

## SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE PRÓTESE DE QUADRIL POLIMÉRICA<sup>1</sup>

### *A COMPUTER SIMULATION OF A POLYMERIC HIP PROSTHESIS*

Henrique Doria Beust<sup>2</sup>, Marcelo Menna Barreto Schwarcke<sup>3</sup>,  
Felipe Ferreira Luz<sup>4</sup> e Tiago Moreno Volkmer<sup>5</sup>

#### RESUMO

Um dos casos específicos de cirurgias que necessitam de prótese é a artroplastia total de quadril (ATQ), que vem sendo amplamente usada devido aos bons resultados na recuperação da mobilidade de pacientes com problemas na região fêmur/quadril. Porém, a grande maioria das próteses encontradas no mercado hoje é fabricada com materiais metálicos, o que confere um módulo de elasticidade muito maior do que o osso, que segundo a lei de Wolff, gera modificações em seu tamanho, forma e densidade de maneira negativa, sendo prejudicial à saúde do paciente. Através dos critérios de biocompatibilidade e valor de módulo elástico próximo ao fêmur humano, utilizou-se o *software* CES EduPack para escolher os três melhores polímeros: a poliamida-imida (PAI), o poli(éter-imida) (PEI) e o poli(éter-éter-cetona) (PEEK). Através da simulação por elementos finitos, verificou-se a possibilidade de utilização de uma prótese de quadril inteiramente polimérica. Os resultados da simulação demonstraram que o PEEK obteve os melhores resultados dentre os polímeros escolhidos, suportando até 19% da tensão máxima aplicada.

**Palavras-chave:** poliamida-imida (PAI), o poli(éter-imida) (PEI) e o poli(éter-éter-cetona) (PEEK), lei de Wolff, seleção de materiais.

#### ABSTRACT

*One of the specific cases of surgeries that require prosthesis is the total hip arthroplasty (THA), which has been widely used due to good results in the recovery of patients with femur/hip mobility problems. However, the vast majority of prosthesis found on the market today is manufactured with metallic materials, which gives an elasticity modulus much higher than the bone, which, according to Wolff's law, generates changes in size, shape. And negatively changes density, and detrimental to the health of the patient. So, mechanical properties and biocompatibility were the criteria used to select three polymers, using CES EduPack software. Through finite elements simulation, the possibility of utilization of an entirely polymeric hip prosthesis was studied. The better results among the studied polymers were showed by PEEK resisting up to 19% of the maximum tension.*

**Keywords:** total hip arthroplasty, Wolff's law, material selection.

---

<sup>1</sup> Trabalho Final de Graduação - TFG.

<sup>2</sup> Acadêmico do curso de Engenharia de Materiais - Centro Universitário Franciscano. E-mail: h.beust@hotmail.com

<sup>3</sup> Colaborador - Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre. E-mail: marcelombs@ufcspa.edu.br

<sup>4</sup> Colaborador - Centro Universitário Franciscano. E-mail: felipe.luz@unifra.br

<sup>5</sup> Orientador - Centro Universitário Franciscano. E-mail: tiagovolkmer@unifra.br

## INTRODUÇÃO

Por definição, biomaterial é qualquer substância ou combinação de substâncias, naturais ou não, que não sejam drogas ou fármacos, utilizados em aplicações biomédicas e que interagem com sistemas biológicos, que tratam, aumentam ou substituem quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo (LABERGE; RECUM, 1995).

A escolha de um material para ser usado como biomaterial depende da análise de uma série de requisitos que devem ser encontrados. Nesse sentido, a biocompatibilidade (efeito do ambiente orgânico no material e efeito do material no organismo), a biodegradabilidade (fenômeno em que o material é degradado ou solubilizado em fluidos tissulares, desaparecendo do sítio de implantação), bem como a velocidade de degradação do material são características desafiadoras para o desenvolvimento dos biomateriais e fundamentais para a escolha de um biomaterial (VASCONCELOS; ORÉFICE; PEREIRA, 1999).

Uma grande variedade de biopolímeros vem sendo utilizada em aplicações biomédicas, devido à versatilidade estrutural e suas características físico-químicas, o que permite adequar suas propriedades, dependendo da aplicação desejada. A possibilidade de alterar agrupamentos químicos das cadeias principais, ou ramificadas, pode viabilizar o estabelecimento de interações específicas entre o material e o tecido hospedeiro adjacente. Entre os polímeros mais utilizados, pode-se citar aqueles de origem sintética ou natural, como também os biodegradáveis ou estáveis quando em contato com o ambiente corpóreo (MANSUR; ORÉFICE; PEREIRA, 2010).

A artroplastia total do quadril (ATQ) tornou-se um excelente método de tratamento no alívio da dor e melhora funcional dos pacientes com doença degenerativa da articulação coxofemoral. Inicialmente, sua indicação estava restrita a pacientes mais idosos e com demanda funcional menores. No entanto, o aperfeiçoamento da técnica cirúrgica, a evolução dos implantes e das superfícies de atrito, proporcionando menor desgaste, fez ampliar o universo dos pacientes que puderam se beneficiar com esse procedimento (CANALE; BEATY, 2003).

Atualmente, no mercado brasileiro, há uma infinidade de marcas e modelos diferentes de próteses, cada qual com suas atribuições e modificações para tornarem-se mais acessíveis ou funcionais, desde a cirurgia para implante até a sua funcionalidade como um todo. Porém, o grande problema apresentado nas próteses de metal e metal/cerâmico é o seu módulo elástico muito maior que o osso substituído pois, segundo Alliston e Chang (2011), o fêmur de um adulto apresenta um módulo elástico de 16,7 GPa. O osso é composto por cristais de hidroxiapatita anisotrópicos, contendo em sua estrutura cálcio. Estes cristais são piezoelétricos, pois ao sofrerem deformação, ao serem comprimidos, irão gerar uma voltagem (mV), o que atrairá íons  $Ca^{+2}$  para a estrutura óssea estimulada mecanicamente.

Segundo a lei de Wolff, a tensão imposta aos ossos gera modificações em seu tamanho, forma e densidade. Quando um osso é estimulado mecanicamente e transversalmente, há aumento da atividade osteoclástica na área pressionada e aumento da atividade osteoblástica da área contralateral (BERTOLINI; BOIN; PORTINHO, 2008).

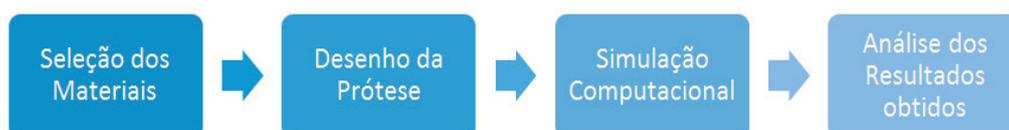
A seleção dos materiais deve ser feita visando não só atender a requisitos de resistência mecânica, de tenacidade e de resistência à corrosão, mas também buscando adequar o material aos processos de fabricação disponíveis (FERRANTE, 2002). Através da seleção de materiais, foram selecionados três polímeros, com base na sua positiva interação biológica e propriedades mecânicas. Posteriormente, foi simulado através do método de elementos finitos, seu comportamento quando da aplicação de uma carga estática.

Este estudo visa utilizar o método de elementos finitos para simular o desempenho mecânico de uma prótese de quadril feita inteiramente de um material polimérico, o que evitaria o problema causado pela diferença entre o módulo de elasticidade entre o osso e uma prótese feita de material metálico. Não foi encontrada nenhuma pesquisa na literatura que estudasse, via simulação computacional, a possibilidade de utilização de próteses de quadril inteiramente de polímeros.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi desenvolvido de acordo com a metodologia mostrada na figura 1.

**Figura 1** - Etapas do desenvolvimento do trabalho.

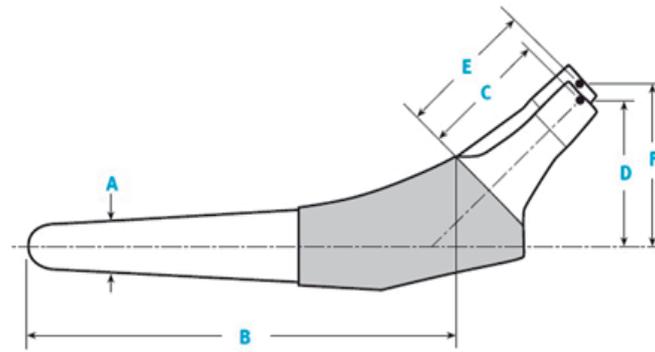


Fonte: construção dos autores.

Na primeira etapa foi utilizado um mapa de seleção de materiais, comparando o limite de escoamento e o módulo de Young de diferentes homopolímeros de engenharia, com as propriedades do osso humano. Para tal, utilizou-se a base de dados do software Cambridge Engineering Selector (CES).

Posteriormente, foi criada uma prótese de quadril, computacional, no software SolidWorks, baseada no modelo Zimmer M/L Taper Hip-Standard, conforme mostra a figura 2.

Os valores base das dimensões para esta prótese encontram-se na tabela 1.

**Figura 2** - Modelo da prótese Zimmer M/L Taper Hip-Standard.

FONTE: Zimmer® (2014)

**Tabela 1** - Dimensões da prótese Zimmer M/L Taper Hip-Standard.

A (mm)	B (mm)	C (mm)	D (mm)
5	109	33 - 47	37 - 48

Fonte: Zimmer® (2014)

Com o design da prótese definido, a simulação de compressão ocorreu de maneira que o modelo foi carregado com uma força de 3kN, em um ângulo de 208 graus, o que se aproxima do pico de carga de uma caminhada normal, para uma pessoa de 70 kg (MARQUES; SIMÕES, 2005).

Os resultados obtidos nesta simulação foram comparados aos resultados de uma simulação feita na prótese, porém com dados de uma liga de titânio convencional (Ti-6AL-4V), averiguando assim, a eficácia do modelo selecionado.

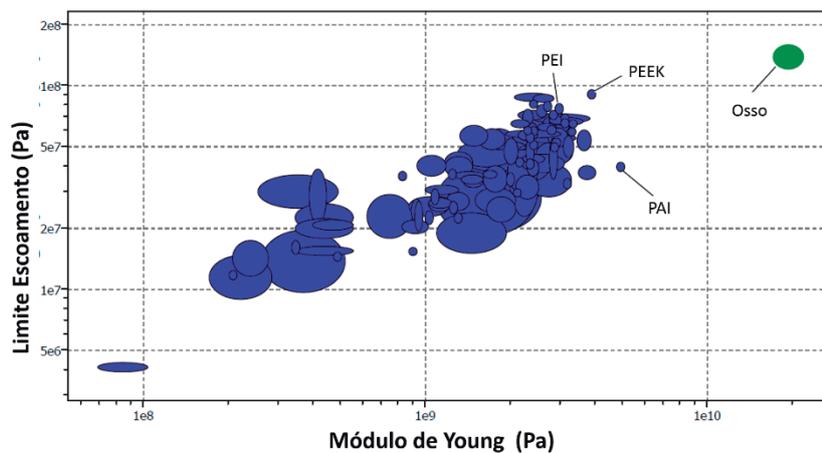
## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Conforme se observa no mapa da figura 3, os materiais que melhor satisfazem os quesitos de Limite de Escoamento e de Módulo de Young para a aplicação são a poliamida-imida (PAI), o poliéter-imida (PEI) e o poliéter-éter-cetona (PEEK).

A poliamida-imida destaca-se por ser um polímero hidrofílico, com boa estabilidade térmica em temperatura corpórea e permite a adesão celular (ZOU et al., 2016). Já o PEI é um polímero termoplástico que apresenta boa biocompatibilidade com fibroblastos e células humanas endoteliais (PELUSO et al., 1994), enquanto que o PEEK se destaca por comportar-se de maneira bioinerte quando implantado, por não se degradar *in vivo* e pela radioluscência (ALMASI et al., 2016).

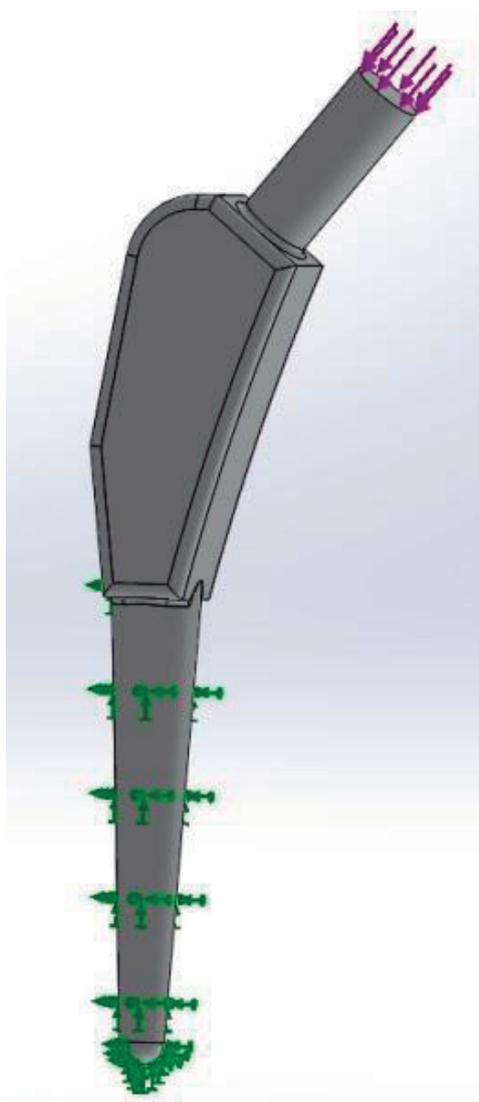
A prótese mostrada na figura 4 foi desenhada seguindo os requerimentos constados pelo fabricante. Porém, sofreu apenas algumas alterações de caráter mínimo, facilitando sua reprodução no software.

Figura 3 - Mapa de seleção de materiais, relacionando o Limite de Escoamento e o Módulo de Young para diferentes polímeros de engenharia em comparação com o osso, obtidos pelo software CES.



Fonte: construção dos autores.

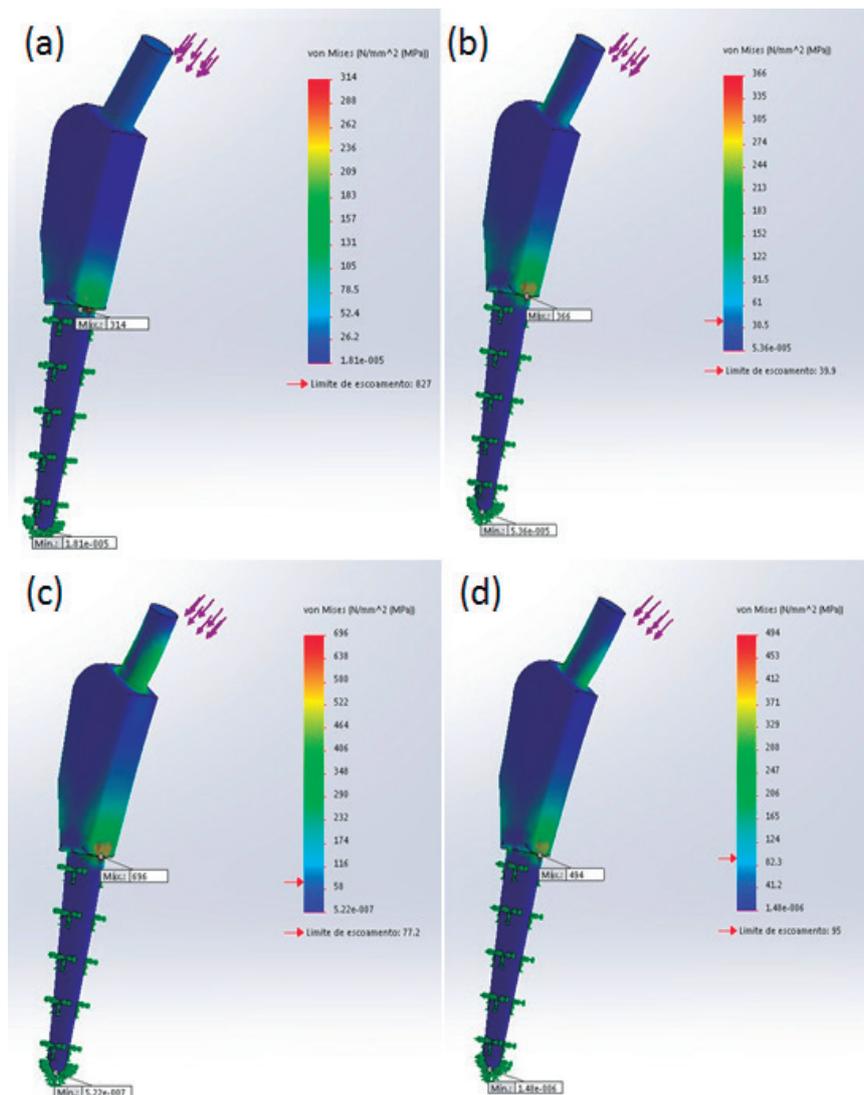
Figura 4 - Desenho final da prótese.



Fonte: construção dos autores.

No caso específico das próteses de quadril, a forma geométrica influencia o comportamento dos componentes femorais em ensaio *in vivo*, incluindo a forma geral (linear ou anatômica), a presença de um colar, a forma da ponta da prótese e o comprimento da mesma. (CASTELEYN; SCHEERLINCK, 2006). A figura 5 mostra a simulação da força estática de 3KN sendo aplicada à prótese desenhada, além de comparar o seu desempenho com diferentes materiais.

**Figura 5** - Simulação da aplicação de uma carga estática em uma prótese de (a) Titânio, (b) PAI, (c) PEI e (d) PEEK.



Fonte: construção dos autores.

Segundo Cerettia et al. (2013), é comum uma prótese apresentar seu ponto máximo de tensão logo acima do local em que é cimentada no osso, o que indica o ponto de fragilidade, ou seja, o local que deve ser alterado no design, para tornar viável o uso dos materiais selecionados. Esse mesmo comportamento foi verificado nas simulações para todos os materiais estudados.

A prótese com a liga de titânio mostrou-se capaz de suportar a carga aplicada, sem sofrer uma ruptura, provando ser um projeto eficaz, que pode ser usado como prótese de quadril, como mostra a

figura 5(a). Já as próteses poliméricas, mostradas nas figuras 5(b) (c) e (d), apresentaram uma tensão máxima superior ao limite de escoamento do material. Na tabela 2 é possível visualizar os valores tabelados encontrados na literatura e o valor de tensão máxima da simulação.

**Tabela 2** - Valores de Módulo de Young e de Limite de escoamento tabelados para os materiais escolhidos e tensão máxima obtida por simulação.

≠/≠	Módulo de Young (GPa)*	Limite de escoamento (MPa)*	Tensão máxima simulação (MPa)**	Limite Escoamento / Tensão Máxima**
Titânio	111 - 119	1020 - 1080	314	3,4
PAI	4,78 - 5,02	38 - 42	366	0,11
PEI	2,89 - 3,04	73,5 - 81,1	696	0,11
PEEK	3,76 - 3,95	95 - 97	494	0,19
Osso	17 - 22	120 - 168	-	-

Fonte: \*CES EduPack 2013; \*\*Construção dos autores.

Dadas as simulações, constatou-se que todas as próteses poliméricas apresentaram uma tensão máxima maior que o limite de escoamento do material. Contudo, a que mostrou o maior valor de tensão resultante do ensaio estático foi a composta inteiramente por PEI.

Como a tensão ficou muito acima do limite de escoamento para os polímeros escolhidos para o projeto, o software não consegue prever o comportamento do material para grandes deformações plásticas, visto que o banco de dados do *software* solidworks só tem propriedades de materiais para o regime elástico (SOLIDWORKS, 2011), fazendo com que essas deformações excessivas apareçam.

Através da simulação, constatou-se que a prótese desenhada pode ser utilizada se depender apenas do ensaio mecânico estático, quando feita em Titânio, porém os polímeros selecionados apresentaram um ponto de tensão máximo maior que seu limite de escoamento, indicando provável deformação plástica da peça, tornando inviável seu uso. Ao se dividir o limite de escoamento do material pela tensão máxima encontrada na simulação, verificou-se que a prótese de titânio pode resistir a uma tensão de até 3,4 vezes maior do que a aplicada. Já para os polímeros PAI e PEI, o limite de escoamento corresponde a 11% da tensão aplicada, enquanto que para o PEEK este valor é da ordem de 19%. Os resultados mostram que o PEEK é o material que apresenta melhor potencial para ser aplicado como uma prótese de quadril totalmente polimérica.

Como não foram encontrados trabalhos similares na literatura, torna-se difícil comparar estes dados; porém, apesar dos resultados mecânicos bem abaixo do necessário para a utilização dos polímeros estudados como prótese de quadril, novos estudos podem verificar o efeito de diferentes geometrias de próteses, fator fundamental para o sucesso de um implante (CASTELEYN; SCHEERLINCK, 2006).

## CONCLUSÃO

O estudo mostra que foi possível simular o desempenho mecânico de um modelo de próteses de quadril desenhado, utilizando diferentes materiais poliméricos. Através da simulação, constatou-se que a prótese desenhada pode ser utilizada se depender apenas do ensaio mecânico estático, quando feita em Titânio, porém os polímeros selecionados apresentaram um ponto de tensão máximo, maior que seu limite de escoamento. O PEEK suportou até 19% da tensão máxima aplicada à prótese. Entretanto, este resultado não exclui a possibilidade de as próteses de quadril serem feitas de um material inteiramente de materiais polimérico, apenas indica que este modelo de prótese não é o mais indicado para este fim.

## REFERÊNCIAS

ALLISTON, T.; CHANG, J. TGF $\beta$  and Runx2 calibration of bone extracellular matrix quality for tissue-specific function. **Bonekey Reports**, Department of Orthopaedic Surgery, n. 8, p. 370-380, 2011.

ALMASI, D. et al. Preparation Methods for Improving PEEK's Bioactivity for Orthopedic and Dental Application: A Review. **International Journal of Biomaterials**, v. 2016, p. 1-12, 2016.

BERTOLINI, G. R. F.; BOIN, V. G.; PORTINHO, D. Efeitos sobre o tecido ósseo e cartilagem articular provocados pela imobilização e remobilização em ratos Wistar. **Revista brasileira de medicina do esporte**, v. 14, n. 5, p. 408-411, 2008.

CANALE, S. T.; BEATY, J. H. **Campbell's operative orthopaedics**. 10. ed. Saint Louis, Mosby: Canale ST, 2003. 4664p.

CASTELEYN, P.; SCHEERLINCK, T. **The design features of cemented femoral hip implants**. 2006. 249f. Tese (Doutorado em Orthopedic and Trauma Surgery) - Academic Hospital of the Vrije Universiteit Brussel, The Bone & Joint Journal, 2006. Disponível em: <<https://goo.gl/zsst2w>>. Acesso em: 15 jul. 2017.

CERETTIA et al. Hip prosthesis design. Market analysis, new perspectives and an innovative solution. **Procedia CIRP**, v. 5, n. 1, p. 310-314, 2013.

FERRANTE, M. **Seleção de Materiais**. 2. ed. Brasil: EdUFSCar, 2002. 286p.

LABERGE, M.; RECUM, A. F. V. Educational goals for biomaterials science and engineering: Prospective view. **Journal of Applied Biomaterials**, Clamson, SC, v. 6, n. 2, p. 137-144, 1995.

MANSUR, H. S.; ORÉFICE, R. L.; PEREIRA, M. M. **Biomateriais Fundamentos & Aplicações**. Rio de Janeiro, RJ: Cultura Médica, 2010. 538p.

MARQUES, A.; SIMÕES, J. Design of a composite hip femoral prosthesis. **Materials and Design**, n. 26, p. 391-401, 2005.

PELUSO, G. et al. Polyetherimide as biomaterial: preliminary in vitro and in vivo biocompatibility testing. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 5, n. 9-10, p. 738-742, 1994.

SOLIDWORKS. **Student's guide to learning Solid Works**. 2011. Disponível em: <<https://goo.gl/ygB9Gb>>. Acesso em: 28 ago. 2017.

VASCONCELOS, W. L.; ORÉFICE, R. L.; PEREIRA, A. P. V. Novos Biomateriais: Híbridos Orgânico-Inorgânicos Bioativos. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, São Carlos, SP, v. 9, n. 4, p. 104-109, 1999.

ZIMMER®. **Zimmer M/L Taper Hip Prosthesis Surgical Technique**. 2014. Disponível em: <<https://goo.gl/CB8XQN>>. Acesso em: 15 jul. 2017.

ZOU, Q. et al. A Highly Hydrophilic and Biodegradable Novel Poly(amide-imide) for Biomedical Applications. **Polymers**, v. 8, n. 441, p. 1-13, 2016.

