



DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA DE FABRICAÇÃO PARA HASTES DE IMPLANTE ORTOPÉDICO EM COMPÓSITO POLIMÉRICO

Geraldo D. Silvestre Filho¹, Benedito M. Purquerio², Jonas de Carvalho³

Escola de Engenharia de São Carlos, Departamento de Engenharia Mecânica

(1) gsfilho@sc.usp.br, (2) purquerio@sc.usp.br, (3) prjonas@sc.usp.br - São Carlos, SP, Brasil

Neilor C. Santos

Centro Federal de Educação Tecnológica da Paraíba – CEFETPB

neilor@cefetpb.br - João Pessoa, PB, Brasil

Gilberto O. Chierice

Universidade de São Paulo, Instituto de Química de São Carlos

gchieric@iqsc.sc.usp.br – São Carlos, SP, Brasil

Resumo. *O desenvolvimento atual na área médica tem exigido que os implantes apresentem, simultaneamente, um elevado grau de desempenho e uma alta durabilidade, acompanhados de baixo custo. Essas exigências também são funções das propriedades dos materiais utilizados nesses produtos, tal como ocorre com os implantes ortopédicos. Sob este enfoque, apresenta-se uma metodologia de fabricação para hastes de implante de quadril em resina poliuretana derivada de óleo vegetal reforçada com fibra de carbono. As etapas realizadas para a fabricação das hastes foram: criação do protótipo virtual com o objetivo de definir a geometria inicial e analisar o comportamento mecânico por meio de sistemas CAD e CAE, respectivamente. Construção do protótipo físico por intermédio da técnica de Prototipagem Rápida, FDM, possibilitando a fabricação do mesmo com um mínimo de erro geométrico. Obteve-se a partir do protótipo físico, o ferramental para confecção das hastes em moldes de silicone. A etapa final consistiu na preparação dos materiais, disposição das fibras e vazamento da resina nos moldes de silicone. Verificou-se assim, que a metodologia desenvolvida possibilitou a confecção de hastes de implante de quadril em material compósito polimérico.*

Palavras-chave: *Implantes ortopédicos, Polímero reforçado com fibra de carbono, Metodologia de projeto, Prototipagem Rápida, Sistemas CAD e CAE.*

1. INTRODUÇÃO

Os biomateriais hoje aplicados em reabilitações ortopédicas cobrem um amplo espectro, onde se destacam as bioligas metálicas, os biopolímeros e as biocerâmicas, podendo dentro de cada um destes grupos serem encontradas as formulações biologicamente mais adequadas ao organismo humano. Certamente, o sucesso de um implante ortopédico está vinculado às propriedades do biomaterial utilizado, ou seja: ser biocompatível, não alérgico, não

carcinogênico, facilmente moldável, permitir a fixação ao osso, não permitir o crescimento de microorganismos e ser resistente à deformações (Ignácio, 1999).

O grande desafio do estudo dos biomateriais é encontrar um material o mais parecido possível com o tecido vivo, em que o organismo possa reconhecê-lo como parte de sua estrutura e não como agressor ao seu meio (Ignácio, 1995). Desta forma, encontrar um material que apresente propriedades de biocompatibilidade com o organismo humano vem sendo um desafio para os pesquisadores da área de novos materiais. Dentro desta área, os materiais poliméricos se sobressaem sobre os metais e as cerâmicas, devido à sua versatilidade de processamento e moldagem (Claro Neto e Chierice, 1996).

O polímero utilizado neste trabalho segue a tendência de um material biointegrável ou absorvível, sendo uma resina poliuretana desenvolvida a partir de óleo vegetal (óleo de mamona) e difenilmetano diisocianato (*MDI*). Este polímero, em trabalhos ligados a área médica, tem demonstrado excelente compatibilidade com os organismos vivos (Ohara *et al.*, 1995 e Ignácio *et al.*, 1996). Nestes estudos, verificou-se sua capacidade de integração com o tecido ósseo quando implantado em regiões de perda e falha óssea.

Com o aumento do uso deste polímero na área médica, devido também à sua versatilidade de processamento e moldagem, verifica-se a necessidade de equipamentos, processos, técnicas e metodologias de fabricação para a obtenção de próteses com formas geométricas complexas a baixo custo e tempos de desenvolvimento e/ou fabricação reduzidos.

Desta forma, buscou-se desenvolver uma metodologia de fabricação para hastes de implante de quadril em material compósito polimérico que satisfizesse os requisitos citados anteriormente. Destacando-se aqui, a concepção, o projeto e a técnica empregada para a confecção das mesmas.

2. MATERIAIS

2.1 Biopolímero derivado de óleo vegetal (óleo de mamona)

O biopolímero utilizado é uma poliuretana preparada utilizando-se um polioli derivado de óleo de mamona com índice de hidroxila de 360 mgKOH/g e um pré-polímero também contendo moléculas derivadas de óleo de mamona e difenilmetano diisocianato (*MDI*) com porcentagem de isocianato livre de 18% (Claro Neto e Chierice, 1996).

As propriedades mecânicas podem ser vistas na Tabela 1. Nesta são encontrados os valores médios para o módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson (ν), resistência a tração no limite de escoamento (σ_{\max}), alongação percentual no limite de escoamento (ϵ_{\max}), e densidade (ρ).

Tabela 1 – Propriedades mecânicas da resina polimérica.

E (GPa)	ν	σ_{\max} (MPa)	ϵ_{\max} (%)	ρ (g/cm ³)
0,70	0,38	38,38	4,60	1,10

2.2 Fibra de carbono

A fibra utilizada foi a TORAYCA T300[®], produzida pela Toray Industries, Inc. Esta apresenta-se na forma de fio (*yarn*) constituído aproximadamente por 3000 filamentos baseados no precursor *PAN* (*polyacrylonitrile*).

As propriedades mecânicas divulgadas pelo fabricante estão mostradas na Tabela 2. Nesta são encontrados os valores para o módulo de elasticidade (E), resistência a tração na ruptura (σ_{rup}), alongamento (ϵ) e a massa por unidade de comprimento.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas da fibra de carbono TORAYCA T300®.

E (GPa)	σ_{rup} (MPa)	ϵ (%)	(g/1000m)
230,00	3530,00	1,50	198,00

Fonte: (Toray International, Inc., 2000)

3. METODOLOGIA UTILIZADA NA FABRICAÇÃO DAS HASTES DE IMPLANTE DE QUADRIL

3.1 Introdução

A presente metodologia visa utilizar técnicas emergentes que estão relacionadas ao desenvolvimento de protótipos dentre as quais se destaca a técnica de Prototipagem Rápida (*Rapid Prototyping*), *FDM (Fused Deposition Modeling)*, passando pela utilização de sistemas *CAD (Computer Aided Design)* e *CAE (Computer Aided Engineering)*.

O objetivo da técnica de Prototipagem Rápida foi o de gerar o protótipo físico para fabricação dos moldes de silicone e a utilização dos sistemas *CAD* e *CAE* tiveram como objetivos, definir a geometria inicial e analisar as solicitações mecânicas das hastes, respectivamente.

As etapas desenvolvidas para a fabricação das hastes de implante de quadril são mostradas no diagrama da Fig. 1.

3.2 Protótipos virtuais

Nesta etapa inicial, utilizando-se o sistema *CAD*, Pro/ENGINEER®, definiu-se o projeto preliminar da haste de implante de quadril baseado no material, na técnica de fabricação e na geometria. A geometria, Fig. 2a, segue especificações dimensionais de acordo com (Walker, 1977 e Garcia Filho *et al.*, 1998).

Logo em seguida passou-se para a etapa de análise e previsão de desempenho do modelo das hastes no sistema *CAE*, ANSYS®. Este utiliza o método dos elementos finitos para análise numérica de problemas físicos. O modelo da haste foi discretizado em 3424 elementos, contendo cada elemento 20 nós, Fig. 2b. Após a discretização do modelo, foram especificadas as propriedades listadas na Tabela 1. Nesta etapa inicial considerou-se o material da haste sem reforço e comportando-se como linear elástico. Várias soluções foram obtidas variando-se a posição de fixação do corpo da haste. Na Fig. 3a, verifica-se a distribuição de tensões obtida em uma das análises numéricas realizadas.

Vale salientar que o reforço da haste com fibra de carbono é possível de ser realizado, levando-se em conta o nível de carga suportado pela mesma durante as análises numéricas. Neste trabalho as fibras de carbono foram dispostas conforme a Fig. 3b. Este tipo de alinhamento das fibras foi utilizado como forma de verificar a possibilidade de aplicação da metodologia aqui proposta para a fabricação de hastes com e sem reforço.

Posteriormente será realizado um estudo mais detalhado do alinhamento das fibras de carbono baseada em algum critério de falha. Neste sentido deverá ser estudado a seqüência de empilhamento das fibras que melhor se adeque ao tipo de carregamento aplicado.

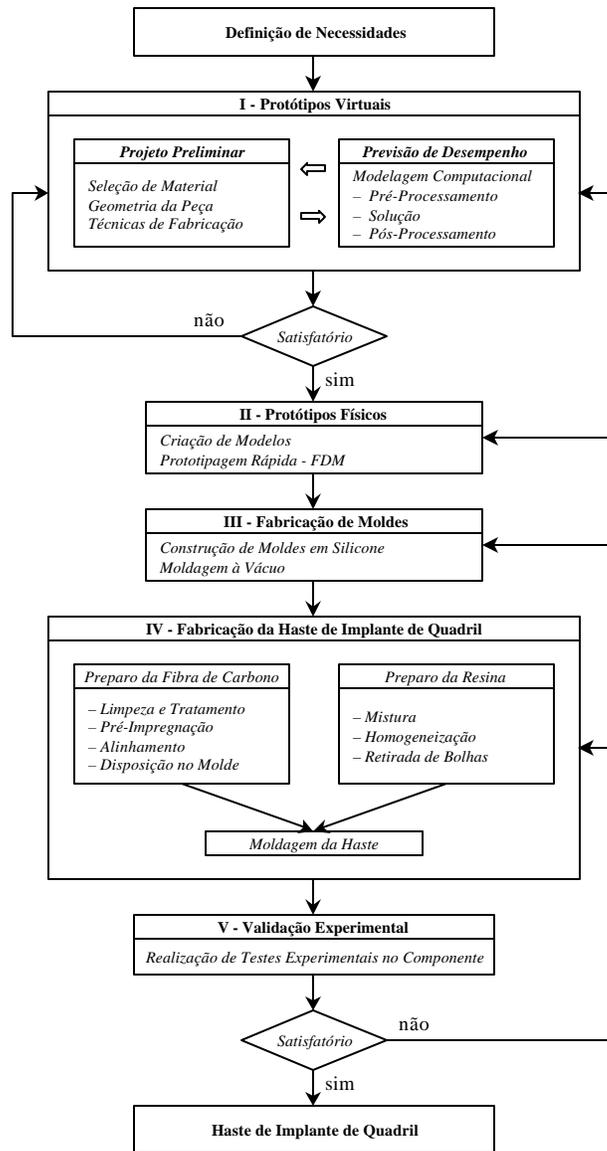
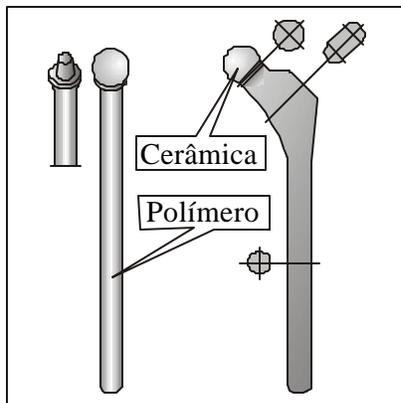
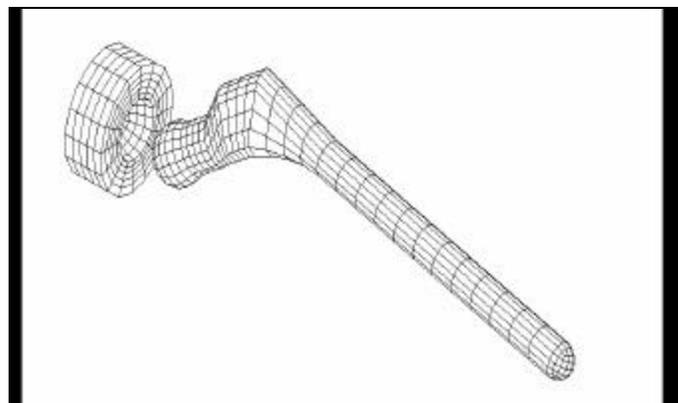


Figura 1 – Etapas realizadas para fabricação da haste de implante de quadril.



(a)



(b)

Figura 2 – Protótipo virtual. (a) Geometria da haste. (b) Modelo discretizado utilizado nas análises numéricas.

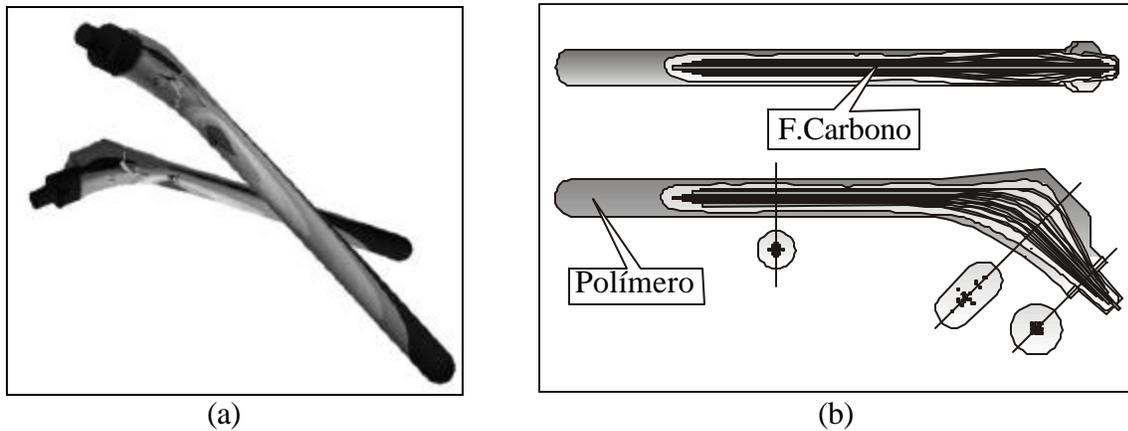


Figura 3 – Protótipo virtual. (a) Distribuição de tensões obtidos em uma das análises numéricas. (b) Arranjo das fibras de carbono.

3.3 Protótipos físicos

Esta etapa foi realizada com a transferência dos dados geométricos do protótipo virtual gerado no sistema *CAD* (modelo sólido) para o sistema de Prototipagem Rápida.

Esta transferência se dá com a conversão dos dados geométricos do modelo sólido para um formato de arquivo de comunicação padronizado, *STL* (*STereoLithography*).

A técnica de Prototipagem Rápida utilizada foi a *FDM* e produz protótipos com geometria complexa em intervalos de tempo relativamente curtos se comparados com os processos convencionais. A *FDM* cria modelos físicos a partir de um material termoplástico aquecido, extrudado através de um bico posicionado sobre uma mesa controlada por computador. A mesa é movimentada para receber o material até que uma fina camada (*slice*) seja formada. A próxima camada é construída em cima desta, e assim sucessivamente, até que o objeto esteja completamente formado. O sistema utiliza uma variedade de materiais, sendo o mais comum o plástico *ABS*, (Hubinger *et al.*, 1999).

O equipamento de Prototipagem Rápida utilizado foi o modelo *FDM* 8000 da Stratasys[®] com capacidade volumétrica de 457 x 457 x 609mm. Sendo que os dados gerados pelo sistema *CAD* no formato *STL* foram interpretados pelo programa QuickSlice[®] também desenvolvido pela Stratasys[®].

3.4 Fabricação dos moldes

Esta etapa consistiu na confecção dos moldes de silicone a partir do protótipo físico em *ABS*, Fig. 4a. Os moldes fabricados foram do tipo bipartido. O protótipo físico foi inicialmente posicionado na caixa de moldagem de tal forma que a primeira metade do molde pudesse ser obtida. A outra metade do molde foi obtida posicionando-se o protótipo físico, com pinos para a criação dos canais (vazamento e de saída de ar), sobre a primeira metade do molde de silicone, Fig. 4b.

3.5 Fabricação das hastes de implante de quadril

Esta etapa consistiu, inicialmente, na preparação dos dois materiais utilizados na fabricação das hastes de implante quadril.

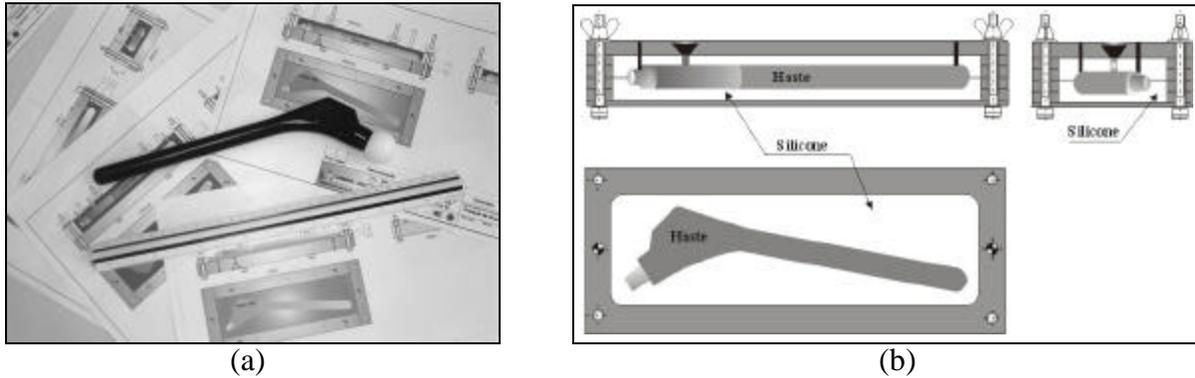


Figura 4 – Fabricação dos moldes de silicone. (a) protótipo físico (a) protótipo físico posicionado na caixa de moldagem.

Preparação das fibras de carbono

- Limpeza das fibras de carbono com acetona, posteriormente será realizado o tratamento com HNO_3 conforme (Burakowski e Rezende, 2000);
- Pré-impregnação das fibras de carbono. Estas foram imersas na resina polimérica e suspensas verticalmente para retirada do excesso, e assim permaneceram por aproximadamente 10 minutos tempo suficiente para permitir o manuseio das fibras e fazer o alinhamento das mesmas conforme a geometria da haste. Este tempo também foi estabelecido para que a fibras pré-impregnadas mantenham uma viscosidade adequada para que no momento do vazamento da resina haja adesão química;
- Posicionamento e fixação das fibras de carbono no molde de silicone, Fig. 3b.

Preparação do biopolímero derivado de óleo vegetal (óleo de mamona)

- Mistura do pré-polímero e do polioliol segundo a relação estequiométrica de 1:0,7 respectivamente;
- Homogeneização da mistura por agitação;
- Utilização de câmara de vácuo para eliminação de bolhas de ar formadas durante a agitação;
- Vazamento da resina no molde a pressão e temperatura ambiente. A resina apresenta um *pot life* (tempo necessário para que o sistema de resina formulado retenha a viscosidade em níveis baixos o suficiente para ser utilizada no processamento) de aproximadamente 20 minutos. A cura total da resina poliuretana se dá em torno de 48 horas. Em todas as etapas não foi utilizado desmoldante pela facilidade com que o silicone permite a desmoldagem.

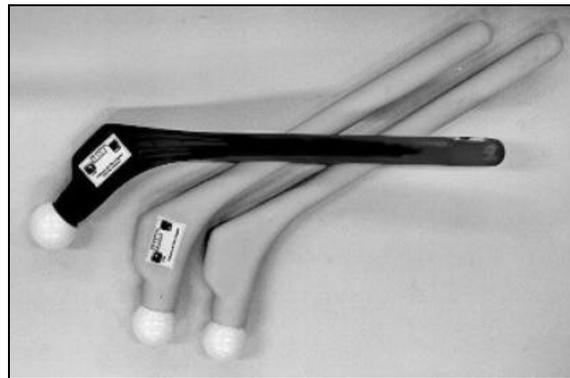
Esta etapa, foi concluída com a obtenção das hastes de implante de quadril reforçadas com fibras de carbono, podendo estas serem testadas experimentalmente segundo as normas ISO 7206-3 e ISO 7206-4 que determinam as propriedades de resistência de hastes de implantes de quadril sem e com aplicação de torção, respectivamente.

4. CONCLUSÕES

A metodologia apresentada neste trabalho conduziu ao desenvolvimento e a produção de hastes para implantes de quadril em polímero derivado de óleo vegetal reforçado com fibra de carbono, como mostrado na Fig. 5.



(a)



(b)

Figura 5 – Haste de implante de quadril. (a) Haste e molde de silicone
(b) Haste com reforço de fibra de carbono.

A presente investigação fundamentou-se na utilização de um biopolímero sintetizado a partir de óleo vegetal, desenvolvido para utilização na produção de implantes ortopédicos. As características de biocompatibilidade, associadas a facilidade de manuseio e moldagem faz deste polímero um material inovador corroborando para o desenvolvimento de próteses que proporcionem uma melhor qualidade de vida às pessoas implantadas.

A utilização dos protótipos físicos obtidos pela Prototipagem Rápida como modelos para obtenção de moldes de silicone faz desta metodologia de fabricação uma poderosa ferramenta para o ciclo de desenvolvimento de produto, principalmente para peças com certa complexidade geométrica. Outro fato importante, é a possibilidade de criação de protótipos virtuais e conseqüentemente físicos a partir de imagens de sistemas tomográficos, viabilizando a produção de implantes personalizados.

Ressalta-se aqui a necessidade de um estudo mais aprofundado quanto a implantação do reforço de fibras de carbono, principalmente quanto a disposição das fibras levando-se em consideração as tensões desenvolvidas durante o carregamento aplicado na haste.

Agradecimentos

Ao engenheiro de aplicações Rodrigo Machado de Godoy, do Centro de Modernização Empresarial – CME da Fundação ParqTec - São Carlos, pela fabricação do protótipo físico.

Os autores ainda agradecem o auxílio recebido do CNPq e CAPES.

REFERÊNCIAS

- Burakowski, L. & Rezende, M. C., 2000, Tratamento superficial de fibras de carbono por método químico, XIV Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, São Pedro – SP, Dez.
- Claro Neto, S. & Chierice, G. O., 1996, Caracterização mecânica de poliuretano utilizado para implante ósseo, XII Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, Águas de Lindóia – SP, pp. 1446-49, Dez.
- Garcia Filho, R. J. *et al.*, 1998, Estudo anatômico radiográfico e tomográfico de 50 fêmures aplicado à construção de endopróteses não convencionais de quadril. *Acta Ortopédica Brasileira*. v.1, pp. 1-8.
- Hubinger, A. Z.; Carvalho, J. & Lirani, J., 1999, Rapid prototyping – concepts, techniques, applications and future trends, XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, Águas de Lindóia – SP, Nov.

- Ignácio, H. *et al.*, 1996, Estudo sobre a aplicabilidade médica da poliuretana derivada da mamona. Resenha Ortopédica. Órgão oficial da área de ortopedia e traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – SP, USP, n.6.
- Ignácio, H., 1995, Utilização do cimento derivado do polímero da mamona no preenchimento de falha óssea. Estudo experimental em coelhos. Ribeirão Preto, 96p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- Ignácio, H., 1999, Avaliação da poliuretana da mamona nas formas compacta e porosa no preenchimento de falha óssea. Estudo experimental em cães. Ribeirão Preto, 92p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- ISO, 1988, Implants for surgery – Partial and total hipjoint prostheses – Part 3: Determination of endurance properties of stemmed femoral components without application of torsion, ISO 7206-3 – Part 3.
- ISO, 1988, Implants for surgery – Partial and total hipjoint prostheses – Part 4: Determination of endurance properties of stemmed femoral components with application of torsion, ISO 7206-3 – Part 4.
- Ohara, G. H. *et al.*, 1995, Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantado em coelhos. Acta Ortopédica Brasileira. v.3, n.2.
- Toray International, Inc., 2000, Products information, <http://www.toray-intl.co.jp/torayca/yarn.html>, 24 Jul.
- Walker, P. S., 1977, Human joints and their artificial replacements, Chales C. Thomas Publisher, Illinois.

DEVELOPMENT OF A MANUFACTURING METHODOLOGY FOR ORTHOPAEDIC IMPLANT STEM IN POLYMERIC COMPOSITE

Abstract. *The current development in medical area demands that implants present simultaneously a high performance level and a high durability accompanied of low cost. Such demands are also functions of the material properties used in products like orthopaedic implants. This work present a manufacturing methodology for hip implant stems in polymer derived from vegetable oil reinforced with carbon fiber. The stages developed for manufacturing of the stems were: creation of the virtual prototype to define the initial geometry for the analysis of the mechanical behaviour by CAD and CAE systems, respectively and the construction of the physical prototype by the Rapid Prototyping technique, FDM, allowing to obtain prototypes with a minimal geometric errors. Silicon molds were obtained from the physical prototype and used in the hip implant stems molding. The final stage of the development consisted in the preparation of the materials, stacking the carbon fibers and molding. The developed methodology used in this investigation was viable for the manufacturing of hip implant stems in polymeric composite.*

Keywords: *Orthopaedic implants, Carbon fiber reinforced polymer, Design methodology, Rapid prototyping, CAD CAE systems.*