

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DE GRAMPOS ORTOPÉDICOS ARQUITETADOS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti OBTIDOS POR FUNDIÇÃO DE PRECISÃO

Paulo César Sales da Silva, paulocesarsales@outlook.com¹

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

¹Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), Av. Aprígio Veloso, 882, Bloco BR, Bairro Universitário, Campina Grande - PB, CEP: 58429-140, Brasil.

Resumo: As Ligas com Memória de Forma (LMF) Ni-Ti estão se apresentando nas últimas décadas potenciais materiais metálicos para a fabricação de implantes médicos. Isso ocorre devido às funcionalidades únicas como força constante em partes ósseas ao longo da recuperação do paciente e biocompatibilidade, além de valores de módulo de elasticidade que podem se situar entre 25 e 50 GPa. Paralelamente, considera-se que as tecnologias de fundição de precisão podem se tornar uma alternativa promissora e rentável financeiramente para a fabricação de peças de LMF Ni-Ti. Assim, o objetivo deste trabalho foi realizar simulações numéricas do comportamento termomecânico de protótipos de grampos ortopédicos a serem fabricados por fundição de precisão a partir de uma LMF Ni-Ti. Para tanto, partiu-se de uma configuração (design) comercialmente disponível em liga de titânio convencional (Ti-Al-V), que não apresenta comportamento funcional de geração de esforço mecânico. Essa configuração original foi arquitetada com a inclusão de poros celulares de geometrias circular, quadrada e hexagonal, permitindo reduções de rigidez de aproximadamente 28,8 % em relação ao protótipo sólido. As simulações realizadas indicam que após uma abertura de aproximadamente 3 mm entre 0 °C e -10 °C e instalação na fratura, esses grampos poderão gerar forças variando entre 20 N e 35 N, contribuindo para provavelmente facilitar a vascularização do tecido ósseo.

Palavras-chave: Grampos ortopédicos, Simulação numérica, ANSYS, Ni-Ti, Fundição de Precisão.

1. INTRODUÇÃO

As Ligas com Memória de Forma (LMF) e em particular as ligas de Ni-Ti vêm sendo extensivamente utilizadas em aplicações biomédicas. Tal interesse surge, além da biocompatibilidade dessa classe de LMF, de 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).

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 e 30 GPa, enquanto o osso poroso tem um módulo significativamente mais baixo, entre 0,02 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 e 210 GPa, respectivamente.

Aliada à estas funcionalidades particulares das LMF, as Estruturas Celulares Arquitetadas, do termo em inglês *Architected Cellular Structures* (ACS), 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 entre o implante e o tecido ósseo (Karageorgiou e Kaplan, 2005). Considerando que o osso é uma estrutura hierárquica para a qual 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 permitindo um controle da rigidez por meio da variação da densidade relativa de poros celulares no sólido e da forma geométrica destes poros. Portanto, tais características estruturais podem ter um efeito nas propriedades mecânicas e no desempenho biológico dos implantes de LMF Ni-Ti.

A estabilidade na fixação e a compressão são os dois fatores principais na obtenção de uma boa união entre dois fragmentos ósseos. Neste cenário, os 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 instalação durante o procedimento cirúrgico. 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), 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, (2011) 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 que os grampos induziram uma força de contato significativamente maior como também a área de contato 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.

A Figura 1 permite observar algumas aplicações de fixadores de LMF Ni-Ti em estruturas ósseas.

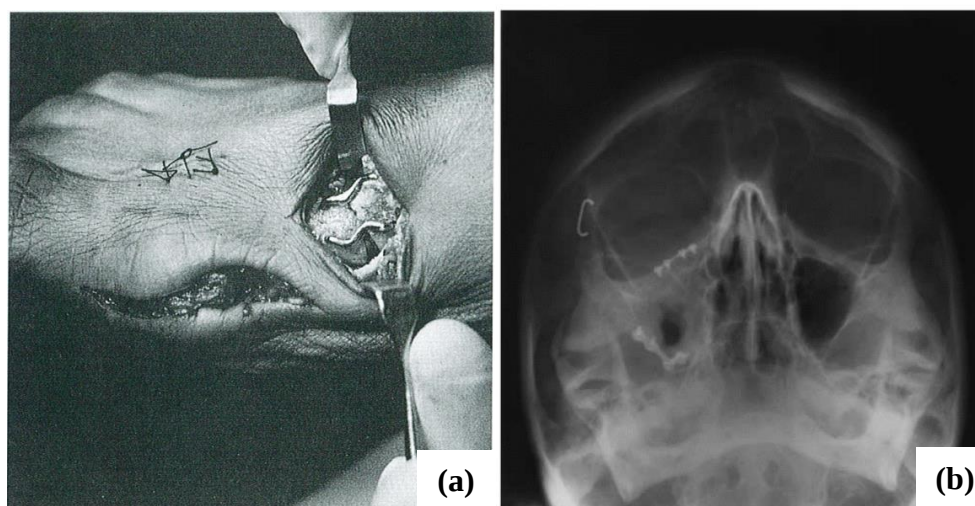


Figura 1. Exemplos de aplicação de fixadores de LMF Ni-Ti. (a) Osteotomia metatarso proximal (Yetkin et al, 1999); (b) Radiografia craniana logo após o procedimento cirúrgico de implantação de um fixador (Laster et al., 2001).

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 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 do tipo grampos ortopédicos arquitetados de LMF Ni-Ti foram concebidos e analisados numericamente via método dos elementos finitos por meio do código comercial ANSYS, antes de passar a fase de produção usando fundição de precisão. Poros celulares de geometrias hexagonal, circular e quadrada foram inscritos ao longo da estrutura de um modelo de fixador comercializado em liga de titânio convencional. Foram avaliadas a influência na resposta termomecânica, incluindo a variação de rigidez e a força de restrição em função da temperatura.

2. PROCEDIMENTO COMPUTACIONAL

2.1. Modelo de Elementos Finitos

Os parâmetros geométricos (dimensões) utilizados para a geração dos protótipos de grampo foram identificados a partir de fixadores ortopédicos comerciais. Os modelos numéricos dos fixadores ortopédicos arquitetados de LMF Ni-Ti foram discretizados via métodos dos elementos finitos a partir do arquivo CAD (*Computer Aided-Design*). A discretização

foi realizada com um elemento finito tridimensional de alta ordem que exibe 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, 2015). Os grampos, sólido e arquitetados (hexagonal, circular e quadrado), possuem 32097, 31103, 28295 e 26341 nós, respectivamente. Na Figura 2 é possível observar as geometrias dos fixadores ortopédicos analisados, com detalhes para as dimensões, e o aspecto global da malha de elementos finitos do fixador sólido, discretizado com as condições de contorno impostas.

As condições de contorno admitem uma região de simetria e um deslocamento prescrito de 3 mm na face inferior do grampo ortopédico de Ni-Ti. Esse deslocamento equivale ao processo de abertura para implantação do dispositivo durante o procedimento cirúrgico. Para a simulação é previsto em uma primeira etapa o total resfriamento do implante à $T \leq A_s$ e então aplicado o deslocamento prescrito. Em uma segunda etapa o carregamento térmico (resfriamento) é removido. Por último, na terceira etapa a temperatura é elevada naturalmente e estabilizada à $T = 37^\circ\text{C}$ ($T > A_f$) e as faces inferiores ficam restritas. Em uma segunda análise, foram avaliados os modelos de grampos propostos sob a imposição de um histórico de carregamento do tipo rampa triangular a uma temperatura constante de $T = 37^\circ\text{C}$.

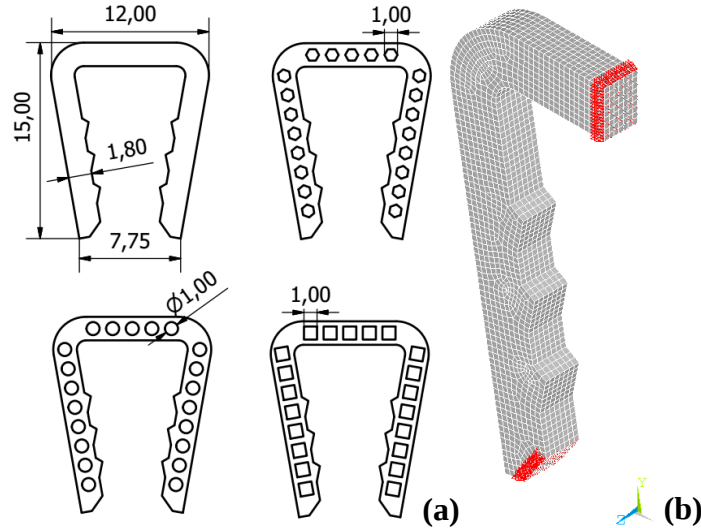


Figura 2. Modelos propostos para o grampo ortopédico arquitetado de LMF Ni-Ti. Espessura = 1 mm. (a) Vista frontal com dimensões em mm. (b) Aspecto global da malha de elementos finitos do fixador sólido e condições de contorno.

2.2. Modelo Constitutivo e Caracterização do Material

O modelo constitutivo de Auricchio e Petrini (2004) foi implementado no software ANSYS para descrever o comportamento termomecânico de LMF. Este modelo fenomenológico é baseado no trabalho de Souza; Mamiya; Zouain (1998), desenvolvido a partir da teoria do potencial para a energia livre de Helmholtz (Eq. 1).

$$\Psi(\varepsilon, \varepsilon^{tr}, T) = \frac{1}{2} E(\varepsilon - \varepsilon^{tr})^2 + \beta(T - M_f)|\varepsilon^{tr}| + \frac{1}{2} h(\varepsilon^{tr})^2 + J_{EL}(\varepsilon^{tr}) \quad (1)$$

Nesta equação o módulo de elasticidade é dado por $E = E_A + \xi_M(E_M - E_A)$, em que E_A é o módulo da fase austenita e E_M é o módulo da martensita, enquanto ξ_M é a fração de martensita formada. Ainda, ε é a deformação e ε^{tr} é a deformação de transformação, β é uma função que define a dependência com a temperatura, T é a temperatura e M_f a temperatura na qual a fase martensítica é estável no estado livre de tensões, h é um parâmetro de endurecimento do material e J_{EL} é uma restrição introduzida para satisfazer a norma da transformação de deformação.

A partir da caracterização termomecânica experimental das LMF obtém-se os parâmetros do modelo constitutivo de material. No presente caso, tais parâmetros foram extraídos a partir do ensaio de tração disponível no trabalho de Simões (2016). Neste estudo, mostrou-se a viabilidade da fabricação de componentes mecânicos miniaturizados de LMF Ni-Ti por processos de fundição de precisão. Na Fig. 3 é possível observar o comportamento tensão – deformação de um corpo de prova da LMF 55,3Ni-44,7Ti (% em peso) obtido pela técnica de fusão por indução e centrifugação (FIC), com a respectiva determinação dos parâmetros de interesse, apresentados na Tab. 1.

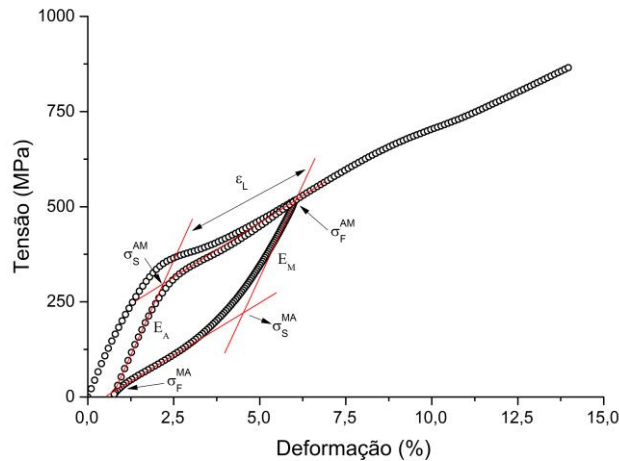


Figura 3. Curva tensão – deformação da LMF Ni-Ti obtida pela técnica de FIC (Simões, 2016).

Tabela 1. Parâmetros de material para análise numérica dos grampos a serem obtidos a partir da LMF Ni-Ti e pela técnica FIC.

Propriedade	Símbolo	Valor
Módulo de Elasticidade – Austenita/Martensita	E_A/E_M	21390/18930 (MPa)
Coefficiente de Poisson	ν	0,33
Parâmetro de Endurecimento	h	3792,21 (MPa)
Temperatura de Referência	$T_0 (M_f)$	-41,2 (°C)
Limite Elástico	R	120,8 (MPa)
Parâmetro de Escala de Temperatura	β	6 (MPa/°C)
Deformação Máxima de Transformação	$\bar{\epsilon}_L$	0,047 (mm/mm)
Parâmetro de Lode	m	0

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Wang et al., (2016) mencionam pré-requisitos no projeto de implantes metálicos porosos, incluindo seleção do nível de porosidade, tamanho do poro e a interconectividade, objetivando atingir resultados clínicos satisfatórios. Além do mais, micro poros (até 900 μm) são favoráveis à vascularização e crescimento ósseo (Taniguchi et al., 2016). Dentro deste contexto, a densidade relativa (ρ/ρ_s) dos grampos ortopédicos arquitetados propostos neste trabalho foram determinados a partir do modelo CAD, bem como a porosidade ($P = 1 - \rho/\rho_s$), como apresentado na Tab. 2.

Tabela 2. Densidade relativa e porosidade dos grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti.

Geometria da célula	ρ/ρ_s	P
Sólido	1	0
Hexagonal	0,79	0,21
Circular	0,75	0,25
Quadrado	0,69	0,31

O grampo ortopédico sólido foi tomado como sendo de referência ($\rho/\rho_s = 1$; $P = 0$). A inclusão dos poros arquitetados com geometria de célula hexagonal, circular e quadrada levam a valores de ρ/ρ_s situados entre aproximadamente 0,7 e 0,8, correspondendo a uma quantidade de 20% a 30 % de poros em comparação com o volume do grampo sólido de referência.

Nas Figuras 4(a) e 4(b) são apresentadas, respectivamente, as curvas de força *versus* deslocamento e da rigidez calculada como $(F_{\max} - F_{\min})/(\delta_{\max} - \delta_{\min})$, para os casos em que os grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti se encontram à temperatura corpórea de $T = 37^\circ\text{C}$. Neste caso, os grampos possuem valores de rigidez situados entre 17,5 e 27,5 (N/mm). Como esperado, a rigidez diminui proporcionalmente com a diminuição da densidade relativa, confirmando que as propriedades mecânicas de estruturas celulares são fortemente dependentes dentre outros fatores, do nível de densidade relativa ou porosidade (Gibson e Ashby, 1997). Enquanto o grampo ortopédico sólido possui 27 N/mm de rigidez, o arquitetado de geometria celular quadrada possui 19,2 N/mm, uma redução de aproximadamente 30%, correspondente a mesma proporção de porosidade celular introduzida. Esta redução demonstra como estes grampos ortopédicos

arquitetados propostos para serem fabricados por fundição de precisão podem ser customizados ao paciente a partir da seleção da geometria da célula, a depender da região óssea a ser implantada.

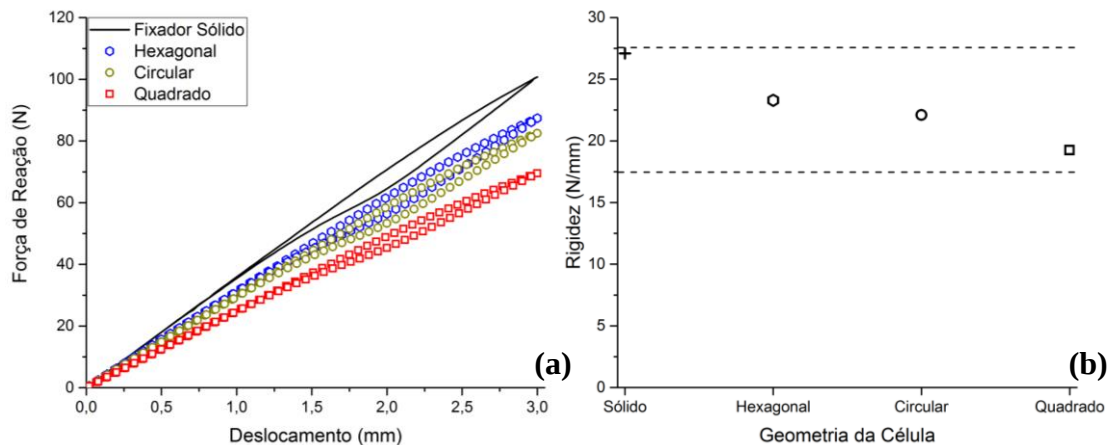


Figura 4. Comportamento mecânico superelástico dos grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti na temperatura corpórea (37 °C). (a) Força versus Deslocamento. (b) Rigidez versus Geometria das Células.

Os contornos da fração volumétrica global de martensita dos grampos ortopédicos submetidos a abertura de 3 mm à $T = 37\text{ °C}$ são apresentados na Fig. 5, correspondentes aos esforços mostrados na Fig. 4(a). Se observa que existe uma localização volumétrica da martensita induzida por tensão na região de aplicação do carregamento. Uma metodologia de otimização geométrica deve ser utilizada a fim de maximizar esta fração volumétrica ao longo do grampo ortopédico e assim amplificar seu efeito histerético de dissipação de energia, considerando a interface implante – região óssea. Isto equivaleria a absorção de energia sob o implante quando submetido a movimentação ou impactos, por exemplo, ao longo de uma caminhada.

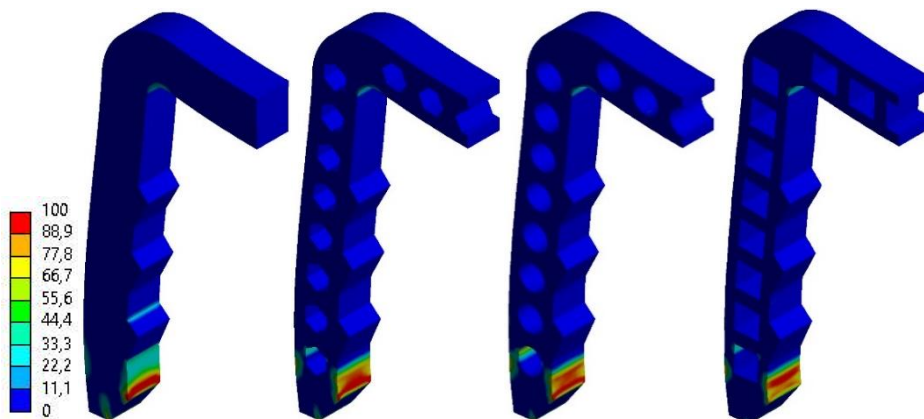


Figura 5. Contornos da fração global de martensita induzida por tensão nos grampos ortopédicos de LMF Ni-Ti.

Uma das características desejáveis decorrentes do uso implantes de LMF Ni-Ti é a geração de uma força compressiva de restrição constante ao longo da recuperação. Na Figura 6 é apresentado o comportamento termomecânico de geração de força do grampo ortopédico de LMF Ni-Ti ao longo do processo de implantação. Nesse caso, os grampos são abertos a uma temperatura de -30 °C , instalados na região óssea de interesse e a incisão é fechada. A temperatura corpórea é o meio de ativação. Assim, a Fig. 6 revela que a partir de aproximadamente 0 °C o grampo começará a comprimir a região com forças de restrição que podem variar entre aproximadamente 20 N e 35 N, a depender da densidade relativa do grampo.

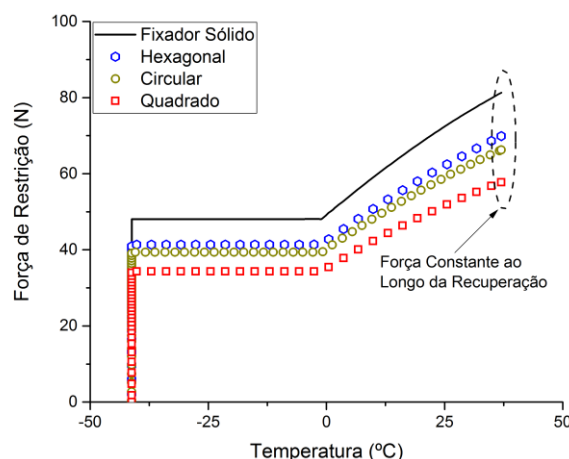


Figura 6. Comportamento termomecânico de geração de força pelo grampo de LMF Ni-Ti em função da temperatura, ao longo do processo de implantação.

4. CONCLUSÃO

Neste trabalho, protótipos de fixadores ortopédicos do tipo grampos arquitetados de LMF Ni-Ti foram propostos, concebidos e avaliados numericamente via método dos elementos finitos por meio do código comercial ANSYS. A ferramenta numérica se mostrou eficiente na avaliação preliminar do comportamento termomecânico destes dispositivos médicos, revelando a possibilidade de customização destes produtos por meio da seleção da geometria das células, de acordo com a região óssea a ser implantada.

A avaliação da variação de rigidez e da força de restrição permitiu mostrar a potencialidade que estes tipos de fixadores ortopédicos arquitetados baseados em LMF Ni-Ti podem conferir à regeneração óssea por meio de micro poros e da geração de força localizada.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a CAPES pela concessão da Bolsa de Mestrado ao primeiro autor e ao CNPq pelo financiamento dos seguintes projetos: INCT de Estruturas Inteligentes em Engenharia (Proc. 574001/2008-5), Universal 01/2016 (Proc. 401128/2016-4), CT-Aeroespacial 22/2013 (Proc. 402082/2013-3) e PQ 1D (Proc. 304658/2014-6).

6. REFERÊNCIAS

- Aiyer, A.; Russel, N.; Pelletier, M.; Myerson, M.; Walsh, W. 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.
- 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**, 2004.
- 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.
- Gibson, L. J.; Ashby, M. F. **Cellular Solids Structure and Properties**, 1997.
- Yetkin, H.; Kanatli, U.; Şenköylü, A.; Cila, E.; Şimşek, A. Orthopaedic Applications of Shape Memory Staples. **Gazi Medical Journal**, v. 10, n. 4, p. 153–155, 1999.
- 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.
- 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.
- Karageorgiou, V.; Kaplan, D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. **Biomaterials**, v. 26, n. 27, p. 5474–5491, 2005.
- 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.
- Laster, Z.; MacBean, A.; Ayliffe, P.; Newlands, L. Fixation of a frontozygomatic fracture with a shape-memory staple.

British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2001.

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.

SAS IP INC., **Ansys Mechanical APDL Element Reference**. Canonsburg, PA, ANSYS, Inc., 2015

Simões, J. DE B. **FABRICAÇÃO DE COMPONENTES MINIATURIZADOS DE LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA NI-TI USANDO FUNDIÇÃO DE PRECISÃO**. [s.l.] Universidade Federal de Campina Grande, 2016.

Souza, A. C.; Mamiya, E. N.; Zouain, N. Three-dimensional model for solids undergoing stress-induced phase transformations. **European Journal of Mechanics, A/Solids**, 1998.

Suresh, K.; 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. 2015.

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, 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.

Yoneyama, T.; Miyazaki, S. **Shape memory alloys for biomedical applications**. [s.l.: s.n.].

7. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

COMPUTATIONAL SIMULATION OF THE THERMOMECHANICAL BEHAVIOR Ni-Ti SHAPE MEMORY ALLOY ARCHITECTED ORTHOPAEDIC STAPLES OBTAINED BY INVESTMENT CASTING

Paulo César Sales da Silva, paulocesarsales@outlook.com¹

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

¹Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), Av. Aprígio Veloso, 882, Bloco BR, Bairro Universitário, Campina Grande - PB, CEP: 58429-140, Brazil.

Abstract. *Ni-Ti Shape Memory Alloys (SMA) are in the last decades presented as potential metallic materials for the manufacture of medical implants. This is due to the unique functionalities such as constant force in bone parts along the patient's recovery and biocompatibility, as well as elastic modulus values that can be between 25 and 50 GPa. In parallel, it is considered that investment casting technologies can become promising and financially profitable alternative for the manufacture of Ni-Ti SMA parts. Thus, the objective of this work was to perform numerical simulations of the thermo-mechanical behavior of orthopedic staple prototypes to be fabricated by investment casting from a Ni-Ti SMA. For this, a commercially available titanium alloy staple design (Ti-Al-V) was used, which does not present mechanical force generation performance. Original configurations for the Ni-Ti staples were designed with the inclusion of cellular pores of circular, square and hexagonal geometries, allowing stiffness reductions of approximately 28.8% in relation to the solid prototype. The simulations carried out indicate that after opening of approximately 3 mm between 0 °C and -10 °C and installation at the fracture, these clamps can generate forces ranging from 20 N to 35 N, contributing to probably facilitate the vascularization of the bone tissue.*

Keywords: *Orthopaedic staple, Numerical simulation, ANSYS, Ni-Ti, Investment casting*

Forma de Apresentação:

(x) Oral

() Pôster