

# Analysis of Energy Harvesting in a New Prosthetic Foot Via Bond Graph Method

D. Oliveira, and S. Rosa

**Abstract**—This paper proposes the application of the Energy Harvesting concept to quantify the energy potential of mechanical energy from the direct contact of a prosthetic foot with the ground during walking. Dynamic system modeling was used via Bond Graph technique. As a result, the mathematical model can be considered stable due to the location of the poles and zeros. The values of the simulated results converge to the experimental results, demonstrating the consistency, stability and convergence of the model. Furthermore, the use of Bond Graph technique allowed to quantify the power in 75 W during walking.

**Index Terms**—Prosthesis, Energy Harvesting, Bond Graph, Math modeling, Oliveira Foot.

## I. INTRODUÇÃO

O processo que utiliza pequenas quantidades de energia que, de outra forma, seriam perdidas, é definido como Sistema de Captação de Energia ou *Energy Harvesting* [1-3].

As tecnologias mais promissoras em microescala de *Energy Harvesting* (EH), em desenvolvimento, incluem o uso da vibração, do calor e da teoria eletromagnética [4-9]. As aplicações possíveis para a implementação de sistemas baseadas no conceito de EH são diversas. As primeiras ideias desenvolvidas baseiam-se em utilizar as energias que não são aproveitadas nas formas de geração e transmissão de energia conhecidas.

Este conceito, outrora utópico, está sendo implementado na captura e utilização de potenciais elétricos que o corpo humano converte durante o seu funcionamento, pois outra vertente para a aplicação do conceito de *Energy Harvesting* é aproveitar a energia biomecânica e bioelétrica residual das atividades desenvolvidas pelo corpo humano, sem aumentar consideravelmente o seu balanço de energia. Nesse sentido, as principais pesquisas para desenvolver sistemas de captação de energia concentram-se em utilizar um sistema de conversão da energia mecânica proveniente da movimentação humana em energia elétrica [10-13].

Essa pesquisa tenta quantificar a energia biomecânica proveniente do processo natural de deambulação de pessoas que sofreram amputação dos membros inferiores, em especial, as pessoas que utilizam próteses de pé.

A reabilitação de pessoas que sofrem amputações dos membros inferiores, em sua maioria, tem o auxílio de próteses no contexto de tecnologia assistiva [14].

Nestes casos, a prótese tem o objetivo de garantir a estabilidade e fornecer segurança durante a deambulação [15]. A prótese é um dispositivo permanente ou transitório que substitui total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido [16, 17].

A locomoção é o processo pelo qual o ser humano é capaz de se mover de uma posição geográfica específica a outra, sendo uma necessidade de vida saudável, tanto para amputados quanto para os não amputados [18]. Na fase de apoio da marcha há uma força de contato do pé ou calçado com o solo e a respectiva força de reação, conforme estabelecido na terceira Lei de Newton. Com a análise dessa interação física, observou-se uma oportunidade de estimar o potencial de energia que não é utilizado durante a marcha.

O conceito de *Energy Harvesting* foi aplicado para propor um sistema que quantifique o potencial de energia da energia mecânica, proveniente do contato direto de uma prótese de pé com o solo durante a marcha que pode ser transformado em outros tipos de energia. Foi utilizado, para essa finalidade, a modelagem de sistemas dinâmicos via *Bond Graph*, pois esse método baseia-se no conceito de energia.

Este estudo visa, portanto, colaborar nesta área de pesquisa atual e crescente da ciência que o Sistema de Captação de Energia se enquadra. Propondo quantificar uma parcela do potencial energético do corpo humano que pode ser convertido em outros tipos de energia.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

### A. Prótese de pé em estudo

O objeto de estudo desta pesquisa é um pé protético, Fig. 1, desenvolvido no Brasil e denominado Oliveira Foot®, seu desenvolvimento utilizou o polióxido de metileno como matéria prima e tem como diferencial uma estrutura leve e inovadora, com design criativo e formato original [19].

O sistema de amortecimento, apresentado na Fig. 1, foi baseado nos arcos plantares do pé, para não sobrecarregar a estrutura do arco plantar (regiões 5 e 6), foi elaborado um segundo sistema de amortecimento usando o espaço presente na geometria do retropé (região 9), com uma geometria do tipo ampolheta. Cada cavidade também possui a função de redução de massa [20]. O objeto em estudo possui as seguintes características: comprimento total de 260 mm e é equivalente a um calçado masculino tamanho 39-40 (medida brasileira), altura de 80 mm que é a distância aproximada a distância entre o colo do tálus e o apoio do calcanhar e massa total de 0,430 kg.

A metodologia proposta pode ser aplicada a qualquer prótese de pé, desde que se conheça as características construtivas, em especial, suas variáveis de amortecimento.

D. S. Oliveira, Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília, Gama, Distrito Federal, Brasil, unbdanilo@gmail.com

S. S. R. F. Rosa, Universidade de Brasília (UNB), Brasília, Distrito Federal, Brasil, suelia@unb.br.

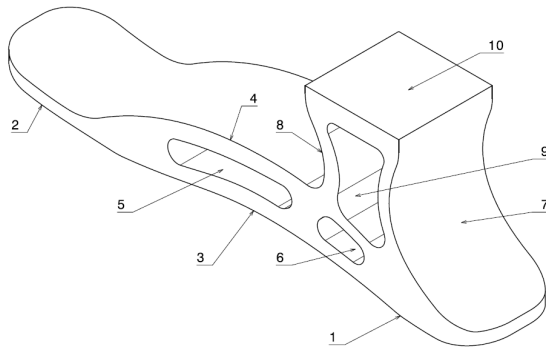


Fig. 1. Vista isométrica da prótese de pé. 1 – Região de apoio do calcanhar; 2 – Região de apoio do antepé; 3 – arco plantar inferior; 4 – arco plantar superior; 5 – Primeira região de amortecimento do arco plantar; 6 – Segunda região de amortecimento do arco plantar; 7 Limite lateral proximal da estrutura principal de estabilização e amortecimento; 8 – Limite lateral distal da estrutura principal de estabilização e amortecimento; 9 – Estrutura principal de estabilização e amortecimento e 10 – Região de fixação da prótese ao usuário. Adaptado de [19].

O pé protético em estudo foi aprovado no *Teste de Prova Estática* e no *Teste Estático de Força Máxima* realizados experimentalmente *in vitro*, conforme critérios definidos nas normas da *International Organization for Standardization (ISO)*.

Foram utilizados, com autorização do autor, os resultados experimentais *in vitro* desenvolvidos por Oliveira [19] no teste do pé protético desenvolvido, em especial, os dados referentes ao Teste de Prova Estática para a região do antepé (ossos Metatarsais I-IV e Falanges). Esses dados foram utilizados para alimentar o método *Bond Graph*.

Os resultados experimentais obtidos por Oliveira [19], podem ser evidenciados na Fig. 2, que representa a resposta do pé protético (deflexão) para cada valor de força aplicado na região do antepé.

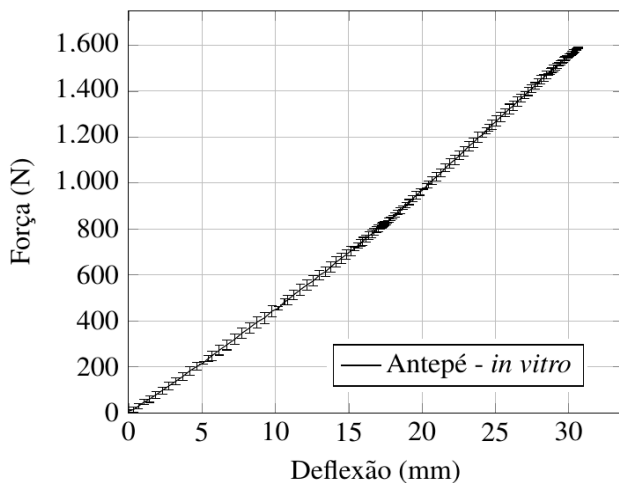


Fig. 2. Teste de Prova Estática experimental. Fonte [19].

Os dados apresentados na Fig. 2 representam a resposta elástica da prótese a cada solicitação de força, com os erros experimentais associados, ou seja, para cada valor de força aplicado no teste há um valor de deflexão correspondente. Observa-se, também, que a resposta experimental, referente à curva (Antepé – *in vitro*), não é totalmente linear,

principalmente, devido ao coeficiente de amortecimento viscoso característico do material.

### B. Método de Modelagem Via Bond Graph

É proposta a utilização da teoria do gráfico de ligação ou *Bond Graph (BG)* para análise teórica de uma prótese de pé, objetivando a descrição matemática e o comportamento de energia.

A teoria do BG é uma representação unificada de sistemas dinâmicos, no qual os elementos interagem entre si por meio de portas alocadas dentro do sistema, onde ocorrerá a troca de energia [21-25]. A técnica de modelagem via BG visa representar a troca de energia entre componentes de um sistema físico, onde a variável energia é caracterizada pelas variáveis integradas de esforço acumulado  $p$  e de fluxo acumulado  $q$ .

Na junção física por onde ocorre a transferência de energia entre os componentes de um sistema, a potência instantânea, Eq. 1, é representada por duas variáveis dinâmicas, a variável esforço  $e$  e a variável fluxo  $f$ .

$$P = ef \quad (1)$$

Resultados disponíveis em [25] evidenciam que os componentes utilizados na modelagem via BG são classificados pelo seu comportamento energético e por sua função dentro do sistema, sendo:

- O elemento do tipo  $R$  dissipa energia, como os resistores no domínio elétrico e amortecedores no domínio mecânico translacional. A relação ( $e = Rf$ ) relaciona o elemento do tipo  $R$  com o de esforço  $e$  e fluxo  $f$ ;
- O elemento do tipo  $C$  armazena energia sem perdas, como, por exemplo, molas no domínio mecânico translacional e capacitores no domínio elétrico. A relação ( $e = \frac{1}{C}q$ ) relaciona o elemento do tipo  $C$  com o esforço  $e$  e fluxo acumulado  $q$ . Este elemento apresenta também a relação  $f = \dot{q}$ ;
- O elemento do tipo  $I$  (inertância) também armazena energia, como a massa no domínio mecânico translacional e o indutor no domínio elétrico. A relação ( $f = \frac{1}{I}p$ ) relaciona o elemento do tipo  $I$  com fluxo  $f$  e o esforço acumulado  $p$ . Este elemento apresenta também a relação  $e = \dot{p}$ .

A metodologia de obtenção do modelo via ferramenta BG pode ser definida em três passos: especificar o sistema análogo com base no modelo físico real, determinar os domínios de energia e definir a simplificação de hipóteses e as variáveis de entrada e saída do sistema [22, 23].

Na modelagem do via BG foi desenvolvido um sistema análogo, Fig. 3, sendo que a massa  $m$  é o parâmetro que caracteriza a massa da prótese que sofrerá uma ação de uma força externa  $S_e$ . Foi adotado o modelo de *Kelvin Voigt* contendo uma mola com elasticidade  $k$  disposta em paralelo com um amortecedor de viscosidade  $b$ .

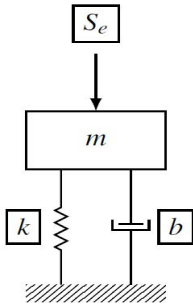


Fig. 3. Modelo análogo mecânico. Sendo  $S_e$  a força externa atuante ao sistema,  $m$  a massa do sistema,  $b$  e  $k$  representam o modelo de Kelvin Voigt.

Então, para o modelo análogo proposto, a variável de entrada  $S_e$  será a força de entrada. A saída será a resposta da prótese.

Algumas considerações foram assumidas na modelagem do sistema como hipóteses simplificadoras:

- A mola com elasticidade  $k$  é constante e uniforme. Seu módulo será obtido nos testes de prova estática;
- O coeficiente de amortecimento viscoso  $b$  é constante e uniforme. Seu módulo será obtido por informações técnicas do fabricante do POM;
- O material da massa  $m$ , medida em kg do pé protético, é isotrópico;
- Os parâmetros do sistema são concentrados;
- Não há ruídos no sistema;
- A influência de alguns órgãos e sistemas circundantes, que não estejam caracterizados na força de entrada  $S_e$ , é desprezada.

Face às considerações assumidas como hipóteses simplificadoras, as principais limitações e inexatidões no modelo utilizado ocorrem devido ao fato que a constante elástica e o coeficiente viscoso não são constantes e uniformes e ao fato que há pequenos ruídos externos que podem interferir nos testes em especial parâmetros elétricos do equipamento e ao controle PID (Proporcional Integral Derivativo) do equipamento experimental. Contudo, as simplificações adotadas resultam em um comportamento periódico centrado na média, evidenciando que o modelo adotado é representativo.

Conforme resultados apresentados em [25], a relação entre os elementos adotados e seu equivalente BG no domínio mecânico translacional que o pé protético se encontra são apresentados na TAB. I.

TABELA I  
VARIÁVEIS QUE COMPÕEM O MODELO ANÁLOGO E SUA REPRESENTAÇÃO EM BG

Componentes	Bond Graph	Representação mecânica
$S_e$	Fonte	Força externa - input.
$C$	Capacitâncias	$(C = 1/k)$ representa a mola com constante elásticas $k$ .
$I$	Inertâncias	$(I = m)$ representa a massa.
$R$	Resistências	$(R = b)$ representa a constante de amortecimento ou o coeficiente de amortecimento viscoso.

A causalidade permite representar no *Bond Graph* quando cada elemento conectado está fornecendo ou recebendo as

variáveis de potência, esforço e fluxo. A formulação do diagrama BG foi apoiada na utilização do *software* 20-sim, para obtermos a causalidade entre os elementos. O *software* utilizado é um programa de modelagem e simulação para sistemas mecatrônicos com possibilidade de licença e uso gratuito para estudantes e universidades.

O gráfico de ligação do sistema com as direções de energia e causalidade pode ser observado na Fig. 4.

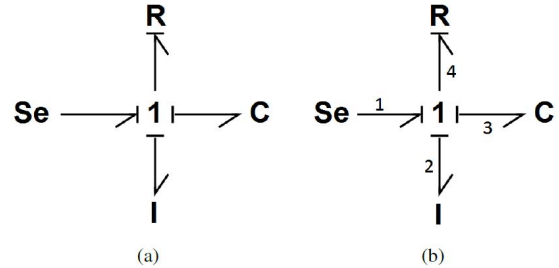


Fig. 4. Representação em *Bond Graph* para o sistema análogo de uma prótese de pé. Tem-se em a) o diagrama BG e suas relações de causalidades obtidas via simulação no *software* 20-sim e b) a numeração imposta a cada ligação.

Uma vez que um sistema foi representado por um BG, pode-se usar o gráfico de ligação para obter as equações de espaço de estado que descrevem a dinâmica do sistema.

O procedimento é conceitualmente simples e tem os seguinte passos básicos:

1. Selecione as variáveis do estado de entrada e de energia. Cada fonte fornecerá uma entrada, que se tornará parte do vetor  $u$  na equação  $\dot{x} = Ax + Bu$ . Cada variável de armazenamento de energia independente vai fornecer uma variável de estado. Se o elemento de armazenamento de energia independente é um elemento do tipo  $I$ , a sua variável de estado será um impulso generalizado  $p$ . Se o elemento de armazenamento de energia independente é um elemento do tipo  $C$ , a sua variável de estado será um deslocamento generalizado  $q$ ;
2. Para escrever o conjunto inicial de equações do sistema, cada junção irá gerar um conjunto de equações que relacionam os esforços e os fluxos, e cada  $I$ ,  $C$ , e elemento de  $R$  vai fornecer relações necessárias.
3. Reduzir o conjunto inicial de equações para o número adequado de equações, em forma de espaço de estado.

O procedimento para o desenvolvimento das equações é independente do domínio que é representado pelo gráfico de ligação.

No diagrama BG, Fig. 4a, as suas ligações foram nomeadas de forma sequencial, Fig. 15b, a numeração imposta às ligações é utilizada como referência para as variáveis de fluxo e esforço, por exemplo, na numeração 2 tem-se o esforço  $e_2$  e o fluxo  $f_2$ .

As variáveis de estado podem ser obtidas pelas relações dos elementos do tipo  $C$  e  $I$ , pois há derivadas em suas definições. No diagrama BG o modelo matemático terá a equação final  $x \in R^2$ , pois possui duas variáveis de estado.

Então, aplicando o método descrito, obtém-se a Eq. 2 e a Eq. 3. Estas equações serão aplicadas na solução da modelagem via *Bond Graph* proposta.

$$\dot{p}_2 = \frac{-R}{I} p_2 - \frac{1}{c} q_3 + S_e \quad (2)$$

$$\dot{q}_3 = \frac{1}{I} p_2 \quad (3)$$

Temos que o deslocamento generalizado  $q$  está diretamente relacionado com a posição da massa  $x_1$ . Portanto,  $x_1 = q_3 \Rightarrow \dot{x}_1 = \dot{q}_3$ .

Além disso, o impulso generalizado  $p$  está diretamente relacionado com a velocidade da massa  $x_2$ . Portanto,  $x_2 = p_2 \Rightarrow \dot{x}_2 = \dot{p}_2$ .

Com o uso da metodologia adotada é possível estimar a resposta do protótipo quando for aplicada uma força de excitação  $input S_e$  e comparar com o resultado experimental obtido por Oliveira [19].

Aplicadas as considerações de fluxo e esforço, temos que a potência instantânea pode ser aplicada ao modelo análogo proposto, Fig. 3, conforme representado na Eq. 4.

$$P = e_2 f_3 = \dot{p}_2 \dot{q}_3 = \frac{1}{I} p_2 S_e - \frac{1}{c} p_2 q_2 - \frac{R}{I^2} p_2^2 \quad (4)$$

### III. RESULTADOS

Neste trabalho o conceito de *Energy Harvesting* foi utilizado para quantificar o potencial de energia da energia mecânica, proveniente do contato direto do pé protético com o solo durante a marcha que pode ser transformado em outros tipos de energia. Foi utilizado, para esta finalidade, a modelagem de sistemas dinâmicos via *Bond Graph*.

Pode-se fazer uso de notação matricial-vetorial, uma equação diferencial de ordem  $n$  pode ser representada por uma equação matricial-vetorial de primeira ordem. Então, o sistema de equações referentes a equação (2) e a equação (3), foi solucionada via espaços de estados. A representação por espaços de estados no formato  $\dot{x} = Ax + Bu$  do sistema análogo, Fig. 3, é dada pela Eq. 5, admitindo interesse no deslocamento da massa, a solução pode ser determinada pela Eq. 6.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \frac{1}{m} \\ -k & \frac{-b}{m} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$y = [1 \quad 0] \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Os valores das variáveis e da função adotados na simulação são descritos na TAB II.

A estabilidade de um sistema em malha fechada é determinada pela localização dos polos da equação característica no plano complexo. Esse tipo de análise pode ser realizada observando a matriz de estados  $A$ . A representação gráfica da localização dos polos de um sistema pode ser realizada utilizando o gráfico do lugar geométrico das raízes esse gráfico é representado na Fig. 5.

Nele observa-se que os polos estão localizados no semiplano esquerdo nos pontos complexos conjugados  $-0,0138 \pm i351$ , o que indica que o sistema é estável.

Variável	Descrição	Módulo	Critério
$m$	Massa	0,430[kg]	Balança OHARUS, CS 5000.
$b$	Coefficiente de amortecimento	0,012[Ns/m]	Disponível em (LEE, SUH, 2006, DUPONT, 2015).
$k$	Mola	53400 [N/m]	Linearização do teste <i>in vitro</i> para a região do antepé.
$S_e$	Força de excitação	kT[N]	Força de excitação linear, com T variando entre 0 e 0,033.

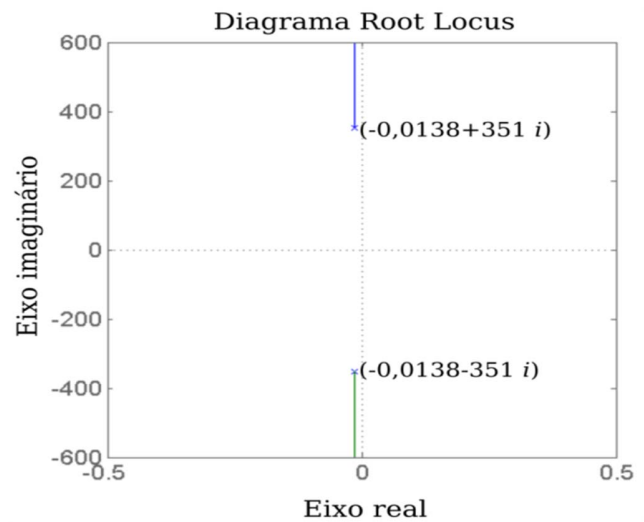


Fig. 5. Análise de estabilidade por localização dos polos.

Como outro critério de estabilidade, tem-se o diagrama de Bode representado na Fig. 6. Esse diagrama fornece respostas características em frequência. A estabilidade pode ser analisada observando a variação de magnitude, pois apresenta apenas um pico com valor de -12,5dB na frequência de 351rad/s e depois dessa frequência a magnitude decai. Nessa frequência também ocorre uma mudança de fase de noventa graus e não apresenta picos ou acréscimos após esse decaimento. Conclui-se que os polos de malha fechada têm características estáveis, mesmo sendo complexo conjugado e com a parte real muito próximo de zero.

Com a evidência da estabilidade do modelo matemático, pode-se fundamentar a proposta de análise do modelo análogo (massa-mola-amortecedor) para o pé protético, sendo possível estudar a dinâmica do comportamento do pé em função do deslocamento via modelagem BG.

Na Fig. 7, tem-se a comparação entre a resposta do pé protético na simulação via BG em relação à resposta experimental *in vitro* para a região do antepé.

Na Fig. 7, observa-se um comportamento periódico centrado no resultado experimental (*in vitro*) referente à simulação via método *Bond Graph*, para a região do antepé.

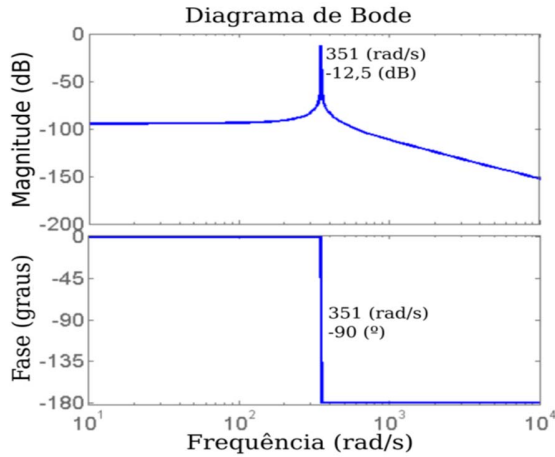
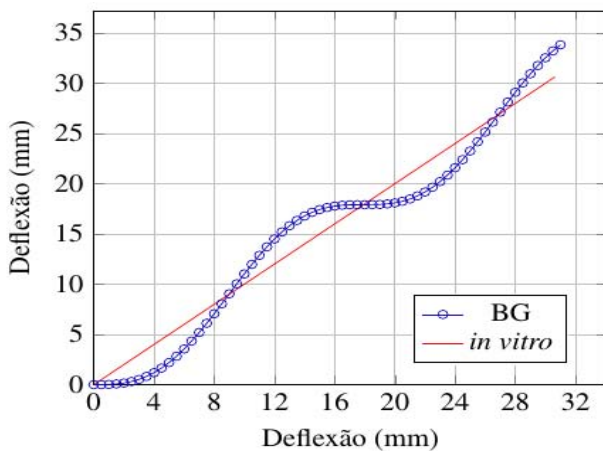


Fig. 6. Análise de estabilidade por diagrama de Bode.

Fig. 7. Resposta à deflexão via *Bond Graph*. Comparação entre o resultado via BG e o resultado experimental *in vitro*, para a região do antepé.

Isso ocorre, pois o coeficiente de amortecimento  $b$ , utilizado nas simulações, tem módulo muito inferior quando comparado com o módulo da mola  $k$ . Devido a esta característica, a convergência completa entre o modelo simulado e a resposta experimental só ocorre alguns segundos após que a força aplicada esteja em repouso.

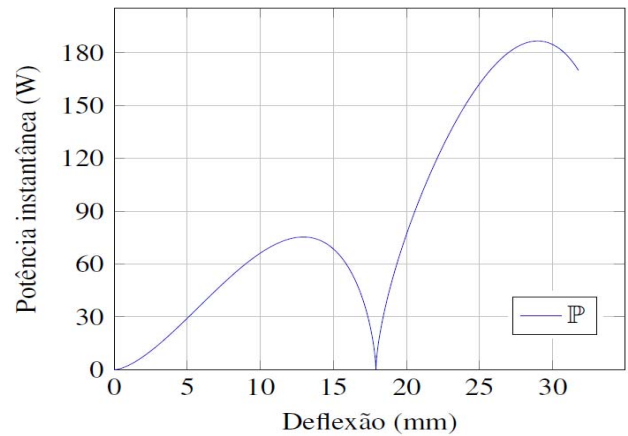
Ao analisar a Fig. 7, observa-se que os valores simulados convergem para o resultado experimental quando o enfoque for os valores médios, pois o comportamento periódico é centrado nos dados *in vitro*.

A estimativa da potência instantânea  $P$ , descrita na Eq. 4, pode ser calculada considerando as variáveis presentes na TAB. II. O resultado da potência instantânea para o pé protético simulado via modelagem BG é representado na Fig. 8. Tem-se dois picos de potência características para as duas regiões características (Fig. 8): a primeira ocorre quando temos uma deflexão de 13 mm e corresponde a um potência de 76W; a segunda apresenta o valor máximo de 187 W quando a deflexão atinge o valor de 29 mm.

Na Fig. 8, destacam-se duas regiões distintas:

- A primeira região está entre as deflexões de (0-18) mm, nela a potência instantânea apresenta distribuição com assimetria negativa e tem valor máximo de aproximadamente 76 W. Essa região é importante por quantificar o potencial dinâmico de energia mecânica máxima que pode ser

utilizada, nas condições esperadas de uso do protótipo desenvolvido, ou seja, com uma força de reação do solo (FRS) de aproximadamente 800N.

Fig. 8. Potência instantânea  $P$  via modelagem *Bond Graph*.

- A segunda região correspondente a deflexões maiores que 18 mm apresenta tendência de comportamento com caráter simétrico. Essa região apresenta o maior potencial para a captação de energia. Contudo, não é recomendado atuar numa faixa de força superior 900 N, pois esses módulos de força resultam em uma tensão de von Mises superior a 30MPa e, por consequência, na redução da vida útil da prótese, conforme resultados disponíveis em [19].

O método adotado de simulação tem como principal limitação o valor de entrada do material, em especial o coeficiente de amortecimento viscoso, pois sabe-se que os materiais com características viscoelásticas (POM) não se comportam de maneira homogênea e uniforme independentemente da força aplicada, mas os fabricantes disponibilizam apenas os limites aceitáveis de segurança. Contudo, essa aproximação não limitou a aplicabilidade dos resultados apresentados, esta análise pode ser fundamentada no fato que os valores simulados convergem para o resultado experimental quando o enfoque são os valores médios, pois o comportamento periódico é centrado nos dados experimentais.

#### IV. CONCLUSÕES

O uso da técnica *Bond Graph* possibilitou o desenvolvimento de um sistema que quantifica o potencial de energia da energia mecânica, proveniente do contato direto do pé protético com o solo durante a marcha, que pode ser transformado em outros tipos de energia. O método BG demonstrou ser eficaz na modelagem de sistemas biológicos.

Com base nos resultados obtidos, é possível pontuar três principais pontos deste estudo, conforme listadas a seguir:

- O modelo matemático, obtido via modelagem BG, foi considerado estável tanto no critério de localização dos polos (*Root Locus*), quanto no critério de análise de frequência (*Bode*);
- Os valores médios dos resultados simulados convergem para os resultados experimentais, demonstrando a consistência, a estabilidade e a convergência do modelo;

- O uso da técnica *Bond Graph* possibilitou quantificar a potência instantânea máxima em  $75W$ , por passada, sendo portanto o potencial de energia mecânica, proveniente do contato direto do pé protético com o solo durante a marcha, que pode ser transformado em outros tipos de energia nas condições de projeto definidas.

Pode-se concluir ainda que a modelagem de sistemas fisiológicos pode ser exequível com o uso do método *Bond Graph*, sendo, desse modo, uma importante contribuição deste trabalho. O uso dessa técnica é importante na modelagem de sistemas fisiológicos, pois há casos que a modelagem por via fenomenológica não pode ser aplicada ou resulta em um trabalho algébrico e computacional muito elevado.

Será objeto de pesquisa futura o desenvolvimento e implementação de um sistema que possibilite a conversão da energia mecânica, proveniente do contato direto do pé com o solo durante a marcha, em energia elétrica. Essa geração de eletricidade tem o potencial de reduzir a massa das próteses ativas em desenvolvimento, pois as baterias utilizadas nesses tipos de próteses poderiam ter sua potência reduzida, por consequência, seu tamanho e sua massa. Outra oportunidade imediata na geração de eletricidade, aplicando o conceito de *Energy Harvesting*, é a possibilidade de aumentar a autonomia das baterias em próteses ativas, pois o pé protético seria capaz de fornecer pequenas cargas elétricas.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Syta, A. et al. Experimental analysis of the dynamical response of energy harvesting devices based on bistable laminated plates. *Meccanica*, Springer Netherlands, v. 50, n. 8, p. 1961–1970, mar 2015. ISSN 0025-6455 1572-9648.
- [2] Singh, Supreet. Performance Analysis of Energy Harvesting based Two-way Multi-Relay Wireless Network. In: 2018 28th International Telecommunication Networks and Applications Conference (ITNAC). IEEE, 2018. p. 1-6.
- [3] Liu, Zhaojun et al. Fully Multi-Functional GaN-based Micro-LEDs for 2500 PPI Micro-displays, Temperature Sensing, Light Energy Harvesting, and Light Detection. In: 2018 IEEE International Electron Devices Meeting (IEDM). IEEE, 2018. p. 38.1. 1-38.1. 4.
- [4] Júnior, T. O. D.M. Sistema de captação de energia (energy harvesting) por dispersão magnética em linha de potência. 157 p. Universidade Federal da Paraíba, Paraíba - Brasil, 2013.
- [5] Yu, H. et al. A Vibration-Based MEMS Piezoelectric Energy Harvester and Power Conditioning Circuit. *Sensors*, v. 14, n. 2, p. 3323, 2014. ISSN 1424-8220.
- [6] Varpula, A. et al. Harvesting Vibrational Energy Using Material Work Functions. *Sci. Rep.*, Macmillan Publishers Limited. All rights reserved, v. 4, oct 2014.
- [7] Zhao, J.; You, Z. Models for 31-Mode PVDF Energy Harvester for Wearable Applications. *The Scientific World Journal*, p. 11, 2014.
- [8] Vieira, D. A., Santos, M. P., Costa, A. C. F. M., & Souza, C. P. (2016). Ni-Zn Ferrite Core Characterization for Magnetic-based Energy Harvesting Application. *IEEE Latin America Transactions*, 14(9), 4070-4075.
- [9] Maran, A. L. O., Henao, N. C., Silva, E. A., Schaeffer, L., & Junior, O. H. A. (2016). Use of the Seebeck Effect for Energy Harvesting. *IEEE Latin America Transactions*, 14(9), 4106-4114.
- [10] Yeo, J.; Ryu, M.-H.; Yang, Y. Energy Harvesting from Upper-Limb Pulling Motions for Miniaturized Human-Powered Generators. *Sensors*, v. 15, n. 7, p. 15853, 2015. ISSN 1424-8220.
- [11] Schertzer, E.; Riemer, R. Harvesting biomechanical energy or carrying batteries? An evaluation method based on a comparison of metabolic power. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, BioMed Central, v. 12, p. 30, feb 2015. ISSN 1743-0003.
- [12] Proto, A. et al. Measurements of Generated Energy/Electrical Quantities from Locomotion Activities Using Piezoelectric Wearable Sensors for Body Motion Energy Harvesting. *Sensors*, v. 16, n. 4, p. 524, 2016. ISSN 1424-8220.
- [13] Brasil. Tecnologia Assistiva. 1. ed. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas., 2009. 138 p.
- [14] Diaz, C. P. O. Characterization Of Human Gait Using A Biomechanicalapproach: An Extension For The Amputee CASE. 99 p. Tese (Doutorado) — Faculdade de Tecnologia, Brasília, 2015.
- [15] Machado, G. S. Nota Técnica: Órteses, próteses e materiais especiais - Subsídio à CPI das Órteses e Próteses. Brasília, 2015.
- [16] PRADA, L. M. Análise cinemática da marcha de amputados transfemorais pré e pós a aplicação de um protocolo de reabilitação. São Paulo, Brazil: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2014.
- [17] Lima, R. A. Implementando um software como serviço para análise e simulação de marcha humana. 102 p. Universidade de Brasília, Brasília, 2015.
- [18] Oliveira, D. S. Desenvolvimento e avaliação experimental do pé protético Oliveira Foot®. Faculdade UnB Gama. Universidade de Brasília. 96 p. 2016.
- [19] Oliveira, Danilo Santos; Rosa, Suelia Siqueira Rodrigues Fleury. Development and Experimental Evaluation of a National Prosthetic Foot. *IEEE Latin America Transactions*, v. 16, n. 3, p. 741-747, 2018.
- [20] Kamopp, D. C.; Margolis, D.; Rosenberg, R. *System Dynamics: Modeling and Simulation of Mechatronic Systems*. New York:Wiley, 2000. (A Wiley-Interscience publication). ISBN 9780471333012.
- [21] Altoé, M. L.; Rosa, S. S. R. F. Bond Graph modeling of the human esophagus and analysis considering the interference in the fullness of an individual by reducing mechanical esophageal flow. *Brazilian Journal of Biomedical Engineering*, v. 29, n. 3, p. 286–297, 2013.
- [22] Rosa, S. S. R. F. et al. Modeling of the human tibia bone using Bond Graph. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 29, n. 4, p. 329–342, Jan 2014.
- [23] Da Silva, Joziane Porcino et al. Infusion Pump: Mathematical Modeling Graphic Bond for Blood Pressure Control. *IEEE Latin America Transactions*, v. 16, n. 6, p. 1569-1573, 2018.
- [24] Peters, D. L. *Modeling of Dynamic Systems: Notes on Bond Graph*. EUA: Spring, 2015. v. 1.



**Danilo dos Santos Oliveira** possui graduação em Engenharia de Energia pela Universidade de Brasília (2014) e mestrado em Engenharia Biomédica pela Universidade de Brasília (2016). Possui experiência e atuação nas seguintes áreas e temas: Modelagem de Sistemas Fisiológicos via *Bond Graph*; Confecção de próteses e órteses de membros inferiores; Manutenção Industrial (preventiva, preditiva e TPM); Processos de Fabricação; Alinhamento e nivelamento de máquina; Balanceamento estático; Sistemas eletro-pneumáticos e eletro-hidráulicos; Mecânica dos Fluidos; Turbinas Hidráulicas; Geração de energia (solar, eólica e hidráulica) e Economia/Otimização de sistemas elétricos. <http://lattes.cnpq.br/7942404466904692>.



**Suelia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa** possui graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2001), Mestrado em Engenharia Eletrônica - Mecatrônica - Instituto Tecnológico de Aeronáutica (2005). Doutorado em Engenharia Eletrônica - Biomédica pela Universidade de Brasília (2008). Pós-doutorado (2013) no *Media Lab no Massachusetts Institute of Technology* (MIT). Tem experiência na área de Engenharia

Biomédica, atuando principalmente em Modelagem de Sistemas Fisiológicos via *Bond Graph*, Construção e Licenciamento de Dispositivos Médicos, Biomaterial Látex aplicado a Neoformação Tecidual, Feridas, Câncer Hepático e Ensaio Clínico. Pesquisadora e Fundadora do Laboratório de Engenharia e Inovação - LEI e do Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab - LEI) da Faculdade Gama Universidade de Brasília UnB - FGA. Professora Adjunto do Curso Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília (UnB) e do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - UnB. Membro do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - FS. Membro da Sociedade Brasileira de Profissionais em Pesquisa Clínica. <http://lattes.cnpq.br/1154673226500318>.