

RESSIGNIFICANDO O USO DE MATERIAIS EM PRÓTESES TOTAIS DE MEMBROS INFERIORES

Ricardo Pavani, Centro Universitário Metodista - IPA, ricardo.pavani@metodistadosul.edu.br

Gilberto Pavani, Instituto Federal do Rio Grande do Sul - IFRS, gilberto.pavani@farroupilha.ifrs.edu.br

Jerri Ribeiro, Centro Universitário Metodista - IPA, jerri.ribeiro@metodistadosul.edu.br

Resumo: A deficiência motora atinge uma parcela significativa da população brasileira e a amputação de membros inferiores é um problema que possui diversas causas. O desenvolvimento de próteses que minimizem o gasto energético e aumentem a eficiência mecânica do amputado é fundamental na melhoria da qualidade de vida destes indivíduos. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um protótipo de prótese de fibra de carbono para sua comparação com as próteses atuais produzidas em fibra de vidro. Método: desenvolvimento de um protótipo com o objetivo de testar diferentes tipos de articulações, além de permitir a comparação de seu peso e resistência com produtos semelhantes existentes no mercado. Resultados preliminares: foi desenvolvido um protótipo com a utilização de um robô para garantir confiabilidade e repetibilidade na aplicação da fibra de carbono, características necessárias à prótese. Conclusão: o protótipo mostra a viabilidade do desenvolvimento de uma prótese com as características necessárias para a melhor eficiência de movimento do indivíduo amputado.

Palavras-chave: Amputação, Próteses, Materiais Poliméricos

1. INTRODUÇÃO

Os dados coletados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística em 2010 informaram que 45.606.048 de brasileiros, ou seja, 23,9% da população total, tem algum tipo de deficiência – visual, auditiva, motora e mental ou intelectual enquanto 2,3% da população brasileira apresenta deficiência motora severa (IBGE, 2010), incluindo usuários de próteses totais de membros inferiores.

As próteses totais de membros inferiores são utilizadas no caso de amputações na desarticulação no quadril decorrentes de acidentes automobilísticos ou do trabalho, doenças vasculares, desordem congênita e desastres naturais (Apley, 1998), visando a independência do usuário ao substituir a função do membro perdido (Lianza, 1995), pois esta perda implica em uma mudança radical nas atividades cotidianas e no estado psicológico do amputado (Pavon, 1975).

Essas próteses são constituídas por componentes, como encaixe e articulação de quadril, articulação de joelho e pé, que devem suportar o peso do usuário e absorver a energia cinética decorrente do movimento (Bocolin, 2000), devendo ser construídas com materiais leves e resistentes para evitar seu abandono pelo usuário.

Além disso, os materiais da indústria aeroespacial, como a fibra de carbono, tem sido utilizados na fabricação de próteses, proporcionando funcionalidade e conforto (Prentice, 2001), pois aliam baixo peso e alta resistência mecânica (SME, 2008), ressignificando sua utilização ao maximizar os benefícios oferecidos ao usuário.

Os materiais mais utilizados em próteses modulares são titânio, aço inoxidável, polímeros e fibra de carbono enquanto as próteses articuladas de membro inferior fornecidas pelo Ministério da Saúde são fabricadas em fibra de vidro com resina poliéster, material semelhante ao utilizado na produção de piscinas pré-moldadas (Chan, 2003).

Quanto mais pesada for a prótese, maior será o gasto energético e mais lento o caminhar (Scherer, 2009), reduzindo a mobilidade e a produtividade de seu usuário, o que degrada sua qualidade de vida e diminui sua satisfação no trabalho. Por razões ergonômicas, a prótese deve evitar que a deambulação forçada provoque desconforto ou sintomas semelhantes às lesões por esforços repetitivos e doenças osteomusculares relativas ao trabalho (LER/DORT) que podem levar ao abandono do uso da prótese ou a cirurgias corretivas na região lombar da coluna vertebral (Neumann, 2011).

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1. Amputação

A amputação de membros inferiores pode resultar de causas congênitas ou adquiridas, sendo as doenças vasculares periféricas sua causa prevalente, pois o aumento da expectativa de vida da população brasileira implicou num maior número de pessoas com doença arterial oclusiva crônica dos membros inferiores (Brito, 2003).

Por outro lado, uma parcela importante de diabéticos desenvolve úlceras nas extremidades, geralmente, complicadas por infecções decorrentes da cicatrização mais lenta, levando a amputação de membros inferiores (Ferreira, 2004).

A amputação, ou seja, a remoção cirúrgica, parcial ou total, de um membro, busca manter o máximo comprimento possível do coto, pois quanto mais distal for a remoção do membro, menor será o gasto energético do amputado ao efetuar suas tarefas, facilitando o seu retorno ao convívio social e profissional (Carvalho, 2003).

O retorno a atividade laboral e fundamental para a pessoa amputada, mesmo havendo readaptação profissional que envolve treinamento específico para eventual mudança de função, em especial, na amputação total do membro inferior.

Neste caso, a marcha, ou seja, a caminhada cíclica composta por uma sucessão de desequilíbrios controlados por grupos específicos de músculos que, atuando sinergicamente, resultam em uma progressão segura e com baixo gasto energético e fundamental (Hamill, 1999).

Na marcha, os músculos agem em conjunto para reduzir os graus de liberdade necessários para alcançar a posição desejada durante a progressão, modulando a resposta do Sistema Nervoso Central (SNC) que controla o equilíbrio com auxílio do sistema somatossensorial ou propriocepção (Mercer, 1999).

Porém, o amputado perde a propriocepção por não receber informações dos receptores sensoriais pertencentes ao membro removido, dificultando, por exemplo, a capacidade de conhecer sua posição no espaço (Cohen, 2001).

Assim, os amputados de membros inferiores apresentam alterações no padrão de marcha devido à falta de sincronia da atividade muscular que produz assimetria e maior oscilação do centro de gravidade corporal, pois o SNC recebe apenas informações do coto, aumentando o gasto energético e o risco de quedas (Bukowski, 2002).

Portanto, uma pessoa com prótese inferior total apresenta maior risco de quedas, pois seu equilíbrio é reduzido pela perda da aferência decorrente da amputação, obrigando o usuário a apropriar-se da prótese para realizar suas atividades sociais e profissionais, sem perder produtividade ou sofrer acidentes.

2.2. Prótese

A prótese total de membro inferior visa compensar a perda funcional e permitir um padrão adequado de marcha com baixo gasto energético, pois a transmissão de forças e movimentos é realizada por encaixes responsáveis pela fixação do sistema mecânico ao membro residual, sendo específicos para cada nível de amputação (Robotics, 2014).

O andar de um amputado protetizado deve ser seguro, eficiente e simétrico, pois desvios estão relacionados a problemas de alinhamento dos componentes da prótese que suportam as forças dinâmicas decorrentes da marcha. A assimetria é associada à inércia decorrente da distribuição inadequada do peso da prótese, contribuindo para o aumento do gasto energético na marcha de amputados unilaterais (Smith, 2011).

As próteses podem ser classificadas em:

- Próteses exoesqueléticas ou convencionais: são usadas em todos os tipos de amputações, podendo ser confeccionadas com componentes pré-fabricados. Nas próteses inferiores exoesqueléticas as paredes proporcionam sustentação e revestimento estético, mas apresentam dificuldades para realinhamento, bem como a impossibilidade de intercâmbio rápido de componentes.

- Próteses endoesqueléticas ou modulares: são construídas com tubos e componentes modulares com acabamento cosmético, conforme as medidas do membro contralateral, sendo utilizadas em todos os níveis de amputação, com exceção das amputações parciais de pé e tornozelo. Os joelhos modulares são facilmente encontrados no mercado, inclusive com unidades hidráulicas e pneumáticas, sendo seus componentes fabricados com materiais como aço, titânio e alumínio.

As próteses endoesqueléticas são consideradas superiores às exoesqueléticas do ponto de vista funcional e cosmético, em especial, nas desarticulações de joelho e de quadril e nas amputações transfemorais.

Nas próteses robóticas, a marcha do amputado se aproxima de uma pessoa com ambas as pernas, pois a velocidade e a força de propulsão de cada passada podem ser programadas. Apesar de serem um bom exemplo de integração humano-máquina, essas próteses não são distribuídas à população em geral devido ao seu alto custo (SUS, 2014).

Nas próteses mecânicas, a marcha é realizada por propulsão muscular através de um mecanismo de tração envolvendo cabos e tirantes acionados pelo movimento corporal (Early, 2013). Esta prótese não responde a impulsos nervosos, sendo substituto parcial do membro natural quanto à funcionalidade, mas é distribuída pelo Ministério da Saúde.

Portanto, aumentar o acesso a novas tecnologias e a novas metodologias que assistam a população no ganho ou aumento de mobilidade é fundamental em um país em desenvolvimento como o Brasil. Por esse motivo, em 2009, a Presidência da República, criou a Secretaria Especial dos Direitos Humanos, a Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência e o Comitê de Ajudas Técnicas.

Nesta ótica, a temática tecnológica, especificamente a tecnologia assistiva, é uma área do conhecimento de característica interdisciplinar que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidade ou mobilidades reduzidas, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (Pavani, 2011).

Portanto, a tecnologia não é uma questão de luxo, mas de saúde e qualidade de vida, pois a pessoa amputada necessita de próteses que sejam leves e funcionais, além de apresentar uma estética natural para facilitar sua aceitação social e inclusão no mercado do trabalho, mesmo com reabilitação profissional.

Neste sentido, o artigo 89 da lei n. 8.213/1991 que dispõe sobre os Planos de Benefícios da Previdência Social,

esclarece que a habilitação e a reabilitação profissional e social deverão proporcionar ao beneficiário incapacitado parcial ou totalmente para o trabalho, e as pessoas portadoras de deficiência, os meios para a (re)educação e de (re)adaptação profissional e social indicados para participar do mercado de trabalho e do contexto em que vive.

2.3. Materiais utilizados em próteses

Os materiais utilizados em próteses externas podem ser caracterizados pela sua resistência a corrosão, resistência mecânica e leveza, entre os quais destacam-se:

- Metais como aços inoxidáveis (alta resistência a corrosão, alta resistência mecânica e alto peso), ligas de titânio (alta resistência a corrosão, alta resistência mecânica e baixo peso) e ligas de alumínio (resistência a corrosão, resistência mecânica e baixo peso) (Smith, 2009);

- Polímeros como o polietileno que são compostos orgânicos, formados por grandes estruturas moleculares baseadas em carbono e hidrogênio, geralmente, apresentando baixa densidade e grande flexibilidade (Callister, 1991).

Em geral, uma prótese é constituída de vários materiais que se combinam conforme sua funcionalidade como, por exemplo, o contato com a pele ou a resistência ao atrito em articulações, exigindo controle rigoroso para evitar acidentes como quebras devido a vícios construtivos ou ao desgaste prematuro.

O avanço tecnológico permitiu a combinação de dois ou mais materiais diferentes para obter características superiores aos materiais tradicionais como, por exemplo, a fibra de carbono com resina epóxi que reúne resistência mecânica superior ao aço com peso significativamente menor (Chung, 1994), sendo chamados de compósitos.

A fibra de carbono possui maior resistência a tração e menor peso que a fibra de vidro (Corum, 2000), produzindo próteses inferiores mais leves e resistentes ao utilizar o processo de *filament winding* que apresenta baixo custo de produção, alta produtividade, elevada confiabilidade e pode oferecer propriedades quase isotrópicas ao produto final, além de ser reciclável (Pompidou, 2012).

Nesse processo, a fibra é mantida sob tensão durante o enrolamento, compactando as camadas depositadas para fornecer a resistência desejada, consolidando o compósito para que ele alcance a resistência desejada (Shen, 1995).

Estima-se que a prótese convencional confeccionada com fibra de vidro apresenta peso 40% (quarenta por cento) maior que a fabricada com fibra de carbono, considerando os dados mostrados na Tab. (1).

Tabela 1 - Comparação das propriedades de fibras *prepreg* (valores médios)

Propriedades	Fibra de Carbono	Fibra de Vidro (E-glass)
Tração (σ_1 - MPa)	2.000	1.100
Módulo de elasticidade (σ_1 - Mpa)	1.800	1.200
Densidade (g/cm ³)	1,8	2,5 (Rude, 2014)

Fonte: Hexcel Corporation – Data sheet - <http://www.hexcel.com>

3. METODOLOGIA

O protótipo pode ser dividido em *liner*, cuja função principal é servir como mandril no processo de FW, e *revestimento*, cuja função principal é resistir a pressão de trabalho, representada pelo peso do usuário e pelos esforços decorrentes de sua movimentação.

O *liner* do protótipo não anatômico, em escala ampliada (Ø 225 x 725 mm), foi fabricado por rotomoldagem em polietileno, pois trata-se da resina mais utilizada neste processo de fabricação de peças poliméricas devido ao baixo custo, inércia química, facilidade de processamento e propriedades mecânicas.

A rotomoldagem é indicada para a produção de peças ocas e dimensionalmente estáveis, apresentando acabamento superficial comparável a moldagem por injeção. Além disto, possui menor custo de molde e maior capacidade de produção de peças ocas que a moldagem por injeção. (Crawford, 2002).

No revestimento em fibra de carbono foi utilizado o processo de *filament winding* devido ao baixo custo de produção, alta produtividade e elevada confiabilidade através da deposição da fibra em diversos ângulos e padrões na direção das principais solicitações.

O protótipo em desenvolvimento apresenta um *liner* polimérico cilíndrico com diâmetro de 225 mm e comprimento de 725 mm, não anatômico e em escala ampliada, fabricado por rotomoldagem e revestido com fibra de carbono pelo método de *filament winding* com uso de um robô, mostrado na Fig. (1), possuindo duas conexões metálicas que permitem a colocação de articulações para encaixe dos demais componentes da prótese.

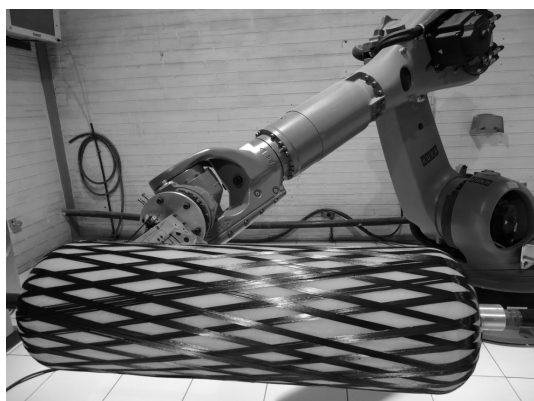


Figura 1. Protótipo da prótese em fibra de carbono

O protótipo comprovou que a metodologia de fabricação empregada é viável, além de permitir o teste de diferentes articulações disponíveis no mercado, bem como possibilitar a comparação do peso e resistência de objetos semelhantes existentes no mercado.

4. RESULTADOS PRELIMINARES

O presente trabalho visa o desenvolvimento de uma prótese em fibra de vidro e fibra de carbono que proporcione ao amputado a capacidade de realizar todas as atividades cotidianas, pois qualquer defeito em seu projeto ou fabricação pode tornar seu funcionamento pouco eficaz, causando desequilíbrios ou quedas.

A prótese deve apresentar características mecânicas que propiciem satisfação e mobilidade ao usuário, destacando-se o fator peso que é um dos principais itens que levam ao abandono das pernas mecânicas.

Nesta fase de desenvolvimento do projeto, tem-se como resultado o desenvolvimento do protótipo que foi produzido no Laboratório de Materiais Poliméricos da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, no qual empregou-se um robô Kuka Roboter GmbH, tipo KR 140 L 100-2 para garantir confiabilidade e repetibilidade, características necessárias a prótese cujo desenvolvimento que deve garantir funcionalidade e conforto a pessoa amputada.

5. CONCLUSÃO

O Brasil ainda apresenta um expressivo número de usuários de próteses totais de membros inferiores que necessitam retornar o mais rapidamente possível ao convívio social e ao mercado de trabalho, mas quanto mais pesada a prótese, maior o gasto energético e mais lento o caminhar, reduzindo a mobilidade e a produtividade de seu usuário, o que degrada sua qualidade de vida e diminui sua satisfação no trabalho.

Além do peso 40% (quarenta por cento) menor, a prótese em desenvolvimento e a de fibra de vidro distribuída pelo Ministério da Saúde também poderão ser comparadas através da medição da pressão na face do pé que indicará os esforços decorrentes da deambulação, além de permitir a previsão do impacto na coluna vertebral.

Conforme a NBR ISO 10328 (NBR, 2002), que especifica procedimentos relativos aos ensaios estáticos e cíclicos de resistência para próteses de membros inferiores, o sensor deverá ser colocado próximo ao centro da planta do pé onde são produzidas as cargas compostas que surgem na fase de apoio durante a marcha.

Apesar de preliminares, os resultados indicam que é possível produzir próteses totais de membros inferiores com materiais leves e resistentes como a fibra de carbono e o polietileno que trazem uma verdadeira ressignificação ao uso deste equipamento cuja finalidade é suprir as necessidades e funcionalidades da pessoa amputada.

Portanto, necessita-se aprofundar os estudos sobre a temática para aproximar a pesquisa recente da tecnologia assistiva, possibilitando que as pessoas amputadas tenham uma melhor qualidade de vida através da utilização de próteses mais funcionais e confortáveis como a desenvolvimento.

6. REFERÊNCIAS

- Ahmad T. A.; M. S. Eljamel, 2014, “Robotics: concepts, methodologies, tools and applications”, Chapter 54, Medical Robotics, USA
- Apley, A. G., 1998, “Ortopedia e Fraturas em Medicina e Reabilitação”, 6 ed, Atheneu: São Paulo
- Atlas do Censo Demográfico 2010, IBGE: Rio de Janeiro
- Bocolin, F., 2000, “Reabilitação - Amputados, Amputações e Próteses”, 2 ed, Robe: São Paulo
- Brito, C. M. M., 2003, “Reabilitação de Amputados de Membros Inferiores - Epidemiologia e Apresentação de Casos Clínicos: Aspectos Funcionais e Abordagem Terapêutica”, Congresso de Telefisiatria

- Bukowski, E., 2002, “Análise Muscular de Atividades Diárias”, 1 ed, Manole: São Paulo
- Callister, William D. Jr., 1991, “Materials Science and Engineering An Introduction”, John Wiley & Sons, USA
- Carvalho, J. A., 2003, “Amputações de Membros Inferiores”, 2 ed, Manole: São Paulo
- Chan, S. J. Lin *et al*, 2003, “The effects of added prosthetic mass on physiologic responses and stride frequency during multiple speeds of walking ins persons transtibial amputation”, Arch. Phys. Med. Rehab, 84, 1865-71
- Chung, Deborah D. L., 1994, “Carbon Fiber Composites”, Butterworth-Heinemann, USA
- Cohen, H., 2001, “Neurociência para Fisioterapeutas”, 2 ed, Manole: São Paulo
- Corum, J. M. *et al*, 2000, “Basic Properties of Reference Crossply Carbon-Fiber Composite”, OAK Ridge National Laboratory, U.S. Departament of Energy
- Crawford, R. J.; Throne, J. L., 2002, “Rotational Molding Technology”, William Andrew Publishing, USA
- Early, M. B., 2013, “Physical Dysfunction Practice Skills for the Occupational Therapy Assistant”, 3 ed, Elsevier, USA
- Ferreira, M. C. *et al*, 2004, “New Method for Evaluation of Cutaneous Sensibility in Diabetic Feet - Preliminary Report”, Revista do Hospital das Clínicas, Faculdade Médica de São Paulo
- Hamill, J.; Knutzen, K. M., 1999, “Bases Biomecânicas do Movimento”, 1 ed, Manole: São Paulo
- Lianza, S., 1995, “Medicina de Reabilitação”, 2 ed, Guanabara Koogan: Rio de Janeiro
- Mercer, V. S.; Sahrman, S. A., 1999, “Postural Synergies Associated With a Stepping Task Physical Therapy”, v.79, 12
- NBR ISO 10328-1, 2002, “Próteses - Ensaio Estrutural para Próteses de Membro Inferior: configurações de ensaio”, Associação Brasileira de Normas Técnicas, Rio de Janeiro
- Neumann, Donald A., 2011, “Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: fundamentos para reabilitação”, Tradução da 2 ed, Elsevier: São Paulo
- Pavani, Ricardo Moraes, 2011, “Esporte, Tecnologia e Inclusão: o caso da modalidade de esgrima adaptada para atletas cadeirantes”. FIEP Bulletin. Journal of the International of Physical Education. Boletim da Federação Internacional de Educação Física. v. 81 - Special Edition, Foz do Iguaçu, Brasil
- Pavon, Salvador J., 1975, “Implantes em Ortopedia y Traumatologia”, Editorial Médica Panamericana
- Pompidou, Stéphane *et al*, 2012, "Recycling of Carbon Fiber: Identification of Bases for a Synergy Between Recyclers and Designers", Paper n. ESDA 2012-82106, pp. 551-560; doi:10.1115
- Prentice, William E.; Voight, Michael L., 2001, Techniques of Musculoskeletal Rehabilitation, McGraw-Hill, USA
- Rude, T. J. *et al.*, 2014, “Measurement of Fiber Density by Helium Pycnometry; Journal of Composite Materials”. 12 Dez 2014, <<http://jcm.sagepub.com/content/34/22/1948.abstract>>
- Scherer, R. F. *et al*, 1999, “Mechanical and Metabolic of Persons with Lower-Extremity Amputations Walking with Titanium and Stainless Steel Protheses”, Journal of Prosthetics and Orthotics, v. 11, n.2: 38-42
- Shen, F. C., 1995, “A Filament-wound Structure Technology Overview”, Materials Chemistry and Physics, v. 42
- Smith, Jeremy Douglas, 2011, “Effects of Prosthesis Inertia on the Mechanics and Energetics of Amputee Locomotion”, ProQuest, USA
- Smith, William; Hashemi, Javad, 2008, “Foundations of Materials Science and Engineering”, 5 ed, McGraw-Hill, USA
- SME - Society of Manufacturing Engineers, 2008, “Fundamentals of Composites Manufacturing” 2 ed, USA
- SUS - Tabela Unificada de Procedimentos, Medicamentos e Insumos Estratégicos - Grupo 7 - Fornecimento de Órteses, Próteses e Materiais Especiais. 12 Dez 2014, <<http://dtr2001.saude.gov.br/sas/cgsi/grupo07.pdf>>

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio institucional do Programa de Pós-Graduação do Mestrado em Reabilitação e Inclusão do Centro Universitário Metodista - IPA e do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais - PPGE3M da Escola de Engenharia da UFRGS.

8. ABSTRACT

Motor disability affects a significant portion of the Brazilian population and the amputation of lower limbs is a problem that has many causes. The development of prostheses that minimize energy expenditure and increase the mechanical efficiency of the amputee is essential in improving the quality of life of these individuals. The objective of this work is the development of a carbon fiber prosthesis prototype for comparison with current prostheses produced in fiberglass. Method: development of a prototype in order to test different types of joints, and allow comparison of their weight and resistance with existing similar products on the market. Preliminary Results: A prototype was developed using a robot to ensure reliability and repeatability in the application of carbon fiber, characteristics needed for the prosthesis. Conclusion: the prototype shows the feasibility of developing a prosthesis with the necessary characteristics for better movement efficiency of the amputee.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.