



21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

COMPORTAMENTO TÉRMICO E MECÂNICO DE TELAS DE LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti OBTIDAS POR FUNDIÇÃO DE PRECISÃO

Eclys de Oliveira Soares Montenegro, eclys@hotmail.com¹

Jackson de Brito Simões, eng_jacksonsimoes@hotmail.com²

Carlos José de Araújo, carlos.araujo@ufcg.edu.br¹

Paulo César Sales da Silva, paulocesarsales@outlook.com¹

Wanderley Ferreira de Amorim Junior, wanderley.ferreira@ufcg.edu.br¹

¹Universidade Federal de Campina Grande, Rua Aprígio Veloso, 882 – Campina Grande, PB, Brasil, 58429-140.

²Universidade Federal Rural do Semi-Árido, RN 233, Km 01, Sítio Esperança II, Zona Rural - Caraúbas, RN, Brasil, 59780-000.

Resumo: Estudos recentes tem mostrado que as ligas com memória de forma (LMF) de Ni-Ti apresentam grande potencial para aplicações por serem materiais ativos que apresentam propriedades funcionais inexistentes em outros materiais metálicos. Estas propriedades de efeito de memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE), aliadas a biocompatibilidade desse material levaram à sua utilização no desenvolvimento de dispositivos médicos implantáveis. Nesse contexto, o presente trabalho consiste na caracterização térmica e mecânica de telas de LMF Ni-Ti produzidas por fundição de precisão com três geometrias celulares diferentes (circular, hexagonal e quadrada). As telas foram obtidas por um processo de fundição de precisão, que consiste de fusão por indução e moldagem por centrifugação (FIC). Para a caracterização térmica das telas obtidas foram realizados ensaios de calorimetria diferencial de varredura (DSC), enquanto a caracterização mecânica consistiu de ensaios de tração uniaxial a temperatura ambiente para diferentes deformações máximas. Os resultados mostraram que as telas produzidas apresentam a transformação de fase característica dos fenômenos de EMF e SE, além de deformações reversíveis da ordem de 4%, suficientes para potencializar aplicações biomédicas em substituição a telas de titânio puro, que não se beneficiam de propriedades funcionais.

Palavras-chave: Telas, Superelasticidade, Ligas com memória de forma, Ligas Ni-Ti.

1. INTRODUÇÃO

Os avanços na ciência e engenharia dos materiais aliado ao aumento da limitação de espaço e de logística, têm levado cientistas a procurar constantemente o desenvolvimento de materiais de alto desempenho para diversas aplicações, substituindo os sistemas multi-componentes e multi-materiais por sistemas mais leves e multifuncionais (Rao; Srinivasa; Reddy, 2015).

Frente a esse desenvolvimento, a partir da década de 50 foram descobertos alguns materiais metálicos que possuem a propriedade de recuperar grandes deformações, retornando à forma que possuíam anteriormente à solicitação mecânica, através da capacidade de responder de forma reversível às mudanças de temperatura e em suas propriedades físico-mecânicas (Otsuka & Wayman, 1998). As Ligas com Memória de Forma (LMF) fazem parte deste conjunto de materiais e podem ser utilizadas como sensores e atuadores combinados. Desta forma, podem “sentir” mudanças aos estímulos externos e desenvolver funções determinadas. Essas ligas podem apresentar, na temperatura da aplicação, o Efeito Memória de Forma (EMF) ou a Superelasticidade (SE). Dentre as ligas metálicas que apresentam EMF e/ou SE, destacam-se aquelas do sistema Ni-Ti, que vêm sendo empregadas tecnologicamente, com sucesso, em áreas tão diversas quanto engenharia, medicina e odontologia (Rao; Srinivasa; Reddy, 2015). Nas áreas médica e odontológica, as LMF do sistema Ni-Ti vêm substituindo com vantagens materiais de comportamento convencional, como aços inoxidáveis e algumas ligas de titânio, além de se mostrarem mais adequadas que outras ligas para algumas aplicações específicas (Lagoudas, 2008). Tal fato deve-se a alguns aspectos peculiares do comportamento deste material, cuja ocorrência simultânea é pouco comum, tais como biocompatibilidade (resistência à corrosão e baixa toxicidade), compatibilidade biomecânica (comportamento mecânico similar ao de materiais biológicos), resistência a deformações

localizadas (dobramento e torção), capacidade de recuperar grandes deformações, histerese e resistência à fadiga (Mahtabi; Shamsaei; Mitchell, 2015).

Nesse contexto, esse trabalho consiste na fabricação, caracterização térmica e mecânica de telas de LMF Ni-Ti com três geometrias celulares distintas (circular, hexagonal e quadrada) vislumbrando aplicações futuras tais como o desenvolvimento de dispositivos médicos implantáveis. Estruturas semelhantes vêm sendo atualmente fabricadas em titânio, como implantes biologicamente inertes e eficazes comumente utilizadas em cirurgia crânio-maxilo-facial como fixação para reconstituição de fraturas (Guo et al., 2012). Recentemente, Dickens et al. (2015) realizaram um estudo comparativo entre as forças de fixação de telas de titânio com o tradicional o uso de fios de aço inoxidável em fraturas na patela. Os resultados mostraram que não havia diferenças significativas no que diz respeito às forças de ancoragem envolvidas, porém, as telas apresentam uma menor propensão de causar dor ou irritação no joelho no pós-operatório, além da redução da taxa de reoperação. Desta forma, uma configuração de tela ou malha que forneça propriedades superiores de resistência nesse tipo de união, é um exemplo promissor de que a utilização de telas LMF Ni-Ti talvez possa promover a melhoria do tratamento dessa patologia.

Nesse estudo, as telas de LMF Ni-Ti foram obtidas usando um processo de fundição de precisão, que consiste em realizar a fusão por indução seguida de uma moldagem por centrifugação (FIC). Os produtos obtidos foram depois testadas no estado como produzido. Para a caracterização térmica das telas foram realizados ensaios de calorimetria diferencial de varredura (DSC) enquanto a caracterização mecânica consistiu de ensaios de tração uniaxial a temperatura ambiente para diferentes níveis de deformação.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Processo de Fabricação

Neste trabalho, selecionou-se para o material de partida uma LMF clássica do sistema Ni-Ti com composição equiatômica, para fabricação por meio do processo *Plasma Skull Push Pull* (PSPP). Esse método foi validado para fabricação de LMF por de Araújo et al. (2009). Essa composição foi selecionada para que o comportamento de SE pudesse ser observado em temperaturas próximas a ambiente (entre 25 °C e 30 °C).

Para fabricação das telas de LMF Ni-Ti a partir das ligas produzidas por PSPP foi utilizada a técnica de fundição de precisão por cera perdida. Nesta técnica, um modelo em cera na geometria e dimensões aproximadas do produto final são utilizados para confecção dos moldes. Desta forma, foram empregadas três geometrias distintas de telas em cera (circular, hexagonal e quadrada) para obtenção dos produtos finais, visando avaliar e comparar o comportamento térmico como também à influência do formato dessas células no comportamento mecânico das telas.

Para a obtenção dos moldes sólidos a partir dos modelos em cera, foi utilizado revestimento cerâmico indicado para ligas de titânio em aplicações da odontologia.

Em seguida, os moldes obtidos com o revestimento foram levados a um forno e submetidos a uma rampa de aquecimento a partir da temperatura ambiente até 950°C, a uma taxa de 20°C/min, permanecendo nessa temperatura durante 20 minutos para que seja realizada a cura do revestimento cerâmico e a completa remoção da cera.

Para a fundição final do botão de LMF Ni-Ti obtido por PSPP, foi utilizado o equipamento PowerCAST 1700, da marca EDG Equipamentos e Controles. O metal é colocado em um cadinho cerâmico, submetido a um fluxo de gás argônio e fundido por indução, tendo sua injeção no molde cerâmico realizada por centrifugação. A temperatura do molde no momento da injeção da LMF Ni-Ti no estado fundido foi de aproximadamente 800 °C (monitorada por uma pistola térmica com tecnologia infravermelha). Após a fundição e conformação por centrifugação, o revestimento cerâmico foi completamente removido manualmente utilizando o processo de jateamento de alumina em pó. O fluxograma do processo de fabricação das telas LMF Ni-Ti pode ser verificado na Fig. 1.

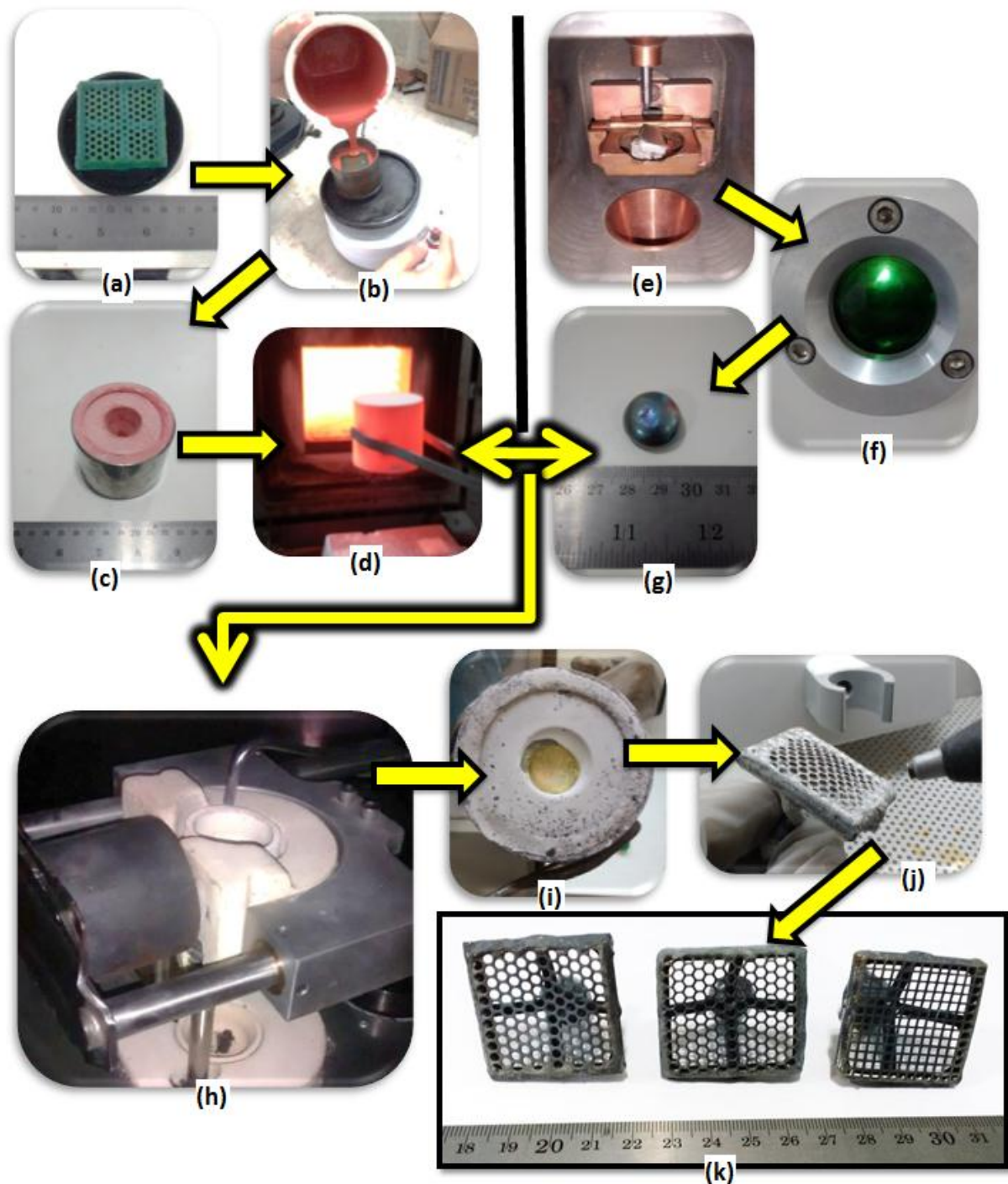


Figura 1. Fluxograma do processo de fabricação das telas de LMF Ni-Ti por meio de fundição de precisão. (a) Modelo da tela em cera. (b) Inclusão da lama cerâmica. (c) Secagem do molde. (d) Cura do molde em forno elétrico. (e) Câmara de fusão PSPP. (f) Tocha Plasma PSPP. (g) Botão de LMF Ni-Ti. (h) Câmara de fusão-injeção FIC. (i) Produto obtido de LMF Ni-Ti. (j) Limpeza e corte Tela Ni-Ti. (k) Telas LMF Ni-Ti.

2.2. Caracterização Térmica

As temperaturas de transformação de fase das telas de LMF Ni-Ti mostradas na Fig. 1(k) foram determinadas usando a técnica de calorimetria diferencial de varredura (DSC). Os ensaios foram realizados a uma taxa de 10 °C/min durante o aquecimento e resfriamento, segundo a norma ASTM F2004-05, com o intervalo de temperatura de -60 a 100 °C. A região escolhida para retirada das amostras para realização dos ensaios está localizada nas extremidades próximas aos canais de alimentação.

2.3. Ensaios de Tração

Para realizar os ensaios de tração nos corpos de prova (telas LMF Ni-Ti), utilizou-se uma máquina de ensaios modelo Electropuls E10000, da marca Instron. Para esses ensaios foi estabelecido que o comprimento útil a ser tracionado deve ser formado por no mínimo três células na direção longitudinal, correspondendo a 10 mm de comprimento, conforme indicado na Fig. 2. Os corpos de prova de cada geometria foram fixados utilizando uma garra do tipo jacaré, conforme pode ser observado na Fig. 2(b). As telas foram submetidas a ciclos de deformação a 1, 2, 3, 4, 5 e 6% deixando em cada ciclo de descarregamento uma força residual de 15 N. A velocidade de carregamento e descarregamento utilizada foi de 1%/min.

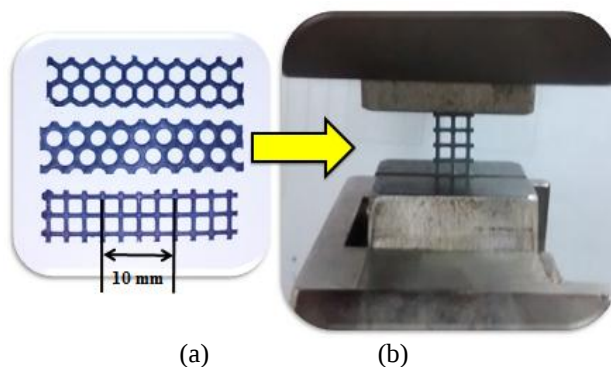


Figura 2. Corpos de prova das telas LMF Ni-Ti. (a) Imagem geral com comprimento útil. (b) Montagem para ensaio de tração.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1. Fabricação das Telas

A obtenção das telas de LMF Ni-Ti a partir de modelos em cera com geometrias distintas utilizando o processo de fundição de precisão foi realizado com sucesso. Os parâmetros para a fundição utilizados foram eficientes e garantiram total preenchimento do molde cerâmico. Na Figura 3 é possível visualizar as telas Ni-Ti com seus canais de alimentação após a remoção do revestimento e o produto de cada geometria após a remoção dos canais.

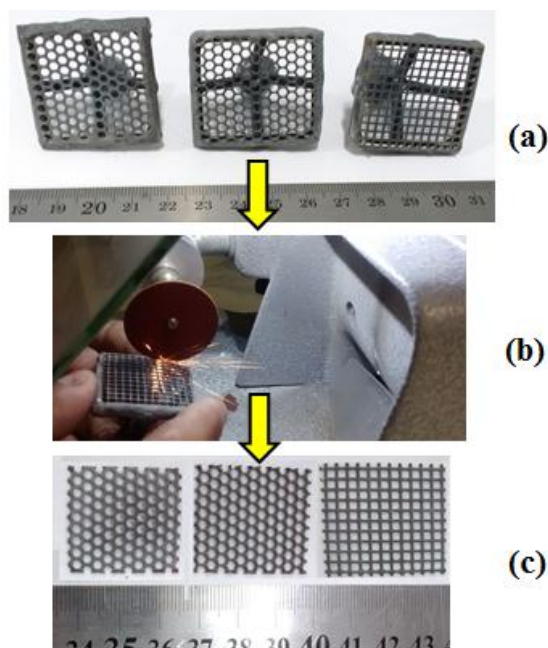


Figura 3. Telas de LMF Ni-Ti fabricadas pelo processo de fundição de precisão. (a) Estrutura fundida. (b) Operação de corte para retirada dos canais de alimentação. (c) Telas obtidas com células de geometria circular, hexagonal e quadrada.

Os produtos da Fig. 3(c) foram levados a um equipamento de medição óptica para avaliar comparativamente as dimensões específicas dos modelos em cera e das telas de LMF Ni-Ti no estado como produzido, sem nenhum processamento posterior. A partir de tais medições foi possível comparar o grau de precisão inerente ao processo de fundição por cera perdida utilizando essa configuração, bem como estimar a contração da liga fundida. Para cada geometria, foram realizadas 12 medições nas regiões ilustradas na Fig. 4 para os modelos em cera e para o metal solidificado das três geometrias de célula. Os resultados dessas medições estão resumidos na Tab. 1.

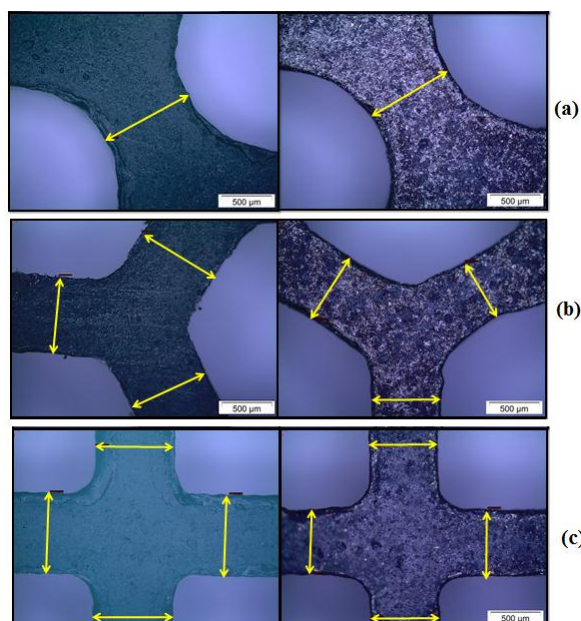


Figura 4. Avaliação dimensional das telas de cera e de LMF Ni-Ti. Medições feitas em microscópio ótico com aumento de 50x. (a) Espessura sólida da geometria circular. (b) Espessura sólida da geometria hexagonal. (c) Espessura sólida da geometria quadrada.

Tabela 1. Medições das dimensões definidas na Fig. 4 em microscópio ótico.

Geometria	○	⬡	□
Dimensão da Cera (mm)	$0,969 \pm 0,016$	$0,790 \pm 0,017$	$0,807 \pm 0,021$
Dimensão do Ni-Ti (mm)	$0,865 \pm 0,022$	$0,745 \pm 0,023$	$0,684 \pm 0,014$
Redução Dimensional (%)	10,7%	5,6%	15,2%

Os resultados da Tab. 1 revelam que houve uma contração do metal solidificado, com valores superiores a 5% em relação às dimensões do modelo em cera. Ficou evidente uma maior contração na tela com células de geometria quadrada em comparação às demais geometrias. A redução dimensional das telas fabricadas pode estar relacionada a fatores como a dilatação da cera durante o processo de cura, a contração de fundição que ocorre durante solidificação do metal e a expansão do revestimento cerâmico, que não foi suficiente para compensar a redução dimensional do metal fundido. Leal et al. (2006) discutiram que a compensação da contração do metal nas fundições que necessitam de alta precisão é bastante complexa devido à combinação de efeitos de expansão térmica e presa dos revestimentos.

3.2. Caracterização Térmica das Telas de Ni-Ti

A verificação da existência da transformação de fase e das respectivas temperaturas de transformação das telas de LMF Ni-Ti foram realizadas a partir de termogramas DSC. Na Figura 5 é mostrado o comportamento térmico de uma das telas LMF Ni-Ti, ilustrando o procedimento de obtenção das temperaturas de transformação para cada uma das geometrias mostradas na Tab. 2.

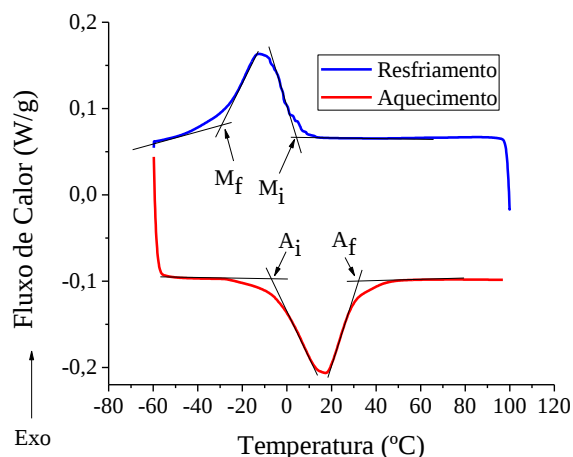


Figura 5. Curva DSC da tela Ni-Ti quadrada.

Tabela 2. Temperaturas de transformação das telas de LMF Ni-Ti.

Geometria	M_i (°C)	M_f (°C)	A_i (°C)	A_f (°C)
	2,1	-24,6	-28,5	38,8
	9,0	-35,6	-30,3	45,7
Temp. média	5,5	-30,1	-29,4	42,3
	17,1	-17,4	8,2	49
	18,6	-26,5	4,8	48,3
Temp. média	17,9	-21,9	6,5	48,6
	2,0	-29,1	-5,9	31,8
	2,5	-38	-27,8	40,9
Temp. média	2,3	-33,5	-16,8	36,3
Temp. média total	8,6	-28,5	-13,2	42,4

A partir das análises das curvas de DSC verificou-se que na temperatura ambiente de aproximadamente 25°C todas as telas podem apresentar superelasticidade, mesmo que parcial. Assim, de forma a garantir essa SE, antes dos ensaios de tração as telas foram aquecidas a temperaturas superiores a A_f (até 60 °C) e depois deixadas resfriar até a temperatura ambiente a qual é superior a temperatura M_i das telas, ou seja, a transformação direta da austenita para a martensita não seria iniciada.

3.3. Comportamento Mecânico das Telas de Ni-Ti

Os ensaios de tração uniaxial foram realizados a temperatura ambiente (25 °C), partindo de uma deformação de 1 % até 6 % do comprimento útil do corpo de prova da tela. Os resultados obtidos para cada geometria de célula das telas estão apresentados nas Figs. 6, 7 e 8. Na Figura 6 são definidas a deformação de recuperação superelástica (ϵ_{SE}) e a deformação residual (ϵ_p), determinadas para o ciclo de deformação a 6 %.

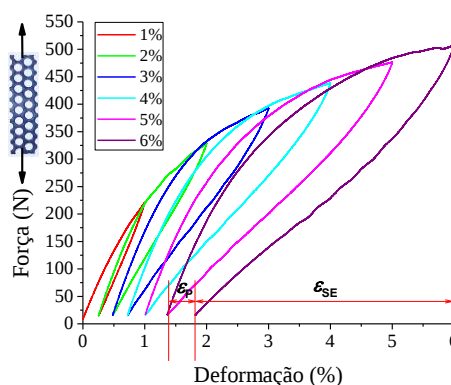


Figura 6. Comportamento força – deformação para os ciclos de deformação do corpo de prova da tela circular de LMF Ni-Ti.

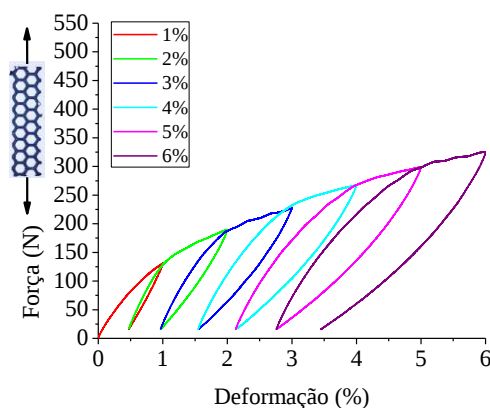


Figura 7. Comportamento força - deformação para os ciclos de deformação do corpo de prova da tela hexagonal de LMF Ni-Ti.

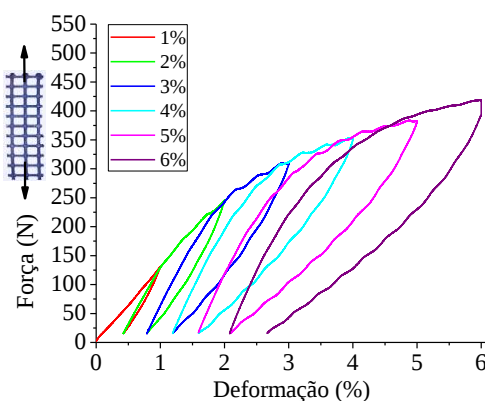


Figura 8. Comportamento força - deformação para os ciclos de deformação do corpo de prova da tela quadrada de LMF Ni-Ti.

As telas mostraram-se estáveis quando submetidas a deformações de até 6%, sem rompimento. A Figura 9 permite comparar os níveis da força máxima para um mesmo nível de deformação nas três geometrias de telas.

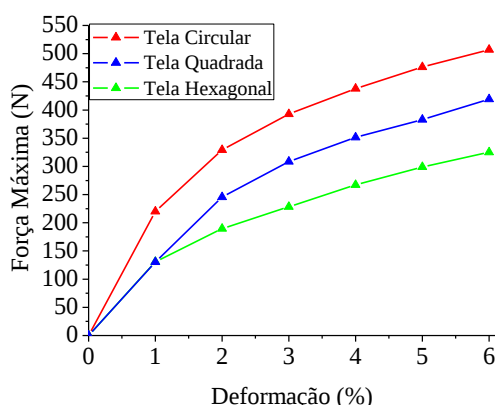


Figura 9. Comportamento da força máxima - deformação para cada ciclo nas telas LMF Ni-Ti.

Constata-se que a tela circular necessitou de uma força da ordem de 525 N, o maior valor encontrado, para atingir o nível de deformação máxima (6 %). A tela hexagonal apresentou o menor nível de força necessário para atingir a deformação máxima, aproximadamente 325 N, enquanto que a tela quadrada necessitou de uma força em torno de 425 N.

Ao final do último ciclo de deformação (6 %), em todas as geometrias, percebe-se a presença de uma deformação residual ($\mathcal{E}_P$) e uma recuperação superelástica ($\mathcal{E}_{SE}$). Esses valores estão resumidos na Tab. 3.

Tabela 3. Deformações plásticas e superelásticas determinadas ao final de cada ciclo nas telas de Ni-Ti.

Ciclos	Deformação			
Ciclo 1 (1%)	$\mathcal{E}_P$	0,2% (20%)*	0,5% (50%)*	0,4% (40%)*
	$\mathcal{E}_{SE}$	0,8% (80%)*	0,5% (50%)*	0,6% (60%)*
Ciclo 2 (2%)	$\mathcal{E}_P$	0,5% (25%)*	1% (50%)*	0,8% (40%)*
	$\mathcal{E}_{SE}$	1,5% (75%)*	1% (50%)*	1,2% (60%)*
Ciclo 3 (3%)	$\mathcal{E}_P$	0,7% (23%)*	1,5% (50%)*	1,2% (40%)*
	$\mathcal{E}_{SE}$	2,3% (77%)*	1,5% (50%)*	1,8% (60%)*
Ciclo 4 (4%)	$\mathcal{E}_P$	1,0% (25%)*	2,1% (52%)*	1,6% (40%)*
	$\mathcal{E}_{SE}$	3,0% (75%)*	1,9% (48%)*	2,4% (60%)*
Ciclo 5 (5%)	$\mathcal{E}_P$	1,3% (26%)*	2,7% (54%)*	2,1% (42%)*
	$\mathcal{E}_{SE}$	3,7% (74%)*	2,3% (46%)*	2,9% (58%)*
Ciclo 6 (6%)	$\mathcal{E}_P$	1,8% (30%)*	3,4% (57%)*	2,6% (43%)*
	$\mathcal{E}_{SE}$	4,2% (70%)*	2,6% (43%)*	3,4% (57%)*

*Valor relativo ao deslocamento máximo de cada ciclo.

A partir da análise da Tab. 3 é possível observar que a cada ciclo, a deformação plástica acumulada e a deformação plástica relativa crescem à medida que ocorre o aumento da deformação imposta em todas as geometrias de tela. Analisando os resultados do último ciclo (Ciclo 6), percebe-se que as telas circular e quadrada possuem um maior grau de SE (de 4,2 % e 3,4 %, respectivamente) ao final do último ciclo. A tela hexagonal apresentou um menor grau de SE (2,6 %) quando comparada as demais geometrias, tendo ao final do ensaio acumulado um maior valor de deformação residual. Esse maior acúmulo de deformação plástica pode ser justificado pelo fato da temperatura M_s dessa geometria de tela, estar próxima da temperatura em que os ensaios foram realizados, de modo que sua microestrutura pode estar composta de uma mistura de fases (austenita + martensita).

4. CONCLUSÕES

A fabricação de telas de LMF do sistema Ni-Ti em três geometrias distintas (circular, hexagonal e quadrada) usando o processo de fundição de precisão por cera perdida foi possível e realizada com bastante sucesso. Essa fabricação potencializa o desenvolvimento de componentes mecânicos a partir de telas LMF Ni-Ti.

As telas fabricadas apresentaram transformação de fase entre -30 °C e +50 °C, além de níveis de superelasticidade situados entre 2,6 % e 4,2 % a temperatura ambiente.

As propriedades mecânicas avaliadas nos ensaios de tração uniaxial mostram que as telas de LMF Ni-Ti no estado como fabricadas suportaram deformações de até 6% sem rompimento. Esses resultados levam esses componentes ao encontro da inovação e ao avanço tecnológico, devido a diversas possibilidades de aplicações, principalmente na área da biomedicina.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq pelo financiamento dos seguintes projetos: INCT de Estruturas Inteligentes em Engenharia (Processo nº 574001/2008-5), Casadinho UFCG-UFRJ-ITA (Processo nº 552199/2011-7), Universal 14/2012 (Processo nº 474524/2012-4), CT-Aeroespacial 22/2013 (Processo nº 402082/2013-3) e PQ 1D (Processo nº 304658/2014-6).

6. REFERÊNCIAS

De Araújo, C.J. de et al. "Fabrication of shape memory alloys using the plasma skull push-pull process". Journal Of Materials Processing Technology, v. 209, n. 7, p.3657-3664, 2009. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2008.08.025.

ASTM. 2005a. ASTM F2004-05. "Standart Test Method for Transformation Temperature of Nickel-Titanium Alloys by Thermal Analysis".

Dickens, Aaron J. et al. "Titanium mesh as a low-profile alternative for tension-band augmentation in patella fracture fixation: A biomechanical study". Injury, v. 46, n. 6, p.1001-1006, jun. 2015. Elsevier BV. DOI: 10.1016/j.injury.2015.02.017.

Guo, Jun et al. "A Retrospective Study of Traumatic Temporal Hollowing and Treatment With Titanium Mesh". Annals Of Plastic Surgery, v. 68, n. 3, p.279-285, mar. 2012. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/sap.0b013e3181ff76a1>.

Lagoudas, D. "Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications", Editora: Springer Science+Business Media, LLC, 2008.

Leal, M. B. et al. "Influence of investment type and sprue number on the casting accuracy of titanium crown margins". The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 95, n. 1, p.42-49, jan. 2006. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.11.004>.

Mahtabi, M.j.; Shamsaei, Nima; Mitchell, M.r.. "Fatigue of Nitinol: The state-of-the-art and ongoing challenges". Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, v. 50, p.228-254, out. 2015. Elsevier BV. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.06.010.

Otsuka, K; Wayman, C.M. "Shape memory materials", Cambridge University Press, Cambridge UK. 1998. p.1-131.

Rao, Ashwin; Srinivasa, A. R.; Reddy, J. N.. "Introduction to Shape Memory Alloys. Design of Shape Memory Alloy (SMA) Actuators", p.1-31, 2015. Springer Science + Business Media. DOI: 10.1007/978-3-319-03188-0_1.

Yamauchi, K. et al. "Shape Memory and Superelastic Alloys: Technologies and Applications". Philadelphia - New Delhi: Woodhead Publishing Limited, 2011. 223 p.

7. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

THERMOMECHANICAL BEHAVIOR OF Ni-Ti MESHES OBTAINED BY INVESTMENT CASTING

Eclys de Oliveira Soares Montenegro, eclys@hotmail.com¹

Jackson de Brito Simões, eng_jacksonsimoes@hotmail.com²

Carlos José de Araújo, carlos.araujo@ufcg.edu.br¹

Paulo César Sales da Silva, paulocesarsales@outlook.com¹

Wanderley Ferreira de Amorim Junior, wanderley.ferreira@ufcg.edu.br¹

¹Federal University of Campina Grande, Rua Aprígio Veloso, 882 – Campina Grande, PB, Brasil, 58429-140.

²Federal University Rural of Semi-Árido, RN 233, Km 01, Sítio Esperança II, Zona Rural - Caraúbas, RN, Brasil, 59780-000.

Abstract. Recent studies have shown that Shape Memory Alloys have great potential for applications due to their functional properties, absent in the other metallic materials. These special shape memory properties coupled with biocompatibility led to their use in the development of implantable medical devices. In this context, the present work aims to obtain both thermal and mechanical characterization of NiTi meshes, produced by precision casting with three different cell geometries (circular, hexagonal and square). The meshes were obtained by precision casting, consisting of induction melting and molding by centrifugation and then tested in their as-produced state. For thermal characterization phase, differential scanning calorimetry runs (DSC), whereas, for mechanical characterization, uniaxial tensile tests at room temperature at different maximum strains were carried out. The results have shown the produced meshes exhibited Shape Memory Effect and Superelasticity (with reversible deformation of 4%), sufficient to enhance biomedical applications, such as replacing pure Ti meshes, which do not benefit from functional properties.

Keywords: Meshes, Superelasticity, Shape Memory Alloys, Ni-Ti alloy.