



VIABILIDADE DO POLIETILENO DE ALTA DENSIDADE COMO UMA ALTERNATIVA NA IMPLEMENTAÇÃO DE PRÓTESES DE PÉ-TORNOZELO

Gustavo Almeida Silveira de Souza , UFSJ, gustagus14@aluno.ufsj.edu.br

Dalila Moreira da Silveira , UFSJ, dalilams@ufsj.edu.br

Rina Mariane Alves Dutra , UFSJ, rina@ufsj.edu.br

Resumo. Este trabalho intenta em apresentar um estudo acerca dos materiais utilizados em próteses de pé. No Brasil, grande parte da população que necessita do uso de prótese é de baixa renda e por isso faz-se necessária a busca por próteses de baixo custo. Neste estudo, comparou-se o comportamento, em uma prótese do tipo “roll-over”, de três materiais já consolidados na literatura: a fibra de carbono, o aço inoxidável 316L e a liga de titânio Ti-4Al-6V; e o PEAD (polietileno de alta densidade, do inglês HDPE - high density polyethylene), a fim de verificar, através de análises estáticas, a viabilidade mecânica da sua utilização como material alternativo, buscando o barateamento do custo de produção final. O estudo foi feito considerando a população adulta masculina do Brasil, com mediana de altura de 1,83m e 72,8kg. Como resultado, o PEAD não satisfaz as condições para substituir os materiais já consolidados.

Palavras chave: Prótese. PEAD. Liga de Titânio. Aço inoxidável. Fibra de Carbono.

1. INTRODUÇÃO

De acordo com as diretrizes de atenção à pessoa amputada (Ministério da Saúde, 2013), estima-se que as amputações do membro inferior correspondam a 85% de todas as amputações de membros, apesar de não haver informações disponíveis que integrem dados do sistema público e privado no Brasil. Das amputações realizadas pelo SUS em 2011, cerca de 94% foram no membro inferior. Devido a estes apontamentos, entende-se que a disponibilidade de próteses desses membros é uma necessidade nacional.

Além disso, as diretrizes (Ministério da Saúde, 2013) apontam ainda que 80% das amputações de membros inferiores são realizadas em pacientes com doença vascular periférica e/ou diabetes. Adicionalmente, Santos *et. al* (2011), escrevem que, além de fatores de risco associados à amputação de pés diabéticos, fatores sociais exercem grande influência na necessidade/risco de amputação. Portanto, além da disponibilidade de próteses, sua qualidade e baixo custo são, de maneira geral, essenciais para a reintegração social de amputados. Considerando que uma parcela significativa de amputados são pessoas de baixa renda, infere-se que o preço de uma prótese pode ser uma restrição ao uso. Ainda assim, o SUS oferece gratuitamente a confecção destes dispositivos para a população brasileira. De acordo com o Ministério da Saúde (Ministério da Saúde, 2020), no primeiro semestre de 2020 foram investidos mais de R\$ 154,9 milhões de reais na fabricação de 3.298.667 órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção (OPM).

Nesse sentido, o objetivo desse estudo é buscar encontrar um caminho para o barateamento da confecção de uma prótese de pé-tornozelo. Dessa forma, busca-se, avaliar o emprego do polietileno de alta densidade (PEAD) como um matéria prima alternativa, avaliando se o seu emprego atende os requisitos mecânicos do sistema. Caso a hipótese se confirme, seria possível alcançar o objetivo primário, dado seu baixo custo por kilograma.

2. METODOLOGIA

No estudo e desenvolvimento de uma prótese, a compreensão do comportamento do material de construção é fundamental para se obter um resultado coerente com a realidade. De modo geral, vê-se de maneira recorrente na literatura o uso de liga de Titânio (Moghaddam, et al., 2016) (Niinomi & Nakai, 2011) (Sekeris & Faldini, 2005) (Júnior, Mirlisena, & Raia, 2005), aço inox (Niinomi & Nakai, 2011) (Abbas, Kadhim, Ahmed, & Muhannad, 2018) (Sekeris & Faldini, 2005) e fibra de carbono (Júnior, Mirlisena, & Raia, 2005) (Abbas, Kadhim, Ahmed, & Muhannad, 2018) para estes estudos. Alternativamente, ligas de magnésio compõem estudos promissores (Moghaddam, et al., 2016), bem como materiais poliméricos, como polietileno de alta densidade (PEAD), PLA e ABS (Yousif, Resan, & Fenjan, 2018), especialmente no que diz respeito a confecção das peças por manufatura aditiva.

Esse método de fabricação – manufatura aditiva – é baseado em um princípio de adição de material, em forma de camadas, para confecção de um produto, baseado em um modelo tridimensional, normalmente obtido de um programa CAD. As características marcantes desse tipo de manufatura são a facilidade de automação, tempo reduzido de confecção (quando comparado a métodos tradicionais como fundição, torneamento e extrusão) e potencial de confecção de geometrias complexas (Volpato & de Carvalho, 2018).

Para este trabalho serão analisados os seguintes materiais: liga de Titânio Ti-6Al-4V, aço inoxidável 316L e fibra de carbono, por já constarem na literatura como materiais consolidados no uso de próteses. Além disso, o polietileno de alta



densidade (HPDE) será avaliado, objetivando validar sua viabilidade e custo-benefício na confecção de próteses, em comparação com os demais materiais, visto que seu custo por quilo é inferior aos demais (*vide* Tabela 1)). Ademais, este material também foi escolhido, devido a seu baixo módulo de elasticidade, que permite caracterizá-lo como um material dúctil, flexível e inquebrável (Yousif, Resan, & Fenjan, 2018), especialmente quando comparado com os outros materiais citados.

Tabela 1. Preços de mercado dos materiais utilizados.

	<i>PEAD (ou HDPE)</i>	<i>Fibra de Carbono</i>	<i>Aço inox 316L</i>	<i>Liga de Titânio</i>
<i>Preço (R\$ / kg)</i>	8,19	50,00	10,50	94,50

Para os desenhos das peças utilizadas no modelo, foi utilizado o software Autodesk Inventor® e as medidas foram baseadas na patente US 2004/0153168 A1 (USA Patent No. US20040153168A1, 2004), nas relações de dados antropométricos do SIDRA (Sistema IBGE de Recuperação Automática) (IBGE, 2008) e nas relações antropométricas presentes em (Hall, 2016). Não obstante, o estudo será voltado para homens, visto que esse grupo é maioria entre os amputados (Santos, Sobreira, Nunes, & Moraes, 2013) (Tavares, Dias, Araújo, & Pereira, 2009) (de Souza, dos Santos, & de Albuquerque, 2019) (Santos, de Carvalho, de Souza, & de Albuquerque, 2015). Dessa forma, para este estudo, foi considerado que o amputado é um homem adulto com aproximadamente 1,83m de altura, cujo comprimento aproximado do pé é de 27,73cm (considerando-se uma relação altura/pé de 6,6:1)(Dinis, 2019).

A compreensão do comportamento dos materiais durante o ciclo de vida do produto envolve o desenvolvimento de ensaios numéricos e computacionais. Para este estudo, será realizada uma análise estrutural na prótese, a fim de verificar sua deformação e tensões internas em situações de esforço estático, com os materiais citados.

As simulações foram realizadas no software Autodesk Fusion 360®. As condições de contorno para as simulações foram baseadas no estudo de (BALARAMAKRISHNAN, NATARAJAN, & SUJATHA, 2021). As propriedades mecânicas dos materiais não foram alteradas, sendo utilizadas as configurações presentes no software de simulação, e são apresentadas na Tabela 2)).

Tabela 2. Propriedades mecânicas dos materiais utilizados, retiradas da base de dados do software FUSION 360®.

<i>Material</i>	<i>Módulo de Elasticidade</i>	<i>Tensão Limite de escoamento (Yield Strength)</i>	<i>Resistência à tração</i>	<i>Densidade</i>
Fibra de Carbono (Carbon Fiber Reinforced Epoxy)	133 GPa	300 MPa	577 MPa	1,43 g/cm ³
PEAD (Polythylene, High Density)	0,911 GPa	20,67 MPa	20,67 MPa	0,952 g/cm ³
Aço inox 316 L (Stainless Steel 316L)	193 GPa	170 MPa	485 MPa	7,99 g/cm ³
Liga de Titânio Ti-6Al-4V (Titanium Alloy Ti-6Al-4V)	113,77 GPa	882,529 MPa	951,477 MPa	4,43 g/cm ³

Como as análises feitas foram análises estáticas, foi necessário estabelecer os instantes de avaliação. Para isso, o foi usado como referência as fases de duplo apoio e balanço do ciclo de marcha, ilustradas na Figura 1)).

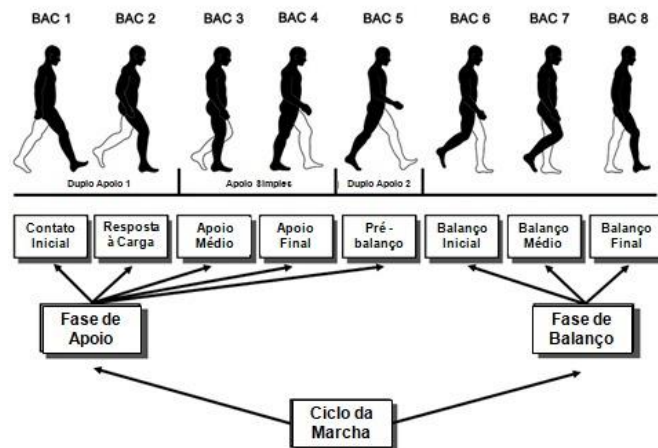


Figura 1. Fases do ciclo de marcha. Adaptado de (Stöckel, et al., 2015).

A primeira parte das simulações consistiu em aplicar uma reação ao peso do amputado no terço distal da prótese, simulando o instante prévio à fase de balanço da caminhada. O módulo desta reação é 713,95 N, considerando o peso médio da população masculina brasileira é de, aproximadamente, 72,8kg (IBGE, 2008). Na aplicação, foi adotado um ângulo de inclinação de 70° em relação ao plano transversal, simulando o fim do período de duplo apoio, no instante que precede a fase de balanço da caminhada. Estas condições são ilustradas na Figura 2)).

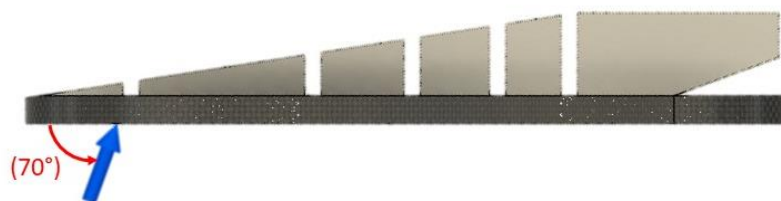


Figura 2. Simulação da reação no terço distal da prótese.

Posteriormente, a mesma força foi aplicada no terço proximal da prótese, com inclinação de 75° em relação ao plano transversal, simulando o instante inicial do período de duplo apoio da caminhada. Estas condições são ilustradas na Figura 3)).

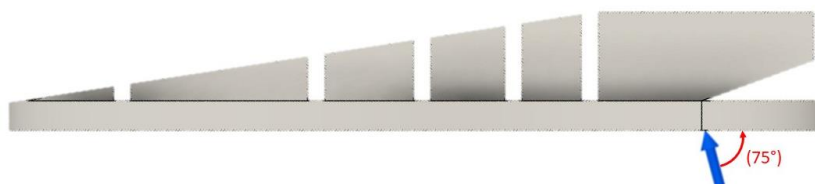


Figura 3. Simulação da reação no terço proximal da prótese.

Estas duas etapas foram repetidas para os quatro materiais da Tabela 1) na sola da prótese. As demais partes foram configuradas em todos os testes como feitas de fibra de carbono (Carbon Fiber Reinforced Epoxy). Em todas as simulações a Malha de Elementos Finitos foi gerada pelo Fusion 360® (versão gratuita de estudante), configurada como mostrado na Figura 4)). Além disso, a superfície superior da prótese (onde é normalmente encaixado um tubo de alumínio para conexão com a perna do amputado) foi fixada, visto que durante a caminhada essa parte é imóvel.

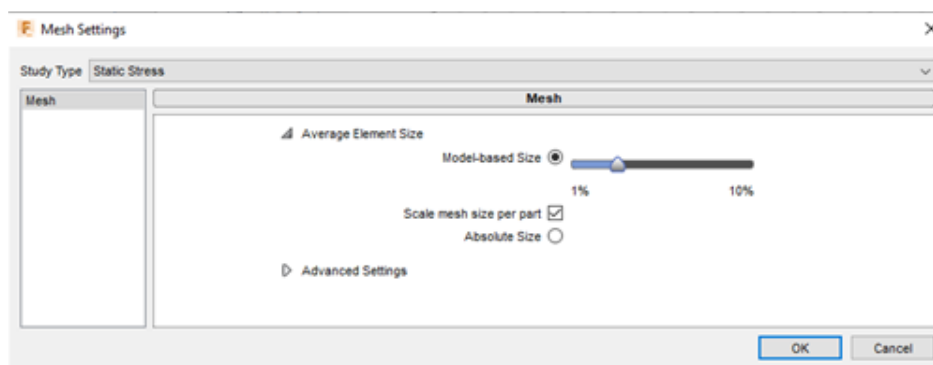


Figura 4. Configurações da malha de elementos finitos.

3. RESULTADOS

A Tabela 3 sintetiza os resultados finais de tensão e deformação para cada material.

Tabela 3. Síntese dos resultados das simulações.

Material da Sola da Prótese	Simulação no terço distal		Simulação no terço proximal	
	Tensão máxima (Von Mises)	Deformação máxima	Tensão máxima (Von Mises)	Deformação máxima
Fibra de Carbono (<i>Carbon Fiber Reinforced Epoxy</i>)	231,70 MPa	0,97 mm	12,97 MPa	0,005 mm
PEAD (<i>Polythylene, High Density</i>)	6.912,00 MPa	75,16 mm	283,70 MPa	0,485 mm
Aço inox 316 L (<i>Stainless Steel 316L</i>)	183,40 MPa	0,76 mm	10,47 MPa	0,004 mm
Liga de Titânio (<i>Titanium Alloy Ti-6Al-4V</i>)	266,20 MPa	1,13 mm	14,27 MPa	0,006 mm

Com isso, observa-se que o PEAD, por ser um material mais dúctil tem uma deformação maior. Essa deformação excessiva implica em maior energia para o movimento, o que corresponde a um maior cansaço do usuário (Júnior, Mirlisena, & Raia, 2005). Além disso, outro fator que dificulta a utilização do PEAD como matéria prima são os resultado dos esforços medidos: a tensão na prótese superou sua tensão de escoamento com o esforço de carga sobre o terço distal, ou seja, o material entrou em regime plástico, o que configura uma deformação permanente (Callister Jr. & Rethwisch, 2016) e, conseqüentemente, reduz a vida útil do produto. Essas observações conflitam com as conclusões adotadas por (Yousif, Resan, & Fenjan, 2018), que afirma que é possível confeccionar uma prótese de PEAD. Isso mostra que a utilização de um material na confecção do produto está relacionada ao modelo utilizado, visto que para modelos diferentes, os resultados foram opostos para o mesmo material.

4. CONCLUSÕES

Apesar disso, para cargas menores, a deformação e tensão sofrida pela prótese também será menor, de acordo com a Lei de Hooke (Callister Jr. & Rethwisch, 2016). Portanto, para casos de indivíduos com menos massa (por exemplo, crianças) ou casos em que a prótese não seja suporte para o peso do corpo (membros superiores), o PEAD ainda pode ser uma boa alternativa, como mostrado por (Maia, 2016) e (Quiralte-Moreno, Saenz-Nuño, & Diez-Sanchez, 2020). Com isso, o trabalho não alcançou o objetivo principal, que era encontrar um material alternativo de baixo custo para implementação de próteses para homens adultos, mas mostrou que é possível encontrar este material para outros grupos.

5. REFERÊNCIAS

- ABBAS, S. M., KADHIM, K. R., AHMED, K. M., & MUHANNAD, A.-W. (2018). Mechanical and Fatigue Behaviors of Prosthetic for Partial Foot Amputation with Various Composite Materials Types Effect. **International Journal of Mechanical Engineering and Technology (IJMET)**, 9(9), 383-394.
- AMAN, M., SPORER, M. E., GSTOETTNER, C., PRAHM, C., HOFER, C., MAYR, W., ASZMANN, O. C. (2019, feb.). Bionic hand as artificial organ: Current status and future perspectives. **Artificial Organs**, 43, pp. 109-118.



BALARAMAKRISHNAN, T. M., NATARAJAN, S., & SUJATHA, S. (2021). Biomechanical design framework for prosthetic feet: Experimentally validated non-linear finite element procedure. **Medical Engineering and Physics**, p. 64-70.

CHILDRESS, D. S., SAM, M., HANSEN, A. H., MEIER, M. R., & KNOX, E. H. (2004). USA Patent No. US20040153168A1.

DE SOUZA, Y. P., DOS SANTOS, A. O., & DE ALBUQUERQUE, L. C. (2019). Caracterização das pessoas amputadas de um hospital de grande porte em Recife (PE, Brasil). **Jornal Vascular Brasileiro** (18).

HALL, S. J. (2016). Apêndice D: Parâmetros Antropométricos. Em S. J. Hall, **Biomecânica Básica** (7^a ed., p. 500). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

IBGE. (2008). Estimativas populacionais das medianas de altura e peso de crianças, adolescentes e adultos, por sexo, situação do domicílio e idade - Brasil e Grandes Regiões. Brasil. Disponível em: <<https://sidra.ibge.gov.br/tabela/2645#n1/all/v/all/p/last%201/c2/all/c1/6795/c287/9482,9483,9484,9485,9486,93087,93088,93089/d/v469%201,v470%201/l/v,p+c2+c1,t+c287/resultado>>. Acesso em 14 de jul. de 2021.

JÚNIOR, R. B., MIRLISENA, G., & RAIÁ, F. (2005). Próteses mecânicas para amputados de membros inferiores com ênfase no pé. **X Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VI Encontro Latino Americano de Pós-Graduação**, pp. 431-434.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à pessoa amputada** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. 1. ed. 1. reimp. – Brasília. ISBN 978-85-334-1981-0.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. (20 de out. de 2020). **Sus oferece gratuitamente órteses e próteses sob medida**. Brasil. Disponível em: <<https://www.gov.br/saude/pt-br/assuntos/noticias/sus-oferece-gratuitamente-orteses-e-proteses-sob-medida>>. Acesso em 21 de fev. de 2021.

MOGHADDAM, N. S., ANDANI, M. T., AMERINATANZI, A., HABERLAND, C., HUFF, S., MILLER, M., DEAN, D. (2016). **Metals for bone implants: safety, design, and efficacy**. *Biofabrication Reviews*, 1, pp. 1-16.

NIINOMI, M., & NAKAI, M. (2011, jun. 22). Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone. (T. Kokubo, Ed.) **International Journal of Biomaterials**.

RAGUSILA, V. (2016). **Mechatronics by Analogy and Application to Legged Locomotion**. 2016. Tese (Doutorado em Filosofia). University of Toronto: Graduate Department of Aerospace Science and Engineering.

REZENDE, J. M. (jan-abr de 2006). Prótese, Prótese, Órtese. **Revista de Patologia Tropical**, 35, 71-72.

SANTOS, I. R., DE CARVALHO, E. F., DE SOUZA, W. V., & DE ALBUQUERQUE, E. C. (2015). Fatores associados a amputações por pé diabético. **Jornal Vascular Brasileiro**, 14(1), pp. p. 37-45.

SANTOS, I. R., NUNES, É. N., MELO, C. A., & FARIAS, D. G. (out/dez de 2011). Amputações por pé diabético e fatores sociais: implicações para cuidados preventivos de enfermagem. **Rev Rene**, 12, 684-691.

SANTOS, I. R., SOBREIRA, C. M., NUNES, É. D., & MORAIS, M. D. (2013). Prevalência e fatores associados a amputações por pé diabético. **Ciência & Saúde Coletiva**, 3007-3014.

SEKERES, T. D., & FALDINI, S. B. (2005). Estudo do comportamento em corrosão dos biomateriais titânio, liga ti-6al-4v e aço inox 316l para uso em implante ortopédico. **X Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VI Encontro Latino Americano de Pós-Graduação**, pp. 319-323.

STÖCKEL, T., JACKSTEIT, R., BEHRENS, M., SKRIPITZ, R., BADER, R., & MAU-MOELLER, A. (2015, July 14). The mental representation of the human gait in young and older adults. **Frontiers in Psychology**, 6. doi:10.3389/fpsyg.2015.00943.

TAVARES, D. M., DIAS, F. A., ARAÚJO, L. R., & PEREIRA, G. A. (2009). Perfil de clientes submetidos a amputações relacionadas ao diabetes mellitus. **Revista Brasileira de Enfermagem**, 825-30.

VOLPATO, N., & DE CARVALHO, J. (2018). **Manufatura aditiva: um novo princípio de fabricação**. Em A. L. Munhoz, C. A. Costa, C. H. Ahrens, J. de Carvalho, J. R. dos Santos, J. V. da Silva, N. Volpato, & N. Volpato (Ed.), **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D** (p. 400). Blucher.

YOUSIF, L. E., RESAN, K. K., & FENJAN, R. M. (2018). emperature Effect on Mechanical Characteristics of a New Design Prosthetic Foot. **International Journal of Mechanical Engineering and Technology (IJMET)**, 9, 1431-1447.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.