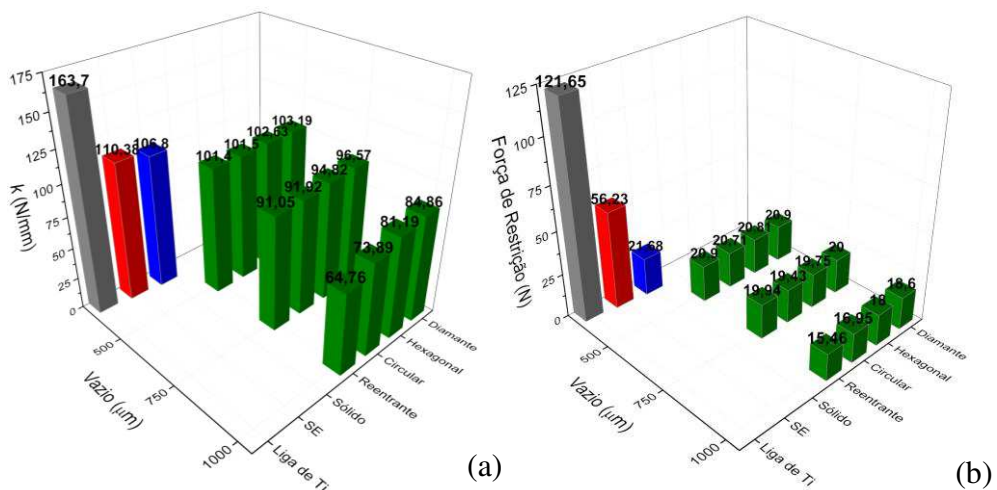
Figura 56. Resposta força – deslocamento dos grampos ortopédicos arquitetados.



De acordo com a Fig. 56 observa-se uma redução dos níveis máximos de força com o aumento da dimensão do vazio. Este comportamento está diretamente relacionado à densidade relativa dos grampos ortopédicos arquitetados (Ver Fig. 35).

A partir da resposta força – deslocamento determinam-se a rigidez e a força de restrição para os grampos ortopédicos arquitetados, como mostram as Fig. 57 (a) e (b). Adicionalmente, são incluídas as propriedades funcionais dos grampos ortopédicos sólidos de LMF SE (SE) e de uma liga de Ti (Liga de Ti).

Figura 57. Propriedades funcionais dos grampos ortopédicos. (a) Rigidez. (b) Força de Restrição.



De acordo com a Fig. 57 observa-se uma redução das propriedades funcionais com o aumento da dimensão do vazio, como também uma redução em relação aos grampos sólido, SE e Liga de Ti. Os valores da força de restrição de aproximadamente 20 N para os grampos ortopédicos arquitetados são comparáveis com a literatura segundo RUSSELL, (2009).

Dentre os grampos ortopédicos arquitetados, a topologia reentrante (1000 μm) alcançou reduções de aproximadamente 39 % e 28 % para a rigidez e força de restrição, respectivamente, enquanto a topologia diamante (1000 μm) alcançou reduções de aproximadamente 20,5 % e 14 % para a rigidez e força de restrição, respectivamente, ambos em relação ao grampo ortopédico sólido. Este comportamento indica a influência da topologia do vazio onde segundo GIBSON e ASHBY, (1997), as funcionalidades mecânicas de sólidos celulares estão diretamente relacionadas à sua densidade relativa e de acordo com a Fig. 35, a topologia reentrante possui uma densidade relativa superior às topologias circular e hexagonal e apesar disso, apresentou os menores valores de rigidez e força de restrição dentre os grampos ortopédicos arquitetados com dimensão de 1000 μm .

Para as dimensões de vazio de 500 μm e 750 μm , observa-se um aumento da força de restrição segundo a sequência de evolução da densidade relativa (Ver Fig. 35) para todas as topologias analisadas nos grampos ortopédicos arquitetados.

As Figuras 58 (a) e (b) mostram a distribuição da tensão principal máxima (MPa) e fração global de martensita (%) para os fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados. De acordo com as Fig. 58 (a) e (b), os valores máximo e mínimo da tensão principal máxima encontram-se nas faces de aplicação do deslocamento e coincidem com as arestas agudas (Ver Fig. 33). A distribuição da tensão principal máxima e fração global de martensita foram determinadas no plano médio, como mostrado na Fig. 47 (a).

Avaliando-se comparativamente a distribuição de tensão principal máxima em um ponto de referência, localizado no plano médio (eixo Z) e distante 0,75 mm e 0,1 mm, nos eixos X e Y, respectivamente, de acordo com o sistema global de coordenadas, observa-se a redução da tensão principal máxima com o aumento da dimensão do vazio para todas as topologias analisadas em relação ao fixador ortopédico do tipo *embracing* sólido, como mostra a Fig 59.

Figura 58. Distribuição em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.

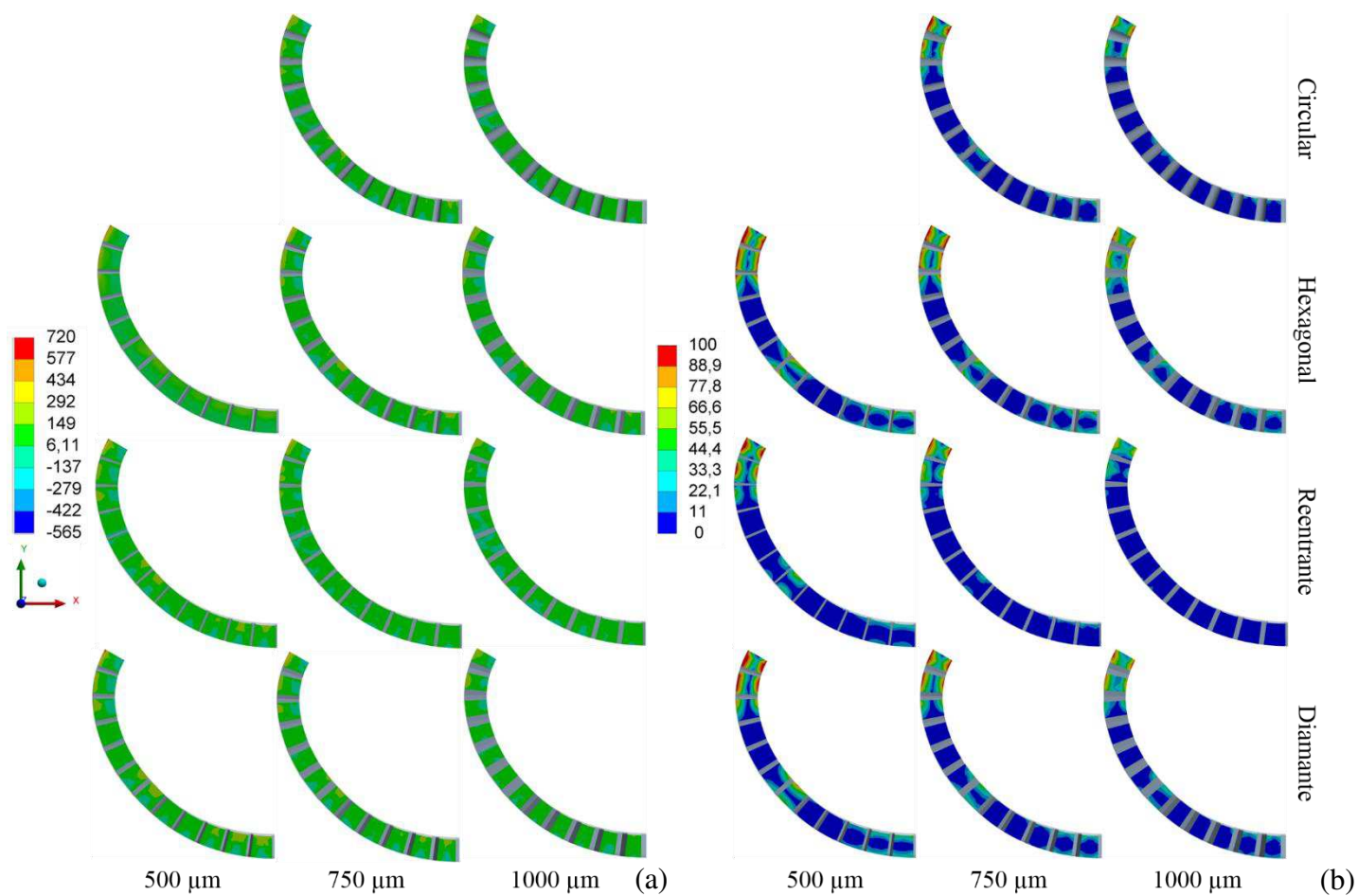
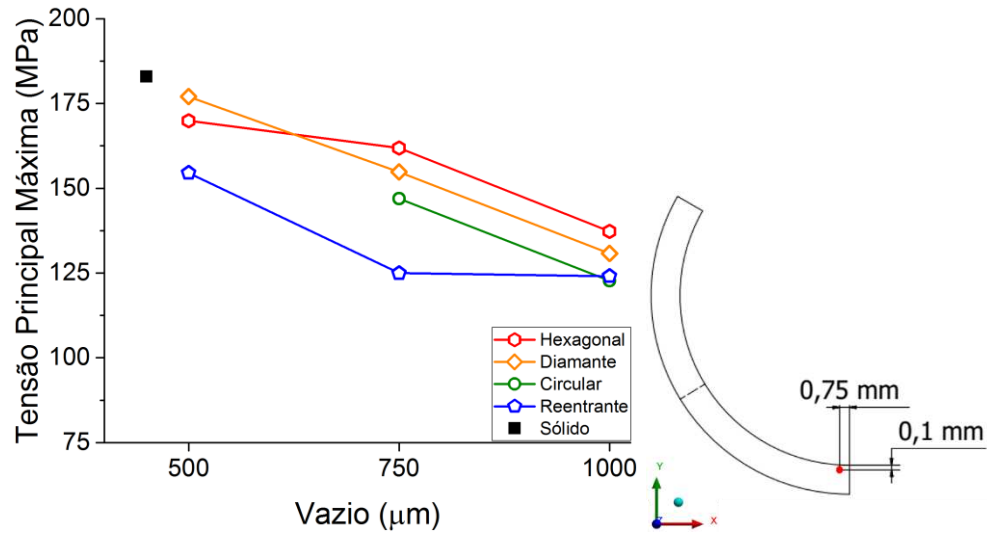
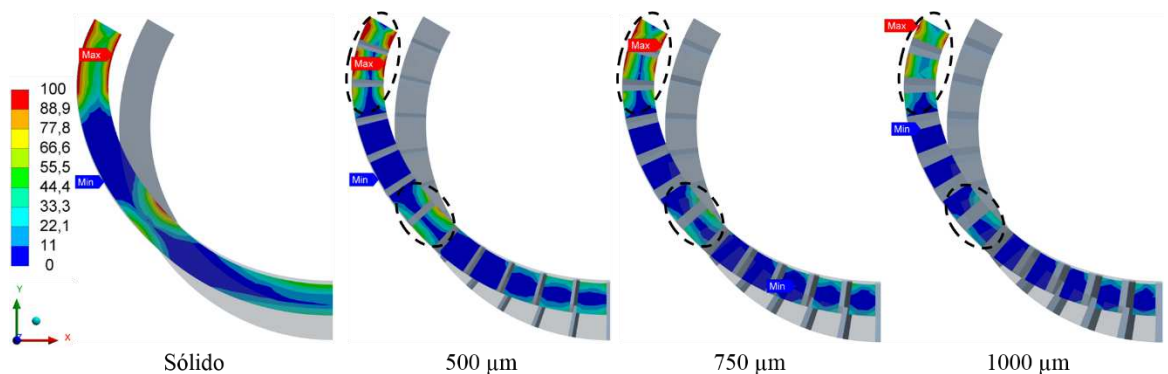


Figura 59. Comportamento da tensão principal máxima ($t = 2$ s) no ponto de referência para os fixadores ortopédicos do tipo *embracing* sólido e arquitetados.



De acordo com a Fig. 59 entre os fixadores ortopédicos do tipo *embracing* sólido e arquitetado com topologia reentrante ($1000 \mu\text{m}$) observa-se uma redução na tensão principal máxima de aproximadamente 32 %. A redução da tensão principal máxima com o aumento da dimensão do vazio acarreta em uma redistribuição da tensão e conseqüentemente na fração global de martensita, como mostra a Fig. 60, em que apresenta os fixadores ortopédicos do tipo *embracing* sólido e arquitetados de topologia diamante.

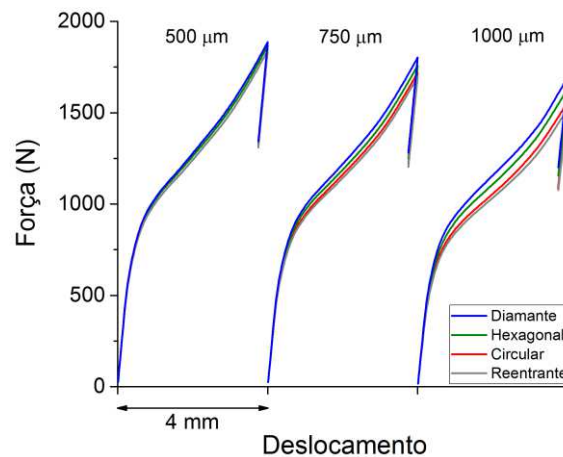
Figura 60. Distribuição da fração global de martensita em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo *embracing* sólido e arquitetados de topologia diamante.



De acordo com a Fig. 60 observa-se a redução da fração de martensita (áreas tracejadas) com o aumento do tamanho do vazio

A resposta força – deslocamento possui as componentes de deslocamento e de força mensuradas nas faces de aplicação do deslocamento prescrito e na face de simetria, respectivamente, ambos na direção X , como mostra a Fig. 61.

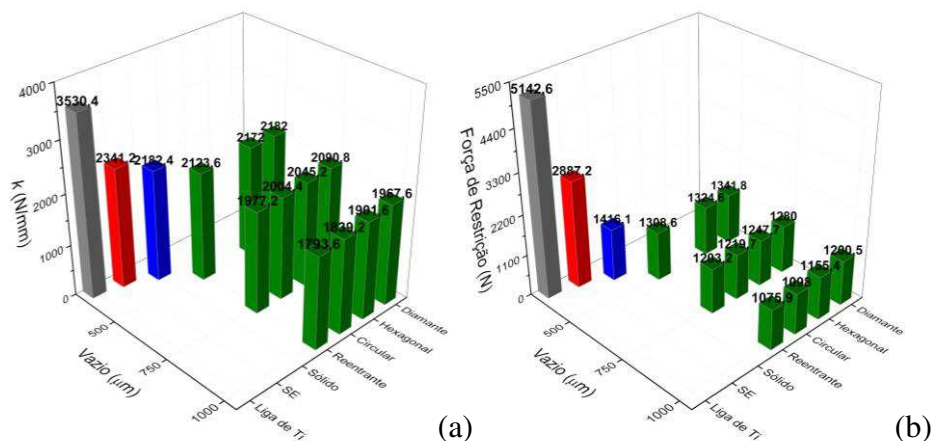
Figura 61. Resposta força – deslocamento dos fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados.



De acordo com a Fig. 61 observa-se uma redução dos níveis máximos de força com o aumento da dimensão do vazio. Este comportamento está diretamente relacionado à densidade relativa dos fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados (Ver Fig. 35).

A partir da resposta força – deslocamento determinam-se a rigidez e a força de restrição para os fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados, como mostram as Fig. 52 (a) e (b). Adicionalmente, são incluídas as propriedades funcionais dos fixadores ortopédicos do tipo *embracing* sólidos de LMF SE (SE) e de uma liga de Ti (Liga de Ti).

Figura 62. Propriedades funcionais dos fixadores ortopédicos do tipo *embracing*. (a) Rigidez. (b) Força de Restrição.



De acordo com a Fig. 62 observa-se uma redução das propriedades funcionais com o aumento da dimensão do vazio, como também uma redução em relação aos grampos sólido, SE e Liga de Ti.

Dentre os fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados, a topologia reentrante (1000 μm) alcançou reduções de aproximadamente 18 % e 24 % para a rigidez e força de restrição, respectivamente, enquanto a topologia diamante (1000 μm) alcançou reduções de aproximadamente 9,8 % e 15 % para a rigidez e força de restrição, respectivamente, ambos em relação ao fixador ortopédico do tipo *embracing* sólido. Este comportamento indica a influência da topologia do vazio, onde segundo GIBSON e ASHBY, (1997), as funcionalidades mecânicas de sólidos celulares estão diretamente relacionadas à sua densidade relativa e de acordo com a Fig. 35, a topologia reentrante possui uma densidade relativa superior às topologias circular e hexagonal e apesar disso, apresentou os menores valores de rigidez e força de restrição dentre os fixadores ortopédicos do tipo *embracing* arquitetados.

As Figuras 63 (a) e (b) mostram a distribuição da tensão principal máxima (MPa) e fração global de martensita (%) para os fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados. De acordo com as Fig. 63 (a) e (b), os valores máximo e mínimo da tensão principal máxima encontram-se nas faces de aplicação do deslocamento e coincidem com as arestas agudas (Ver Fig. 34). A distribuição da tensão principal máxima e fração global de martensita foram determinadas no plano médio, como mostrado na Fig. 50 (a).

Avaliando-se comparativamente a distribuição de tensão principal máxima em um ponto de referência, localizado no plano médio (eixo X) e distante 0,6 mm e 0,1 mm, nos eixos Y e Z, respectivamente, de acordo com o sistema global de coordenadas, observa-se a redução da tensão principal máxima com o aumento da dimensão do vazio para todas as topologias analisadas em relação ao fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido, como mostra a Fig 64.

Figura 63. Distribuição em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados. (a) Tensão principal máxima. (b) Fração global de martensita.

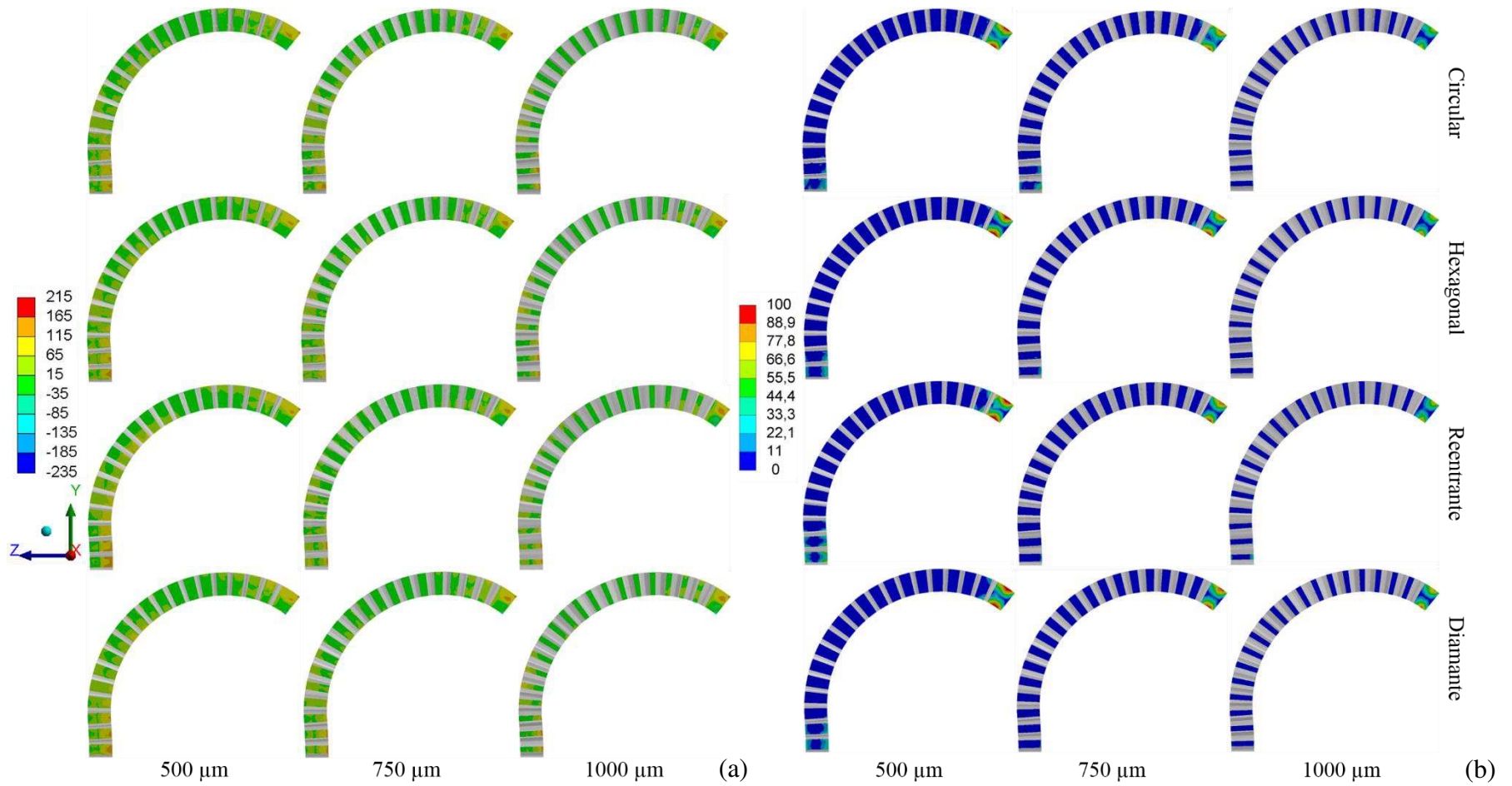
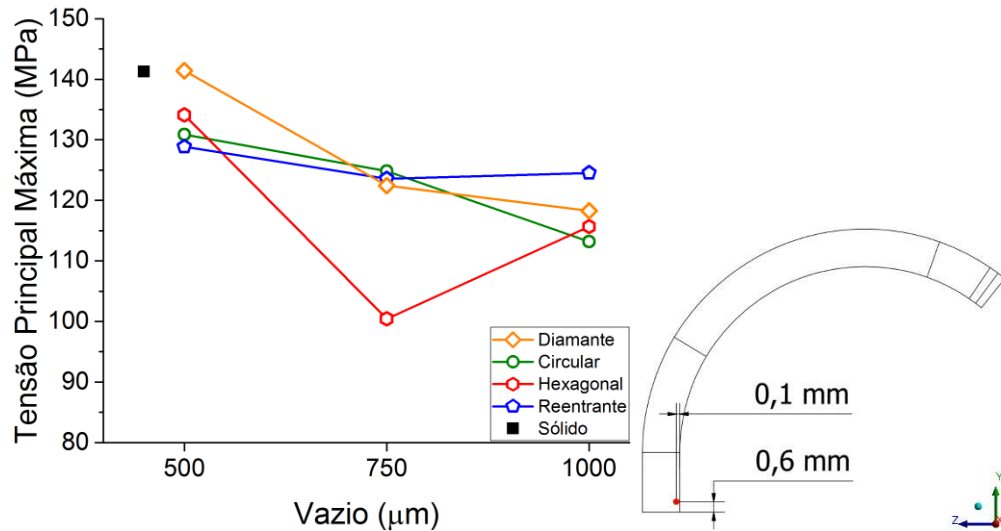
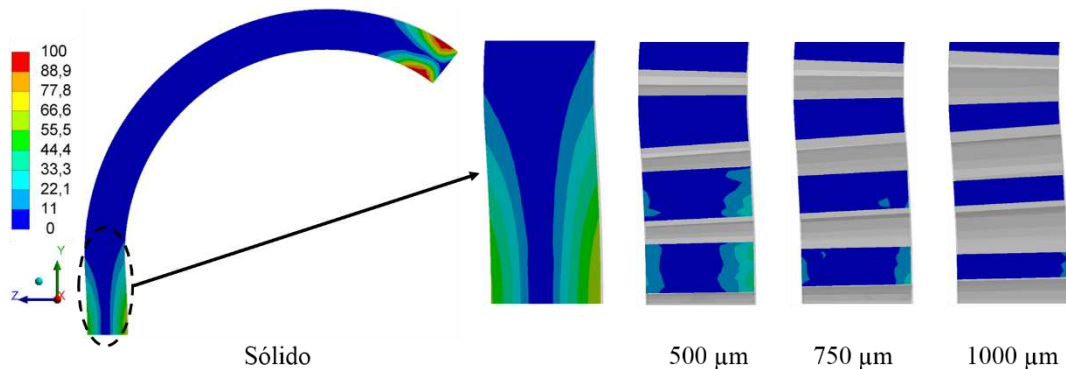


Figura 64. Comportamento da tensão principal máxima ($t = 2$ s) no ponto de referência para os fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* sólido e arquitetados.



De acordo com a Fig. 64 entre os fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* sólido e arquitetado com topologia hexagonal ($750 \mu\text{m}$) observa-se uma redução na tensão principal máxima de aproximadamente 30 %. A redução da tensão principal máxima com o aumento da dimensão do vazio acarreta em uma redistribuição do campo de tensão e consequentemente na fração global de martensita, como mostra a Fig. 65, em que apresenta em detalhe os fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* sólido e arquitetados de topologia hexagonal.

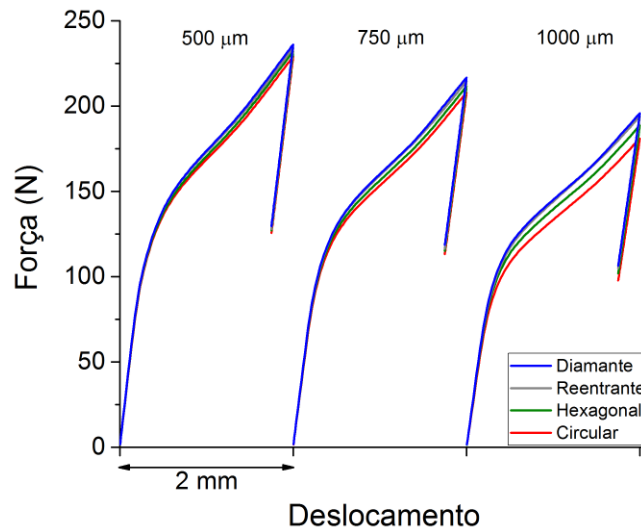
Figura 65. Distribuição da fração global de martensita em ($t = 2$ s) nos fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* sólido e arquitetados de topologia hexagonal.



De acordo com a Fig. 65 observa-se a redução da fração de martensita (áreas tracejadas) com o aumento do tamanho do vazio.

A resposta força – deslocamento possui as componentes de deslocamento e de força mensuradas nas faces de aplicação do deslocamento prescrito e na face de simetria, respectivamente, ambos na direção Y , como mostra a Fig. 66.

Figura 66. Resposta força – deslocamento dos fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados.

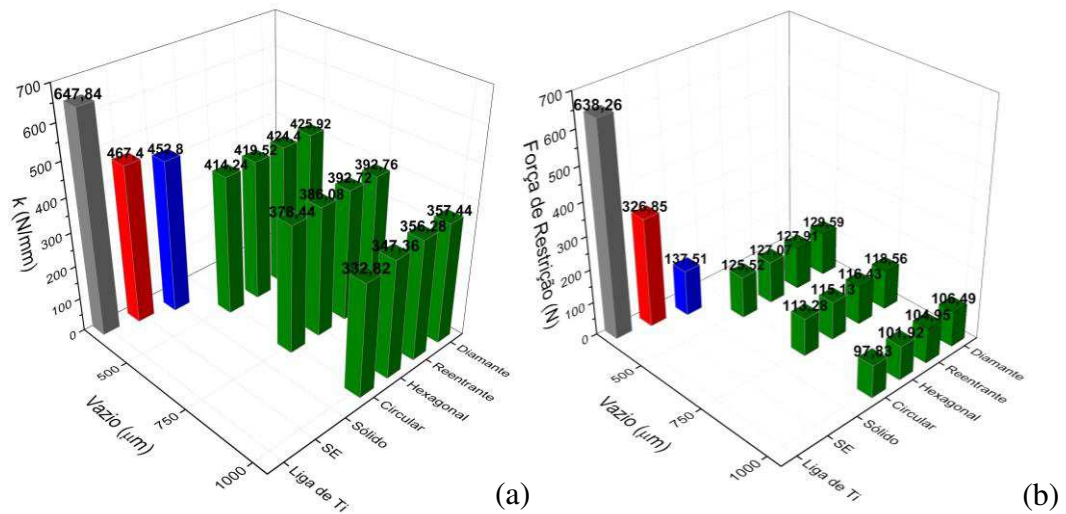


De acordo com a Fig. 66 observa-se uma redução dos níveis máximos de força com o aumento da dimensão do vazio. Este comportamento está diretamente relacionado à densidade relativa dos fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados (Ver Fig. 35).

A partir da resposta força – deslocamento determinam-se a rigidez e a força de restrição para os fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados, como mostram as Fig. 67 (a) e (b). Adicionalmente, são incluídas as propriedades funcionais dos fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* sólidos de LMF SE (SE) e de uma liga de Ti (Liga de Ti).

Figura 67. Propriedades funcionais dos fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator*.

(a) Rigidez. (b) Força de Restrição.



De acordo com a Fig. 67 observa-se uma redução das propriedades funcionais com o aumento da dimensão do vazio, como também uma redução em relação aos grampos sólido, SE e Liga de Ti.

Dentre os fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator* arquitetados, a topologia circular (1000 μm) alcançou reduções de aproximadamente 26,5 % e 28 % para a rigidez e força de restrição, respectivamente, enquanto a topologia diamante (1000 μm) alcançou reduções de aproximadamente 21 % e 22,5 % para a rigidez e força de restrição, respectivamente, ambos em relação ao fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator* sólido. Este comportamento indica a influência da densidade relativa, onde segundo GIBSON e ASHBY, (1997), as funcionalidades mecânicas de sólidos celulares estão diretamente relacionadas à sua densidade relativa, observando-se um aumento da rigidez e força de restrição segundo a sequência de evolução da densidade relativa (Ver Fig. 35) dos fixadores ortopédicos do tipo *patellar concentrator*.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, alguns **protótipos de fixadores ortopédicos** do tipo **grampo**, **embracing** e **patellar concentrator** arquitetados de LMF Ni-Ti foram **concebidos e analisados numericamente** usando o **método dos elementos finitos** por meio do software comercial ANSYS. Essa etapa é necessária antes de passar à fase de produção futura usando fundição de precisão. Poros (vazios) de topologia hexagonal, circular, diamante e reentrante foram inscritos ao longo da estrutura de modelos de fixadores, sendo avaliadas a **influência da topologia do vazio** na resposta mecânica das peças, em termos da **variação de rigidez** e da **força de restrição** em função da **densidade relativa**.

Por meio da caracterização térmica e mecânica do material, observa-se que a **LMF 55,3Ni-Ti (% peso)** fabricada pelo processo FAI encontra-se em uma região de transição entre as transformações de fase austenítica e martensítica, para a temperatura de 37°C. Logo, a liga pode ser considerada como **termoativada** para **aplicações biomédicas**, ou seja, $A_f > 37^\circ\text{C} > M_s$. Foi possível também obter os **parâmetros do modelo constitutivo** implementado no **software comercial ANSYS**.

Foram concebidos **fixadores ortopédicos arquitetados com base na LMF 55,3Ni-Ti (% peso)**. Por meio da introdução de diferentes **arquiteturas** (topologias) de **poros** (vazios) foram alcançados valores de densidade relativa da ordem de **68 %** para o grampo ortopédico, **90 %** para o fixador ortopédico do tipo *embracing* e **84 %** para o fixador ortopédico do tipo *patellar concentrator*.

Dentre os **grampos ortopédicos arquitetados**, o uso da topologia **reentrante (vazio de 1000 µm)** permitiu alcançar reduções de aproximadamente **39 %** e **28 %** para a rigidez e força de restrição, respectivamente; dentre os fixadores ortopédicos do tipo **embracing arquitetados**, a topologia **reentrante (vazio de 1000 µm)** levou a reduções de aproximadamente **18 %** e **24 %** para a rigidez e força de restrição, respectivamente; e por último, dentre os fixadores ortopédicos do tipo **patellar concentrator arquitetados**, a topologia **circular (vazio de 1000 µm)** originou reduções de aproximadamente **26,5 %** e **28 %** para a rigidez e força de restrição, respectivamente. Todos estes valores de redução são em relação aos fixadores ortopédicos sólidos, sem vazios.

Finalmente, conclui-se que a introdução de poros (vazios) com diferentes arquiteturas (topologias) em fixadores ortopédicos fabricados em LMF Ni-Ti pode permitir a customização de dispositivos biomédicos destes materiais pela possibilidade da variação

de propriedades funcionais que tem impacto direto na osseointegração e regeneração óssea (rigidez e força de compressão).

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Fabricar os fixadores ortopédicos sólido e arquitetados do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti por processos de fundição de precisão aliado às técnicas de prototipagem rápida;
- Realizar estudos de corrosão e biocompatibilidade dos fixadores ortopédicos sólido e arquitetados do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti obtidos por técnicas de fundição de precisão;
- Caracterizar os fixadores ortopédicos sólido e arquitetados do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti objetivando a validação das análises numéricas pelo método de elementos finitos;
- Realizar as análises numéricas pelo método de elementos finitos dos fixadores ortopédicos sólido e arquitetados do tipo grampo, *embracing* e *patellar concentrator* de LMF Ni-Ti considerando a região óssea.

REFERÊNCIAS

ANSYS, Inc. **ANSYS® Documentation**, Release 15.0., 2013.

AIYER, A.; RUSSELL, N. A.; PELLETIER, M. H.; MYERSON, M.; WALSH, W. R. The Impact of Nitinol Staples on the Compressive Forces, Contact Area, and Mechanical Properties in Comparison to a Claw Plate and Crossed Screws for the First Tarsometatarsal Arthrodesis. **Foot & Ankle Specialist**, v. 9, n. 3, p. 232–240, 10 jun. 2016.

ALVES FILHO, A. **Elementos Finitos: A Base da Tecnologia CAE**. 5 ed. São Paulo: Editora Érica, 2007.

ALVES FILHO, A. **Elementos Finitos: A Base da Tecnologia CAE: análise não linear**. 1 ed. São Paulo: Editora Érica, 2012.

ASHBY, M. Designing architected materials. **Scripta Materialia**, v. 68, n. 1, p. 4–7, 1 jan. 2013.

ASHBY, M. F. **Metal foams : a design guide**. 1 ed. Butterworth-Heinemann, 2000.

ASHRAFI, M. J.; AMERINATANZI, A.; SAEBI, Z.; MOGHADDAM, N. S.; MEHRABI, R.; KARACA, H.; ELAHINIA, M. Shape memory response of cellular lattice structures: unit cell finite element prediction. **Mechanics of Materials**, 3 jul. 2018.

ASTM INT. Standard Test Method for Transformation Temperature of Nickel-Titanium Alloys by thermal analysis. **Annual Book of ASTM Standards**, v. 05, n. Reapproved 2010, p. 7–10, 2009.

AURICCHIO, F.; CODA, A.; REALI, A.; URBANO, M. SMA Numerical Modeling Versus Experimental Results: Parameter Identification and Model Prediction Capabilities. **Journal of Materials Engineering and Performance**, v. 18, n. 5–6, p. 649–654, 24 ago. 2009.

AURICCHIO, F.; PETRINI, L. Improvements and algorithmical considerations on a recent three-dimensional model describing stress-induced solid phase transformations.

International Journal for Numerical Methods in Engineering, v. 55, n. 11, p. 1255–1284, 20 dez. 2002.

AURICCHIO, F.; PETRINI, L. A three-dimensional model describing stress-temperature induced solid phase transformations: solution algorithm and boundary value problems. **International Journal for Numerical Methods in Engineering**, v. 61, n. 6, p. 807–836, 14 out. 2004.

BALDWIN, J. L.; HOUSE, C. K. Anatomic Dimensions of the Patella Measured During Total Knee Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 20, n. 2, p. 250–257, 1 fev. 2005.

BOYD, J. G.; LAGOUDAS, D. C. A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. Part I. The monolithic shape memory alloy. **International Journal of Plasticity**, v. 12, n. 6, p. 805–842, 1996.

BRNO, D. H. **On the precipitation in NiTi based shape memory alloys**. 2005. Thesis. (Faculty of Science). Masaryk University.

CHOWDHURY, P. Frontiers of Theoretical Research on Shape Memory Alloys: A General Overview. **Shape Memory and Superelasticity**, v. 4, n. 1, p. 26–40, 8 mar. 2018.

DAI, K. R.; WU, X. T.; ZU, X. S. An Investigation of the Selective Stress-Shielding Effect of Shape-Memory Sawtooth-Arm Embracing Fixator. **Materials Science Forum**, v. 394–395, p. 17–24, 2002.

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, 1 abr. 2009.

DESHPANDE, V. S.; FLECK, N. A.; ASHBY, M. F. Effective properties of the octet-truss lattice material. **Journal of the Mechanics and Physics of Solids**, v. 49, n. 8, p. 1747–1769, 1 ago. 2001.

EVANS, K. E.; ALDERSON, A. Auxetic Materials: Functional Materials and Structures from Lateral Thinking! **Advanced Materials**, v. 12, n. 9, p. 617–628, 1 maio 2000.

EVANS, K. E.; NKANSAH, M. A.; HUTCHINSON, I. J.; ROGERS, S. C. Molecular network design. **Nature**, v. 353, n. 6340, p. 124–124, 12 set. 1991.

FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **Um Primeiro Curso em Elementos Finitos**. 1 ed. LTC, 2007.

GIBSON, L. J.; ASHBY, M. F. **Cellular Solids: Structure and Properties**. 2 ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1997.

HALUK YETKIN, ERDAL CILA, ULUNAY KANATLI, AYKIN SIMSEK, A. S. Orthopaedic Applications of Shape Memory Staples. **Gazi Medical Journal**, v. 10, n. 4, p. 153–155, 1999.

HASSAN, M. R.; SCARPA, F.; RUZZENE, M.; MOHAMMED, N. A. Smart shape memory alloy chiral honeycomb. **Materials Science and Engineering: A**, v. 481–482, p. 654–657, 25 maio 2008.

HATIRA, F. BEN; SAIDANE, K. A Thermo-Mechanical Behavior Simulation of a NiTi Staple Used for the Correction of Idiopathic Scoliosis. **Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology**, v. 3, p. 61–69, 2012.

HESSE, T.; GHORASHI, M.; INMAN, D. J. Shape Memory Alloy in Tension and Compression and its Application as Clamping-Force Actuator in a Bolted Joint: Part 1 — Experimentation. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, v. 15, n. 8, p. 577–587, 27 ago. 2004.

HOON, Q. J.; PELLETIER, M. H.; CHRISTOU, C.; JOHNSON, K. A.; WALSH, W. R. Biomechanical evaluation of shape-memory alloy staples for internal fixation—an in vitro study. **Journal of Experimental Orthopaedics**, 2016.

KARAGEORGIU, V.; KAPLAN, D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. **Biomaterials**, v. 26, n. 27, p. 5474–5491, 1 set. 2005.

KAWAKITA, E.; WANG, Z.; KATO, T.; INABA, T.; KASAI, Y. Basic Research on a Cylindrical Implant Made of Shape-Memory Alloy for the Treatment of Long Bone Fracture. **The Open Orthopaedics Journal**, v. 6, n. 1, p. 239–244, 29 jun. 2012.

KLOTZ, U. E.; HEISS, T. Evaluation of crucible and investment materials for lost wax investment casting of Ti and NiTi alloys. **International Journal of Cast Metals Research**, v. 27, n. 6, p. 341–348, 27 dez. 2014.

KO, C.; YANG, M.; BYUN, T.; LEE, S.-W. Design factors of femur fracture fixation plates made of shape memory alloy based on the Taguchi method by finite element analysis. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, p. e2967, 24 mar. 2018.

KOLKEN, H. M. A.; ZADPOOR, A. A. Auxetic mechanical metamaterials. **RSC Advances**, v. 7, n. 9, p. 5111–5129, 17 jan. 2017.

KRONE, L.; MENTZ, J.; BRAM, M.; BUCHKREMER, H. P.; STÖVER, D.; WAGNER, M.; EGGELER, G.; CHRIST, D.; REESE, S.; BOGDANSKI, D.; KÖLLER, M.; ESENWEIN, S. A.; MUHR, G.; PRYMAK, O.; EPPLE, M. The potential of powder metallurgy for the fabrication of biomaterials on the basis of nickel-titanium: A case study with a staple showing shape memory behaviour. **Advanced Engineering Materials**, 2005.

LAGOUDAS, D. C. **Shape memory alloys : modeling and engineering applications**. 1 d. Springer, 2008.

LASTER, Z.; MACBEAN, A. D.; AYLIFFE, P. R.; NEWLANDS, L. C. **Fixation of a frontozygomatic fracture with a shape-memory staple** **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 2001.

LECCE, L.; CONCILIO, A. **Shape memory alloy engineering : for aerospace, structural and biomedical applications**. 1 ed. Butterworth-Heinemann, 2014.

LI, H.; MAO, Y.; QU, X.; ZHAO, X.; DAI, K.; ZHU, Z. Nickel-Titanium Shape-Memory Sawtooth-Arm Embracing Clamp for Complex Femoral Revision Hip Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 31, n. 4, p. 850–856, 1 abr. 2016.

LI, Q.; MAI, Y. W. **Biomaterials for implants and scaffolds**. 1 d. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2017.

LIM, T.-C. **Auxetic Materials and Structures**. 1 d. Singapore: Springer Singapore, 2015.

LUE, T. H.; FENG, L. W.; JUN, W. M.; YIN, L. W. Management of comminuted patellar fracture with non-absorbable suture cerclage and Nitinol patellar concentrator. **Injury**, v. 45, n. 12, p. 1974–1979, 1 dez. 2014.

MACHADO, G.; LOUCHE, H.; ALONSO, T.; FAVIER, D. Superelastic cellular NiTi tube-based materials: Fabrication, experiments and modeling. **Materials & Design**, v. 65, p. 212–220, 1 jan. 2015.

MACHADO, L. G.; SAVI, M. A. Medical applications of shape memory alloys. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 36, n. 6, p. 683–691, jun. 2003.

NOVAK, N.; VESENJAK, M.; REN, Z. Auxetic Cellular Materials - a Review. **Strojniški vestnik – Journal of Mechanical Engineering**, v. 62, n. 9, p. 485–493, 15 set. 2016.

ÖCHSNER, A.; AUGUSTIN, C. **Multifunctional metallic hollow sphere structures : manufacturing, properties and application**. 1 d. Springer, 2009.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C. M. **Shape memory materials**. 1 ed. Cambridge University Press, 1998.

PAIVA, A.; SAVI, M. A. An overview of constitutive models for shape memory alloys. **Mathematical Problems in Engineering**, v. 2006, p. 1–30, 16 maio 2006.

RASHED, M. G.; ASHRAF, M.; MINES, R. A. W.; HAZELL, P. J. Metallic microlattice materials: A current state of the art on manufacturing, mechanical properties and applications. **Materials & Design**, v. 95, p. 518–533, 5 abr. 2016.

REIS, R. P. B. **Desenvolvimento de um equipamento para caracterização térmica de atuadores de ligas com memória de forma usando o efeito termoelétrico**. 2010. Dissertação. (Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais) –Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais. Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grade - PB.

RETHNAM, U.; KUIPER, J.; MAKWANA, N. Mechanical characteristics of three staples commonly used in foot surgery. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 2, n. 1, p. 5, 25 dez. 2009.

RONDELLI, G. Corrosion resistance tests on NiTi shape memory alloy. **Biomaterials**, v. 17, n. 20, p. 2003–2008, 1 out. 1996.

RUSSELL, S. M. Design Considerations for Nitinol Bone Staples. **Journal of Materials Engineering and Performance**, v. 18, n. 5–6, p. 831–835, 27 ago. 2009.

SALEEB, A. F.; DHAKAL, B.; OWUSU-DANQUAH, J. S. Assessing the performance characteristics and clinical forces in simulated shape memory bone staple surgical procedure: The significance of SMA material model. **Computers in Biology and Medicine**, 2015.

SALEEB, A. F.; PADULA, S. A.; KUMAR, A. A multi-axial, multimechanism based constitutive model for the comprehensive representation of the evolutionary response of SMAs under general thermomechanical loading conditions. **International Journal of Plasticity**, v. 27, n. 5, p. 655–687, 2011.

SANTOS, P. L. L. DOS; SILVA, P. C. S. DA; ARAÚJO, C. J. DE. CARACTERIZAÇÃO TÉRMICA E MECÂNICA DE UMA CÉLULA AUXÉTICA 2D OBTIDA POR MICRO-SOLDAGEM TIG DE FIOS DE LMF Ni-Ti. In. Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 10., 2018. Salvador. **Anais...** Salvador: ABCM, 2018.

SCHAEDLER, T. A.; CARTER, W. B. Architected Cellular Materials. **Annual Review of Materials Research**, v. 46, n. 1, p. 187–210, 1 jul. 2016.

SHAW, J. A.; GRUMMON, D. S.; FOLTZ, J. Superelastic NiTi honeycombs: fabrication and experiments. **Smart Materials and Structures**, v. 16, n. 1, p. S170–S178, 1 fev. 2007.

SHAW, J. A.; KYRIAKIDES, S. Thermomechanical aspects of NiTi. **Journal of the Mechanics and Physics of Solids**, v. 43, n. 8, p. 1243–1281, 1995.

SIMÕES, J. DE B. **FABRICAÇÃO DE COMPONENTES MINIATURIZADOS DE LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA NI-TI USANDO FUNDIÇÃO DE PRECISÃO**. 2016. Tese. (Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais) –Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais. Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grade - PB.

SOUZA, A. C.; MAMIYA, E. N.; ZOUAIN, N. Three-dimensional model for solids undergoing stress-induced phase transformations. **European Journal of Mechanics - A/Solids**, v. 17, n. 5, p. 789–806, 1 set. 1998.

SU, J.; LIU, X.; YU, B.; LI, Z.; LI, M.; ZHANG, C. Shape memory Ni-Ti alloy swan-like bone connector for treatment of humeral shaft nonunion. **International Orthopaedics**, v. 34, n. 3, p. 369–375, 7 mar. 2010.

SURESH, K. S.; LAHIRI, D.; AGARWAL, A.; SUWAS, S. Microstructure dependent elastic modulus variation in NiTi shape memory alloy. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 633, p. 71–74, 5 jun. 2015a.

TANIGUCHI, N.; FUJIBAYASHI, S.; TAKEMOTO, M.; SASAKI, K.; OTSUKI, B.; NAKAMURA, T.; MATSUSHITA, T.; KOKUBO, T.; MATSUDA, S. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. **Materials Science and Engineering: C**, v. 59, p. 690–701, 1 fev. 2016.

WANG, X.; XU, S.; ZHOU, S.; XU, W.; LEARY, M.; CHOONG, P.; QIAN, M.; BRANDT, M.; XIE, Y. M. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. **Biomaterials**, v. 83, p. 127–141, 2016.

WAYMAN, C. M. Shape memory and related phenomena. **Progress in Materials Science**, v. 36, p. 203–224, 1 jan. 1992.

XIONG, Y.; DU, Q.; WANG, Z.; WANG, A. Shape memory embracing fixator for Vancouver type B and type C periprosthetic femoral fractures. **Acta orthopaedica Belgica**, v. 80, n. 3, p. 365–71, set. 2014.

XU, S. G.; ZHANG, C. C.; LI, S. C.; SU, J.; WANG, J. L. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Nitinol Patellar Concentrator and Its Clinical Significance. **Materials Science Forum**, v. 394–395, p. 45–48, 2002.

YAHIA, L. **Shape Memory Implants**. 1 ed. Springer Berlin Heidelberg, 2000.

YAMAUCHI, K. **Shape memory and superelastic alloys: technologies and applications**. 1 ed. Woodhead Pub, 2011.

YONEYAMA, T.; MIYAZAKI, S. **Shape memory alloys for biomedical applications**. 1 ed. Woodhead Publishing, 2009a.

ZHANG, Y.; WANG, P.; XIA, Y.; ZHOU, P.; XIE, Y.; XU, S.; ZHANG, C. Application of a Shape-Memory Alloy Concentrator in Displaced Patella Fractures: Technique and Long-Term Results. **The Journal of Knee Surgery**, v. 30, n. 02, p. 166–173, 20 maio 2016.

ZHAO, Q.; YANG, H.; WANG, L.; LIU, Z.; GU, X. Treatment of comminuted patellar fracture with the nitinol patellar concentrator. **Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies**, v. 25, n. 3, p. 171–175, 3 maio 2016.

ZHAO, X.; ZHU, Z.; SUN, Y.-H.; WANG, Y.; ZHAO, J.; ZHANG, Y.-J.; DAI, K.-R. Nickel-titanium shape-memory sawtooth-arm embracing fixator for periprosthetic femoral fractures. **International Orthopaedics**, v. 36, n. 3, p. 619–626, 30 mar. 2012.