



DINCON 2017

CONFERÊNCIA BRASILEIRA DE DINÂMICA, CONTROLE E APLICAÇÕES
30 de outubro a 01 de novembro de 2017 – São José do Rio Preto/SP

Síndrome da mão diabética: modelagem e simulação

Vitor Meireles Oliveira¹

Faculdade do Gama, Universidade de Brasília, UnB, Brasília, DF

Joziane Porcino da Silva²

Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, UnB, Brasília, DF

Yesenia Maria Sierra Ortega³

Faculdade do Gama, Universidade de Brasília, UnB, Brasília, DF

Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa⁴

Faculdade do Gama, Universidade de Brasília, UnB, Brasília, DF

Resumo. A diabetes é uma doença que pode afetar de diversas formas a vida de um indivíduo. A síndrome da mão diabética (**SMD**) causa perda de força e controle dos movimentos das mãos. Um mecanismo para amenizar os prejuízos de força e mobilidade causados pela síndrome é o objeto de estudo deste trabalho e tem aplicação na construção de uma luva com amortecedores feita a base de látex natural, com vistas nisto, aprofunda-se o estudo à obtenção de um modelo matemático que represente a dinâmica da mão com a síndrome. O sistema de controle que descreve o comportamento também faz parte da elaboração da modelagem matemática e será usada a técnica de **Bond Graph(BG)**.

Palavras-chave. SMD, Sistema de controle, Bond Graph.

1 Introdução

A mão é um órgão que pertence às extremidades superiores e permite a interação dos indivíduos com o ambiente tendo como principal função a manipulação dos objetos. Para isso, a resposta simultânea dos nervos receptores nos dedos transfere informações como temperatura e força aos músculos do antebraço. Em um paciente com Síndrome da Mão Diabética (SMD) essa resposta é interrompida, afetando a sensibilidade, força, precisão e controle da mão[10].

A SMD possui três principais características: o dedo em gatilho, a contratura de Dupuytren e a limitação na mobilidade da junta. Devido a escassez de informações na literatura sobre tratamentos para a SMD, essa pesquisa discorre sobre a modelagem e simulação de um novo método para auxiliar indivíduos prejudicados por pela doença[2, 8].

1 sr.meirelesoliveira@gmail.com, vitorrr.meireles@hotmail.com
 2 joziane.eng@gmail.com
 3 agetro.vs89@gmail.com
 4 rodrigues.suelia@gmail.com

Uma das ferramentas comumente usadas para sistemas complexos é a modelagem por **Bond Graph (BG)**, que permite uma representação gráfica do fluxo de energia de um sistema e que pode integrar sistemas de diferentes domínios de energia em um só por meio do estabelecimento de relações[1, 6]. Essa ferramenta tem sido usada para modelagens dinâmica e matemática e monitoramento de diversas áreas do corpo em diferentes situações e comportamentos[11].

2 Propósitos

O objetivo deste trabalho é fazer uma análise cognitiva da SMD para apresentar sua modelagem matemática utilizando o projeto de um modelo análogo com elementos mecânicos[7, 11].

3 Métodos

1. Modelo Mecânico de perda de força em pacientes com SMD:

Devido às características de perda de força e de mobilidade da SMD, o primeiro procedimento é criar um modelo mecânico que represente o comportamento da mão. Os parâmetros utilizados são os ângulos entre os dedos, as amplitudes de alcance e a precisão dos movimentos. O modelo assume as seguintes considerações para simplificação:

- É uma representação aproximada.
- Considera os elementos como ideias.
- Apenas os dedos mais afetados são modelados.
- A influência dos músculos, tendões, falanges e sangue foi ignorada.
- A influência dos outros dedos não é considerada.
- Os dedos são considerados como barras homogêneas.

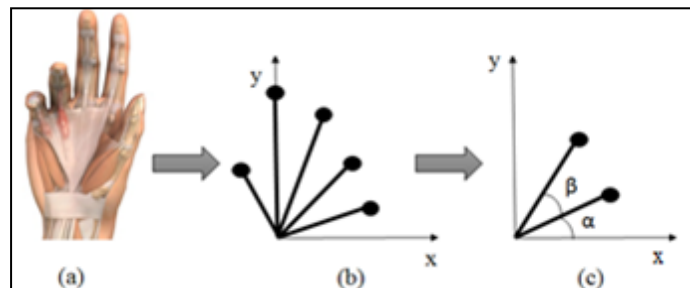


Figura 1: (a) Mão com neuropatia; (b) Modelo análogo com cinco pêndulos invertidos representando os 5 dedos; (c) Modelo com dois pêndulos invertidos representando os dedos anelar e mínimo, respectivamente[18].

Na figura 1(c), estão representados os dois dedos mais afetados pela SMD e a representação mais próxima inferida é a do pêndulo invertido, por conta da geometria e comportamento. Considerando o terceiro dedo sobre o eixo y, o ângulo α representa a angulação máxima entre o dedo anelar e o dedo mínimo e β representa o ângulo entre os dois dedos.

Relacionando o pêndulo invertido com movimento lateral dos dedos, um modelo mecânico análogo ao sistema com características da SMD é gerado por meio

da representação com sistema massa-mola-amortecedor. Foram feitas as seguintes considerações:

- As características geométricas dos dedos foram ignoradas.
- As massas foram estudadas como pontuais.
- Foi analisado o movimento entre os dedos da região palmar.

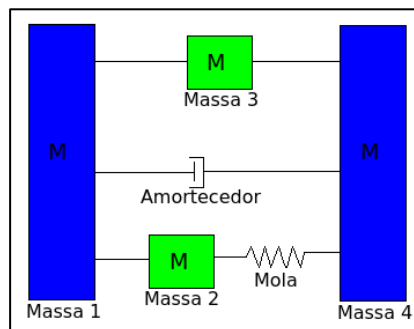


Figura 2: Diagrama do modelo físico em que os elementos estão sujeitos a relações mecânicas e um padrão de balanço de estado ótimo para obter equações mecânicas[18].

A representação da figura 2 utiliza a segunda lei de Newton para analisar a perda de aceleração de uma mão sadia. O amortecedor representa o atraso na ativação do músculo. A mola em série com a *massa 2* representa a propulsão de movimento (a resistência, a deformação do movimento usado).

No sistema mecânico, um diagrama de corpo livre é criado pela relação de balanço estabelecida. Esse princípio é aplicado à metodologia do **BG**, ou seja, uma relação nodal é adquirida entre as variáveis fluxo (f) e esforço (e), necessárias para fazer força ou conexão com o caminho. No caso dos elementos mecânicos, a velocidade é uma fonte de estresse e força na fonte de fluxo. Assim a mola é vista como um acumulador de esforço, a massa como um acumulador de fluxo e o amortecedor como um elemento dissipativo.

2. Modelo dinâmico da Síndrome da Mão Diabética:

Para descrever o comportamento da SMD em função do tempo, a metodologia do BG e o software 20-SIM® são aplicados.

A teoria da metodologia BG, ligação gráfica, permite a representação da troca de energia entre os componentes do sistema.

Esse estudo é voltado para a análise da habilidade de aderência e de mobilidade de uma mão com SMD afim de obter um modelo mecânico e simplificado do sistema. Para transformar o sistema análogo da mão com SMD (figura 2) em um sistema do BG, os seguintes passos foram adotados:

1. Identificação do domínio físico do sistema e dos elementos dos sistema (capacitâncias, resistências, inerciais, fluxo de potências, esforço).
2. Identificação das outras variáveis de energia (velocidade e massa).
3. Identificação de diferenças de força.
4. Conexão dos elementos.
5. Atribuição de causalidades feitas pelo 20-SIM® (software de simulação).

O software 20-SIM® permite uma análise a partir do sistema do modelo BG sendo capaz de fazer determinação de causalidade em cada ligação. A causalidade é um dos elementos do diagrama em BG, que estabelece uma relação de causa e efeito entre as variáveis e o estresse de fluxo. A figura 3 mostra um exemplo de causalidade em que a barra vertical no começo ou no final da ligação indica que tem atribuído causalidade, significando que apresenta duas variáveis, o esforço e o fluxo e que apenas uma pode ser controlada. A variável suplemento é a resposta para o controle imposto na ligação.

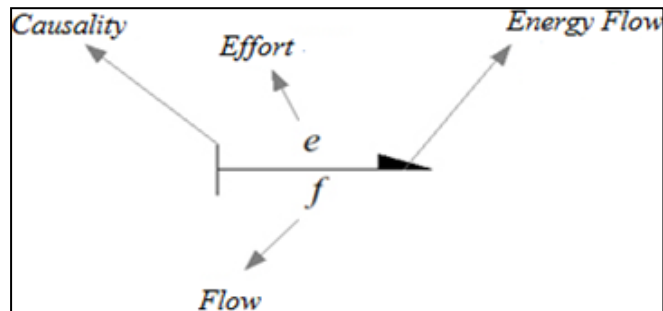


Figura 3: Elementos ligados em BG[18].

Para obter causalidade no 20-SIM constrói-se o modelo com os elementos mecânicos, e a análise de causalidade é feita por meio da obtenção da equação de espaço de estados. Posteriormente, transforma-se as equações para a forma matricial.

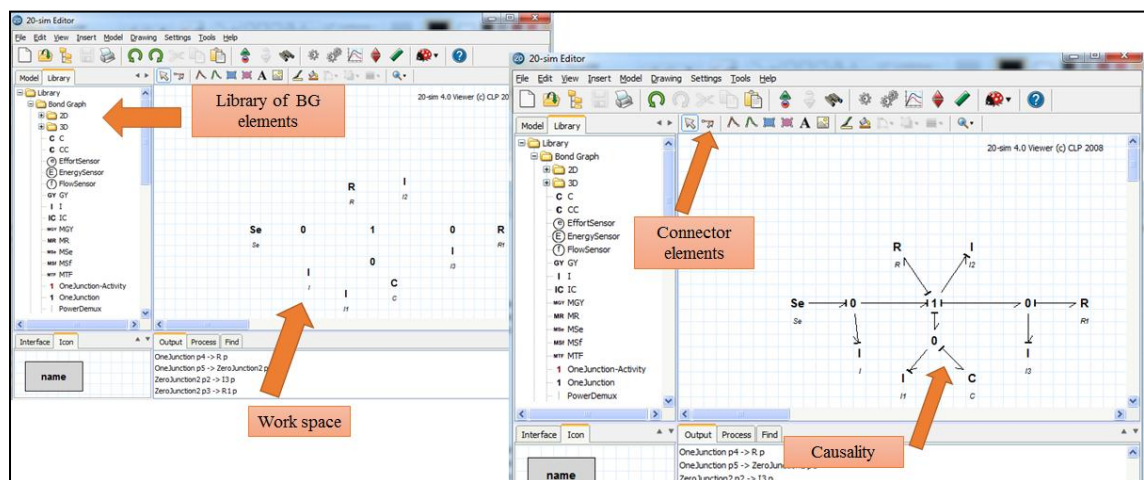


Figura 4: Interface do programa 20-SIM e design do sistema mecânico usando os elementos da SMD obtidos por BG[18].

3. Modelo matemático:

A representação matemática da SMD foi obtida pela sequência de aplicações de mudança do modelo físico para um modelo análogo, primeiro para o pêndulo invertido, depois para o modelo do massa-mola-amortecedor, e finalmente para o modelo em BG, onde as equações foram geradas.

BG é composto por quatro grupos de elementos: uma porta passiva, uma

porta ativa, duas portas e duas junções. Seu modelo mostra a diferença entre a força que o paciente quer exercitar e a exercitada. A Figura 5 mostra todas as forças que interagem com o sistema.

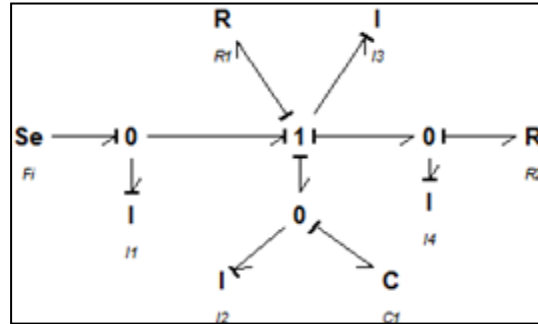


Figura 5: Modelo em BG para mão com SMD[18].

Na figura 5, Se representa o sinal do movimento intencionado, Fi é a magnitude do sinal, paralelamente, $I1$ que é a massa do dedo. Em série com $I1$, tem-se $R1$, $C1$, $I2$ e $I3$. Conectado em paralelo com estes elementos a massa $M4$ que seria o quarto dedo ($I4$) e o atrito $R2$ que representa o atraso na resposta elástica também no quarto dedo, o mais afetado pela SMD.

4 Resultados

Com as referências e ligações obtidas pela representação em sistemas análogos e por BG, obtém-se as equações que representam a modelagem da mão com SMD. Para obter o sistema de equações será usada a representação por espaço de estados por três possibilidades:

- Representação do mesmo sistema sobre modelos de estado de espaços.
- Representação de variáveis que não podem ser medidas ou analisadas.
- Utilizar função de transferência em conjunção com várias técnicas gráficas.

No sistema em estudo o formato da equação de estado será: $\dot{x} = Ax + Bu$, resulta em (1):

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{x}_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{-R_1 - R_2}{I_3} & 0 & \frac{-1}{C_1} & \frac{R_2}{I_4} \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{C_1} & 0 \\ 0 & \frac{1}{I_3} & \frac{-1}{I_2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{R_3}{I_3} & 0 & 0 & \frac{-R_2}{I_4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} [Se] \quad (1)$$

As saídas do sistema são dadas por (2):

$$[y] = [C][x] + [D]u \quad (2)$$

Tabela 1: Constantes do sistema.

Constantes	Descrição real do sistema	Descrição do sistema análogo	BG	Estado
F2	Movimento intencionado	Força de entrada	-	-
M1	Resposta elástica atrasada	Inércia	I1	X1
M2/C1	Resposta elástica atrasada	Inércia I2 / mola em paralelo	I2/ C1	X2
M3	Causa da aceleração da mão	Inércia 3	I3	X3
M4	Massa do dedo anelar	Inércia 4	I4	X4
B1	Atraso da ativação do músculo	Amortecedor	R1	X5
K2	Perda de flexibilidade do dedo anelar	Atrito linear	R2	-

1. Determinação das variáveis e simulações

Para cada coeficiente de elasticidade e amortecimento foram estabelecidos valores padrões entre 3-6 N/m e 6-10N.s/m para considerar a mão como saudável. Os pesos dos dedos ficaram entre 0,01 e 0,05 Kg [9]. A partir dos resultados das simulações feitas no Matlab® R2013b, foi montada a tabela 2, que mostra a matriz de espaço de estados.

Tabela 2: Valores das constantes do sistema.

Constantes	Simulação 1	Simulação 2	Simulação 3	Simulação 4
M1	0,030 Kg	0,030 Kg	0,030 Kg	0,030 Kg
M2	0,010 Kg	0,010 Kg	0,010 Kg	0,010 Kg
M3	0,020 Kg	0,020 Kg	0,020 Kg	0,020 Kg
M4	0,050 Kg	0,050 Kg	0,050 Kg	0,050 Kg
K1	3 N/m	1,5 N/m	6 N/m	6 N/m
K2	6 N/m	6 N/m	6 N/m	12 N/m
B1	12 N.s/m	12 N.s/m	12 N.s/m	24 N.s/m

5 Discussões

Para o desenvolvimento do modelo matemático, BG foi muito útil, pois seu conhecimento é de extrema importância para estabelecer o correto fluxo de energia entre os componentes do sistema. Os resultados obtidos mostram que a passagem da representação de um modelo para outro foi adequado até chegar a simular através da ligação de dados em modelagem por BG, ou seja, foi uma realização eficaz e estão dentro dos valores esperados e podem ser aplicados em simulação com o 20-SIM®, como consequência os resultados podem ser usado para obtenção de estimativas comportamentais da mão e de dispositivos de melhora.

6 Conclusão

Para desenvolver o sistema mecânico foi necessária a aplicação do conhecimento de engenharia mecânica e do funcionamento da mão humana. Depois de uma série de simplificações, o modelo do sistema sobre as condições de uma mão com SDM foi estabelecido.

O diagrama de fluxo do modelo BG da SMD, facilita o entendimento das relações entre cada variável do sistema, além da obtenção do modelo matemático desenvolvido, tal representação mostra o atraso na ativação do músculo e perda em força na mão afetada pela SMD.

Na análise do modelo mecânico observou-se que quanto maior o coeficiente do amortecedor maior será o tempo de ativação do músculo e quanto maior o coeficiente de elasticidade, maior será a força que a mão exerce.

Portanto, os modelos apresentados podem ser aplicados em conjunto com conhecimentos médicos para criação de protótipos e dispositivos de auxílio no tratamento desse tipo de enfermidade.

Agradecimentos

Ao Laboratório de engenharia Biomédica e a Universidade de Brasília, campus Gama.

Referências

- [1] A. A. Filho, *Análise de Sistemas Dinâmicos*. São José dos Campos: CTA/ITA (2003).
- [2] A. Barnie e M. E. Larkin, Musculoskeletal Complications in. *Diabetes Care*, 37, 1863- 1869. (2014).
- [3] A. Gmiterko, D. Hroncová e Sarga, *Modeling Mechanical Systems Using Bond Graphs. Modeling of Mechanical and Mechatronic Systems*. Slovak Republic: Her'any. (2011).
- [4] A. Rahmani e Y. Qian, Bond Graph Modeling and Simulation of a Dexterous Hand. *Proceedings of the 1st International and 16th National Conference on Machines and Mechanisms*, 55-61. (2013).
- [5] C-J Yang, H. H.-Y.-H.-L.-Y.-c, The associations among hand dexterity, functional performance, and quality of life in diabetic patients with neuropathic hand from objective and patient perceived measurements. *Springer*, 24(Qual Life Res). 213-221. (2015).
- [6] D. Karnopp, D. Margolis e R. Rosenberg, *System Dynamics: Modeling and Simulation of Mechatronic Systems*, 3rd ed. New York: Horizon. (2000).
- [7] F. O. Jakimiu, F. d. Silva e T. L. Skare, *Diabetic hands: A study on strength and function*. Elsevier, 162-165. (2014).
- [8] F.-C Su, H-Y Chiu, H-Y Hsu e L.-C Kuo, How the impact of Median Neuropathy on Sensorimotor Control Capability of Hands for Diabetes: An Achievable. *PLoS ONE*, 9(4),9. (2014).
- [9] J. C. D. Montes e J. D. González, *El Futuro en las Protesis de mano*. XVI CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM. Monterrey (2010).
- [10] H. Marjorie, Shumway-Cook e Woollacott,. *Controle motor: teoria e aplicações práticas* 3ª ed Anne (2010).
- [11] M. Altoé e S. S. Rosa, *Modelagem vínculo Gráfico do esôfago humano e análise, considerando a interferência na plenitude de um indivíduo, reduzindo o fluxo de esôfago mecânico*. (2013).
- [12] Y. M. S. Ortega, *Diabetic Hand Syndrome: Modeling and Simulation*. Dissertação de Mestrado em engenharia biomédica. Publicação 051A/2016. Distrito Federal (2016).