

## **PROJETO E FABRICAÇÃO DE UMA HASTE FEMORAL EM MATERIAL COMPÓSITO POLIMÉRICO**

FELLIPE ROBERTO BIAGI DE ALMEIDA<sup>1</sup>, AMANDA ALBERTIN XAVIER DA SILVA<sup>2</sup>; RITIERY MOREIRA SEZEFREDO<sup>3\*</sup>; SANDRA MARA DOMICIANO<sup>4</sup>; ROMEU RONY CAVALCANTE DA COSTA<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Mestrando em Engenharia Mecânica, UTFPR, Cornélio Procópio-PR, fellipebiagi@gmail.com

<sup>2</sup> Mestranda em Engenharia Mecânica, UTFPR, Cornélio Procópio-PR, amandaaxavier@hotmail.com

<sup>3</sup> Mestrando em Engenharia Mecânica, UTFPR, Cornélio Procópio-PR, ritieryem@gmail.com

<sup>4</sup> Dra. Pesquisadora, UTFPR, Cornélio Procópio-PR, domiciano@utfpr.edu.br

<sup>5</sup> Dr. em Engenharia Mecânica, Pesquisador, UTFPR, Cornélio Procópio-PR, romeu.rony@outlook.com

Apresentado no

Congresso Técnico Científico da Engenharia e da Agronomia – CONTECC'2016  
29 de agosto a 1 de setembro de 2016 – Foz do Iguaçu, Brasil

**RESUMO:** Os implantes de próteses de quadril são componentes estruturais que ainda apresentam alguns problemas desafiadores não solucionados, como das propriedades física e biológica entre a haste e o fêmur humano. O desenvolvimento de estudos acerca de materiais compósitos tem permitido a obtenção de estruturas com uma vasta gama de características favoráveis, inclusive no âmbito da medicina. A matriz polimérica considerada neste trabalho é a poliuretana (PU) derivada do óleo da mamona, sendo que materiais com características biopoliméricas tem permitido o avanço e a melhora de resultados na área de implantes ortopédicos. Então, o objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um modelo de prótese com matriz polimérica reforçada por fibra de vidro. Para a obtenção das próteses, as mesmas foram fabricadas em PU pura, PU com fibra de vidro e PU com fibra de vidro e carbonato de cálcio; todas as configurações sendo reforçadas por um elemento construído na forma de um núcleo a ser introduzido em seu interior. Os modelos da haste femoral e do reforço foram produzidos através de técnicas de prototipagem rápida, e usados posteriormente na fabricação de moldes flexíveis em silicone. As hastes fabricadas apresentaram boa homogeneidade entre o polímero e o núcleo. Os resultados mostraram boas potencialidades mecânicas deste material para aplicações ortopédicas.

**PALAVRAS-CHAVE:** compósito, poliuretana, haste femoral, fibra de vidro e carbonato de cálcio.

### **DISCRIMINATION OF PLUVIOMETRIC SCENARIOS USING GAMMA INCOMPLETE DISTRIBUTION AND KOLMOGOROV-SMIRNOV TEST**

**ABSTRACT:** Hip joint prosthesis are structural components that still have some challenging problems such as the interaction of physical and biological properties between the stem and the human femur. The development of composite materials have allowed the obtaining of structures with a wide range of favorable characteristics, including medical scope. The polymeric matrix considered in this paper is the polyurethane (PU) derived from castor oil; wherein materials with biopolymer characteristics have allowed the advancement and improvement results in the area of orthopedic implants. So, the objective of this work was the development of a prosthesis model with glass fiber reinforced with the PU matrix. To obtain the prosthesis, they were manufactured in pure PU, PU with fiberglass and PU with glass fiber and calcium carbonate; all settings being reinforced by an element constructed as a core to be inserted in its interior. The core and stem prototypes were produced using three-dimensional printing techniques, and subsequently used in the manufacture of flexible silicone molds. The stems produced showed good homogeneity between the polymer and the core. The results showed good mechanical potentialities of this material for orthopedics applications.

**KEYWORDS:** composite, polyurethane, femoral stem, fiber glass and calcium carbonate.

## INTRODUÇÃO

Desde as últimas décadas compósitos reforçados com fibras têm sido usados em diversas aplicações industriais, tais como no setor aeroespacial, automobilístico e militar, por consequência de algumas propriedades quando comparados a materiais metálicos (Liu, 2012; Harizi et al., 2014). Soma-se a isto a excelente razão entre resistência à fadiga e peso, bem como a tolerância ao desgaste por fadiga (Yuanjian et al., 2007).

Na esfera da medicina, próteses constituídas de materiais metálicos apresentam certas desvantagens quanto a questões como biocompatibilidade e discrepância de algumas propriedades mecânicas frente ao osso humano. Enquanto o osso mantém um módulo de elasticidade variando entre 12 e 20 GPa, algumas ligas especiais de titânio utilizadas na manufatura de componentes ortopédicos possuem um módulo de elasticidade entre 60 e 80 GPa (Bougherara et al., 2010).

Segundo Da Silva et al. (2015) hastes femorais de implantes de quadril são componentes estruturais que ainda apresentam alguns problemas desafiadores não solucionados no campo da cirurgia ortopédica. Dentre as complicações a que este processo está sujeito, destaca-se à inadequada combinação entre a haste femoral e o osso cortical do fêmur humano.

Dentro deste âmbito verificou-se a possibilidade de aplicação e estudos de novos materiais, tais como os materiais compósitos biopoliméricos, visando a evolução de próteses ortopédicas. Sendo assim, otimização de próteses de fêmur envolve, essencialmente, a determinação da geometria e do módulo de elasticidade dos materiais que minimizam o efeito de *stress shielding* para níveis de tensões aceitáveis. *Stress shielding* é um processo que ocorre devido ao fato de as forças exercidas sobre um membro que tem uma prótese serem diferentes das de um membro normal, o que leva à perda óssea numa dada zona, com reabsorção óssea (Vieira, 2004).

O biopolímero utilizado neste trabalho é uma PU derivada do óleo da mamona, que se apresenta na forma bicomponente, sendo constituído de polioliol e pré-polímero. Desde 1996 a PU vem sendo usada principalmente como cimento ósseo para implantes de próteses e substância reparadora em perda óssea (Azevedo et al., 2009). Com a PU já foram realizados estudos de biocompatibilidade. Dontos (2005) avaliou a biocompatibilidade de um fio serrilhado em PU de óleo de mamona (Fio Lifting Biológico) aplicado no rejuvenescimento facial. Através de seu estudo, pôde revelar uma excelente biocompatibilidade do Fio Lifting Biológico quando implantado no tecido subdérmico de camundongos, com pequena presença de reação inflamatória e grande e rápida síntese de colágeno.

Diante deste cenário, o referente trabalho tem como objetivo apresentar o projeto e a metodologia fabricação de uma haste femoral construída em material composto de uma matriz polimérica reforçada com fibra de vidro e carbonato de cálcio, e também, obter o valor aproximado do módulo de elasticidade teórico do núcleo, calculado através da regra das misturas.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O compósito resultante da fabricação da haste femoral é constituído de uma PU, obtido através da mistura de pré-polímero (sintetizado a partir do difenilmetano diisocianato) e polioliol (derivada do óleo de mamona), atuando como matriz, em conjunto com fibra de vidro do tipo E (TEX 2400), em forma de roving, e carbonato de cálcio, os quais se caracterizam como reforço, com a finalidade de melhorar a resistência mecânica e rigidez da prótese.

Para a obtenção da haste femoral, o desenho foi desenvolvido no software SolidWorks, com base em referências (Filho Silvestre, 2006; Simões & Marques, 2005; Bougherara et al., 2007; Bae et al., 2011) e foram abordados parâmetros dimensionais e de forma, buscando um projeto que suprisse as necessidades mecânicas do osso remanescente.

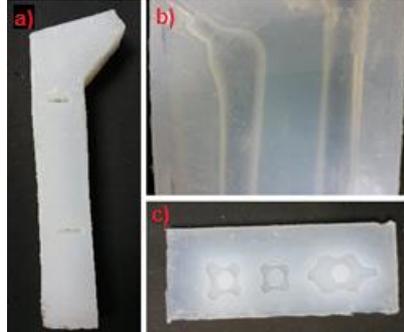
Após a elaboração do desenho da prótese femoral, a qual consiste em uma haste com reforço central, denominado alma, e fabricado em fibra de vidro, foram impressos, em uma impressora 3D Stratasys Objet 24, o modelo e os gabaritos de centralização, os quais são peças necessárias para o processo de fabricação da prótese.

Posteriormente, estes foram utilizados para a possível fabricação dos moldes em silicone. Na Figura 1 observam-se os moldes fabricados em silicone para a realização do processo, sendo:

- (a) Molde fechado da haste com canais para respiro e injeção e com abertura nas laterais para retirada após a cura e também para possibilitar a introdução e centralização da alma antes da injeção de PU por pressão com a utilização de um êmbolo (cilindro);

- (b) Molde fechado da alma (reforço central em fibra de vidro) com duas (orifícios) nas extremidades e abertura nas laterais para retirada após a cura;
- (c) Molde aberto dos gabaritos de centralização.

Figura 1: Moldes em silicone obtidos a partir dos protótipos impressos para fabricação: (a) da alma, (b) da haste femoral e (c) dos gabaritos para posicionamento da alma.



O primeiro passo para a produção da prótese é a fabricação da alma em fibra de vidro embebida com PU (Figura 2) para dar a forma necessária e o alinhamento das fibras (Figura 3a). Para tal, foram utilizadas as quantidades de 8 e 16 porções de segmentos de roving ao longo do comprimento da alma, obtendo assim, para cada configuração, um valor de fração mássica de fibra, matriz e vazios. Tratando-se de fatores cruciais para os resultados de propriedades mecânicas e que puderam ser calculados através da degradação completa da resina (PU) em forno a temperatura de 600°C, uma vez que seu ponto de fusão é consideravelmente menor que o da fibra de vidro.

Figura 2: Processo de fabricação da alma.



Segundo Costa (2007), o módulo de elasticidade para a poliuretana é de 1,43 GPa, constado em ensaios experimentais de tração. O módulo de elasticidade é um parâmetro essencial para o sucesso de projetos de hastes femorais para implante de quadril; o valor ótimo deste seria idêntico ou com leve variação superior ao do osso do fêmur humano, que apresenta um valor de 17,3 GPa (Filho Silvestre, 2006).

Em meio ao exposto é possível, através da regra da mistura, estabelecer uma aproximação do módulo de elasticidade teórico com a aplicação da Eq. (1):

$$E_c = E_f V_f + E_m V_m \quad (1)$$

$E_c$ ,  $E_f$  e  $E_m$  são os módulos de elasticidade do compósito, da fibra e da matriz, respectivamente;  $V_f$  e  $V_m$  são as frações volumétricas da fibra e da matriz, respectivamente.  $V_f$  e  $V_m$  podem ser calculados através das Eq. (2) e Eq. (3):

$$V_f = v_f v_c \quad (2)$$

$$V_m = v_m v_c \quad (3)$$

$v_f$ ,  $v_m$ ,  $v_c$  e  $v_v$  são, respectivamente, os volumes da fibra, da matriz, do compósito e de vazios, os quais podem ser determinados pela Eq. (4):

$$v_c = v_m + v_f + v_v \quad (4)$$

Após a fabricação da alma e dos gabaritos de centralização, o conjunto é disposto como mostra a Figura 3b, a fim do posicionamento adequado da alma no molde da haste.

Então, a mistura base para obtenção da matriz é colocada na câmara de vácuo para a retirada de bolhas reduzindo volumes vazios. Para os casos em que as hastes foram fabricadas com presença de carbonato de cálcio, o mesmo é misturado ao pré-polímero previamente à adição do polioli.

Assim, com a alma corretamente alinhada no molde, este é vedado com fita adesiva para evitar vazamentos no momento da injeção da mistura. Em seguida, a mescla é vertida no canal de injeção e, com a ajuda do êmbolo, comprimida até o preenchimento total do canal com o perfil da haste femoral. Durante o processo de cura, o molde é mantido no interior de um vaso de pressão a 0,8 MPa durante 8 horas.

Figura 3: (a) Alma composta de fibra de vidro com matriz em PU e (b) alma posicionada no molde em silicone para manufatura da haste reforçada.



## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 4 mostra: o reforço central em fibra de vidro (a), haste femoral em material compósito polimérico com reforço de fibra de vidro 8 porções de roving (b), haste femoral em material compósito polimérico com reforço de fibra de vidro 16 porções de roving e carbonato de cálcio (c), haste femoral em material compósito polimérico com reforço de fibra de vidro 16 porções de roving (d) e dimensões básicas do projeto da haste, em milímetros (e).

Figura 4: (a) Reforço central em fibra de vidro, (b) haste femoral em material compósito polimérico com reforço de fibra de vidro 8 porções de roving, (c) haste femoral em material compósito polimérico com reforço de fibra de vidro 16 porções de roving e carbonato de cálcio, (d) haste femoral em material compósito polimérico com reforço de fibra de vidro 16 porções de roving e (e) dimensões básicas do projeto da haste, em milímetros.



Os valores médios encontrados para as frações volumétricas de fibra, matriz e vazios e os módulos de elasticidade da fibra de vidro do tipo E e da poliuretana derivada do óleo de mamona estão demonstrados na Tabela 1. Com estes valores foi possível, através da regra da mistura, o cálculo do módulo de elasticidade do compósito com diferentes frações volumétricas de fibra e matriz, sendo as quantidades de fibra de 8 e de 16 comprimentos desta para cada medida de comprimento da alma. O valor adequado do módulo de elasticidade apresentado pela prótese femoral deve ser igual ou razoavelmente maior que o módulo de elasticidade exibido pelo osso, especificamente do fêmur, tal qual, segundo a literatura, é de 17,3 GPa (Vieira, 2004). O valor de 24,03 GPa, obtido com a

quantidade de 16 medidas de comprimento de fibra para uma medida de comprimento da alma, se adequa perfeitamente aos requisitos mecânicos necessários, apresentando um valor um pouco maior que o do osso humano. A validação com ensaios mecânicos deve ser feita para melhores conclusões.

Tabela 1: Frações Mássicas e Módulo de Elasticidade calculado pela regra da mistura.

Número De Voltas	$E_m$ [GPa]	$E_f$ [GPa]	$V_f$ [%]	$V_m$ [%]	$V_v$ [%]	$E_c$ [GPa]
8	1,43	72	0,14	0,8	0,06	11,23
16	1,43	72	0,32	0,69	0,02	24,03

## CONCLUSÃO

Os protótipos da haste femoral produzidos, com e sem carbonato de cálcio, apresentaram boa homogeneidade do polímero, não resultando em bolhas aparentes.

Com os valores das frações volumétricas da fibra e da matriz foi possível o cálculo aproximado do módulo de elasticidade teórico para as almas fabricadas. Tendo em vista que a alma suporte os esforços exercidos, o conjunto da prótese de quadril (alma e haste) também suportará.

Sendo assim, o valor de 24,03 GPa (alma com 16 porções de roving de fibra de vidro), obtido utilizando a regra da mistura se apresenta maior do que o exibido pelo osso humano (fêmur).

Retratando assim, um resultado muito promissor para a aplicação da prótese femoral projetada.

## AGRADECIMENTOS

Ao CNPq/Capes pela concessão de bolsa de pesquisa ao primeiro autor.

## REFERÊNCIAS

- Azevedo, E.C.; Neto, S.C.; Chierice, G. O.; Lepienski, C. M. Aplicação de Indentação Instrumentada na Caracterização Mecânica de Poliuretana Derivada de Óleo de Mamona, *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, 19, pp. 336-343, 2009.
- Bae, J. Y.; Farooque, U.; Lee, K.; Kim, G. H.; Jeon, I.; Yoon, T.R. Development of hip joint prostheses with modular stems, *Computer-Aided Design*, 43, pp. 1173-1180, 2011.
- Bougherara, H.; Bureau, M.; Campbell, M.; Vadean, A.; Yahia, L. Design of a biomimetic polymer-composite hip prosthesis, *Wiley InterScience*, 82A, pp. 27-40, 2007.
- Bougherara, H.; Zdero, R.; Dubov, A.; Shah, S.; Khurshid, S.; Schemitsch, E. H. A preliminary biomechanical study of a novel carbon-fibre hip implant versus standard metallic hip implants. *Medical Engineering & Physics*, 2010.
- Costa, R. R. C. da. Applicability of constitutive models for analyzing the mechanical behavior of a biopolymer, Thesis, University of São Paulo, 2007.
- Dontos, C. A. Biological Lifting wire – Evaluation of their biocompatibility and efficacy in facial rejuvenation, Dissertation, University of São Paulo, 2005.
- Harizi, W.; Chaki, S.; Bourse, G.; Ourak, M. Mechanical damage assessment of glass fiber-reinforced polymer composites using passive infrared thermography, *Composites Part B*, 59, pp.74-79, 2014.
- Liu, Y.; Yang, J.P.; Xiao, H.M.; Qu, C.B.; Feng, Q.P.; Fu, S.Y.; Shindo, Y. Role of matrix modification on interlaminar shear strength of glass fiber/epoxy composites, *Composites Part B*, 43, pp. 95-98, 2012.
- Silvestre Filho, G. D. Design and structural analysis of femoral stem hip implant in polymeric composite material, Thesis, School of Engineering of São Carlos, 2006.
- Simões, J. A.; Marques, A.T. Design of a composite hip femoral prosthesis, *Material & Design*, 26, pp. 391-401, 2005.
- Vieira, A. F. Design of a Femoral Component of a Hip Prosthesis Articulate in Composite Materials, Dissertation, University of Porto, 2004.
- Yuanjian, T.; Isaac, D.H. Combined impact and fatigue of glass fiber reinforced composites, *Composites Part B*, 39, pp. 505-512, 2007.
- Zhang, M.; Matinlinna, J. P. E-glass fiber reinforced composites in dental applications, *Silicon*, 4, pp. 73-78, 2012.