

MODELAGEM DE DISPOSITIVO PARA INSERÇÃO DE ELETRODOS EM PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO EM HEPATOCELULAR CARCINOMA VIA TÉCNICA BOND GRAPH

DEVICE MODELING FOR INCLUSION IN ELECTRODE ABLATION PROCEDURE IN HEPATOCELLULAR CARCINOMA VIA TECHNICAL BOND GRAPH

José Henrique de Oliveira

Mestrando em Engenharia Biomédica pela UnB, Técnico em laboratório Universidade de Brasília, Pesquisador no Laboratório de Engenharia e Biomédica (LAB).

josehenrique@unb.br

Danilo dos Santos Oliveira

Mestre em Engenharia Biomédica pela UnB, Técnico em laboratório Universidade de Brasília, Pesquisador no Laboratório de Engenharia e Biomédica (LAB).

daniolosantos@unb.br

Von Braun Richter

Mestrando em Engenharia Biomédica pela UnB, Engenheiro Mecânico pela UNESP – Campus de Guaratinguetá.

von.braun06@gmail.com

Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa

Pós-doutorada no Media Lab, Massachusetts Institute of Technology, Professor Adjunto Universidade de Brasília, Pesquisadora no Laboratório de Engenharia e Biomédica (LAB).

suelia@unb.br



RESUMO

Visando realizar o procedimento de ablação por radiofrequência em carcinomas hepáticos, de forma precisa e controlada, foi idealizado um dispositivo mecânico que possibilite a abertura gradual dos eletrodos na área afetada. Utilizou-se a técnica de Bond-Graph para modelar matematicamente o sistema e permitir maior compreensão das variáveis físicas envolvidas neste processo, considerando a necessidade de obtenção de dados aplicáveis à consolidação do modelo mecânico. As técnicas de controle dinâmico foram adotadas no modelo matemático aplicado que resultou em um modelo matemático com a equação final $x \in \mathfrak{R}^8$. Os resultados demonstram que os polos e zeros dos espaços de estado estão localizados no semiplano esquerdo

do plano complexo, inferindo estabilidade ao sistema. A análise final da estabilidade do sistema proposto pôde ser verificada, pois ambas metodologias de simulação adotadas, apresentaram resultados convergentes e estáveis no tempo, devido aos componentes viscoelásticos utilizados na simulação numérica. Assim, conclui-se que é possível buscar o desenvolvimento de interfaces como dispositivo mecânico para inserção de eletrodos em procedimento de ablação em hepatocarcinoma, bem como outros dispositivos correlacionados, como biossensores ou softwares de acompanhamento cirúrgicos.

PALAVRAS-CHAVE: Ablação por radiofrequência, Modelagem bond graph, Simulação mecânica, Hepatocarcinoma.

ABSTRACT

In order to perform for radiofrequency ablation procedure in liver carcinomas, in a precise and controlled system, a mechanical device was design to enable the gradual opening of the electrodes in the affected area. We used the Bond-Graph technique to mathematically model the system and allow greater understanding of the physical variables involved in this process, considering the need to obtain data applicable to the consolidation of the mechanical model. The dynamic control techniques have been adopted in applied mathematical model which resulted in a mathematical model with the final equation $x \in \mathbb{R}^8$. The results demonstrate that the poles and zeros state spaces are located in the left half of the complex plane, inferring stability to the system. The final analysis of the stability of the proposed system could be verified, since both simulation methodologies adopted, showed convergent and stable results over time, due to the viscoelastic components used in the numerical simulation. Thus, based on the results obtained in this study, it is concluded that it is possible to bring the development of interfaces as mechanical device for inserting electrodes in the ablation procedure in hepatocellular carcinoma as well as other related devices, such as biosensors or surgical tracking software .

KEYWORDS: Radiofrequency ablation, bond graph modeling, mechanical simulation, hepatocellular carcinoma.

INTRODUÇÃO

O câncer hepatocelular ou hepatocarcinoma é a neoplasia epitelial maligna primária do fígado, sendo o tumor sólido mais comum no mundo, com incidência estimada em um milhão de novos pacientes por ano, quando a condição clínica do doente não é compatível com a realização de cirurgia convencional ou quando se aguarda a realização de transplante hepático, outros procedimentos para

tratamento locorregional podem resultar em regressão tumoral [1-2].

A ablação por rádio frequência (ARF) está sendo reconhecida, atualmente, como um tratamento local e eficaz, é recomendada para pacientes nos estágios (0) e estágio (A) da classificação de Barcelona e consiste na termocoagulação do tumor por ondas de rádio de alta frequência [3-7]. O posicionamento intratumoral dos eletrodos é feito com auxílio de ultrassonografia, por via percutânea, laparoscópica ou por cirurgia aberta. A ARF está indicada para lesão tumoral de até 4cm, distante de órgãos vizinhos (vesícula biliar, estômago e cólon), da cápsula hepática e de ramos da veia hepática e veia porta, em localização acessível [8-9]. Durante a inserção intratumoral dos eletrodos acontece a definição da área de ataque para aplicação da rádio frequência (RF) [10]. Atualmente esta etapa é realizada de forma manual e acompanhada por métodos que tem como base as habilidades do profissional que realiza o procedimento, podendo lesionar áreas que não sejam de interesse ao tratamento [11]. Assim, devido à tamanha acurácia exigida no procedimento, se faz necessário que a inserção dos eletrodos seja realizada de forma controlada e precisa.

A proposta deste estudo visa o desenvolvimento de um sistema mecânico capaz de permitir a movimentação linear dos eletrodos e a consequente abertura em formato de arco, a título da ARF abranger a área do tumor. Este dispositivo também auxiliará na sensibilidade operacional, propiciando maior confiabilidade e segurança ao procedimento.

Neste âmbito é inserido neste trabalho o processo de modelagem matemática por técnica fenomenológica e por via Bond Graph, a fim de avaliar o fluxo de energia do dispositivo mecânico, as interações de forças e velocidades envolvidas neste acionamento que em essência converte movimento rotacional manual, efetuado pelo cirurgião, em movimento translacional controlado de deslocamento milimétrico dos eletrodos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Um dos grandes desafios da ciência atualmente é traduzir em termos matemáticos o funcionamento de fenômenos e sistemas que interagem dinamicamente com o corpo humano. Desta forma, deseja-se desenvolver e usar esse conhecimento de como tais fatores se relacionam para adequar e melhorar os processos que interagem com o sistema de ablação.

A inserção do eletrodo compreende uma etapa importante do procedimento

de ablação, nela pode se determinar a área afetada como também à inserção controlada, sendo essas premissas consideradas na elaboração do projeto [10-11]. O sistema mecânico compreende cânula, eletrodo e acionador atuando como conjunto responsável pela introdução do eletrodo no tecido tumoral, como observado na Figura 1. A modelagem do sistema de acionamento mecânico permite analisar o comportamento das variáveis e determinar diretrizes específicas para melhor realização do procedimento.

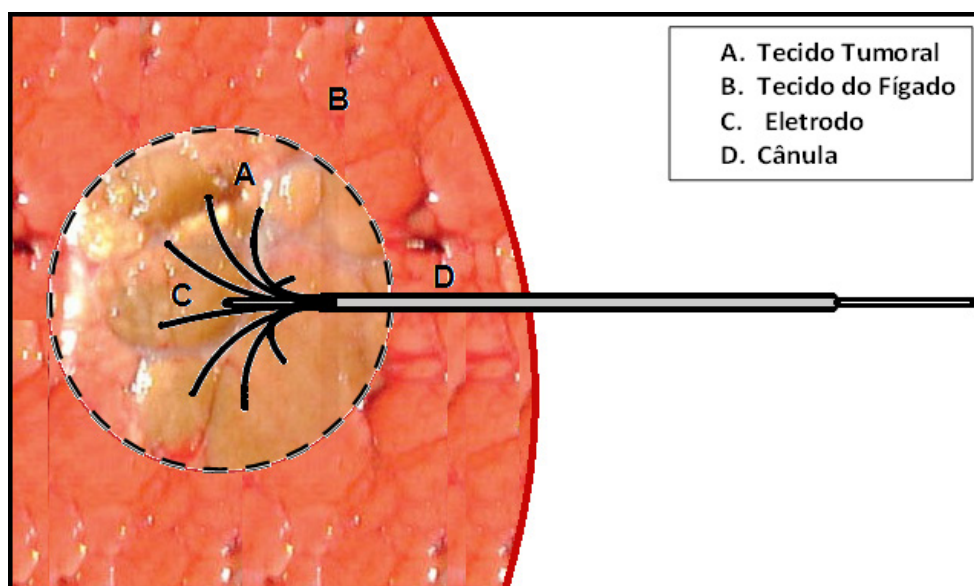


Figura 1 – Esquemático simplificado do sistema inserção eletrodos. Sendo (A) o tecido tumoral do fígado, (B) o tecido do fígado saudável, (C) o eletrodo e (D) a Cânula.

Para isso serão usados os métodos de modelagem fenomenológica e Bond Graph, que avalia o fluxo de energia do sistema. Em [12] observar-se o uso da ferramenta Bond Graph sendo aplicada a modelagem de procedimento médico: o processo de corte da tíbia humana por uma serra automática. Fatores como a profundidade e a precisão do corte, tempo de exposição do osso à sobrecarga e a acurácia do ângulo da cunha do material ósseo a ser retirado influenciam diretamente no sucesso ou nas complicações do procedimento cirúrgico [13]. Considerando a necessidade de obtenção de dados aplicáveis a

consolidação do modelo mecânico, esta ferramenta de análise possibilita estabelecer interações entre os componentes do sistema por meio de vínculos e assim concretizar a descrição matemática.

O estudo desse sistema se mostra útil para compreensão das respostas a situações diversas, de forma a contribuir no desenvolvimento do mecanismo proposto, que tem como base um modelo análogo mecânico nas diretrizes propostas por Maxwell e Voight onde será aplicada a ferramenta Bond Graph para obtenção das variáveis na forma espaço de estado.

MODELAGEM VIA TÉCNICA BOND GRAPH

Para descrever o comportamento de um sistema físico, deve-se, primeiro, conceber um modelo conceitual (ou idealizado) desse sistema, um modelo matemático pode ser entendido como formulações que expressam as características essenciais de um sistema em termos matemáticos, então tem-se que o desafio em modelagem matemática é produzir o modelo mais simples possível que incorpore as principais características do fenômeno de interesse [14]. Dentre as técnicas de modelagem, em geral, é necessário encontrar mecanismos que permitam construir modelos que utilizem conceitos da modelagem teórica e da modelagem empírica [15].

Os primeiros passos para a concepção do aparato com base nas características do procedimento foi definir o método de transferência de força e criar de forma intuitiva um modelo análogo mecânico que pudesse representar tal comportamento, ou seja, traduzir com elementos mecânicos rotacionais e translacionais o sistema.

A teoria do Bond Graph (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 [16]. A técnica BG para a modelagem de sistemas dinâmicos é baseada no conceito de energia e pode ser aplicada a diferentes sistemas com diferentes domínios físicos, tais como o mecânico, o elétrico, o térmico, o hidráulico, o acústico, dentre outros [17]. Na junção física por onde ocorre a transferência de energia entre os componentes de um sistema, no elo formado a potência instantânea é representada por duas variáveis dinâmicas, a variável esforço e a variável fluxo (f) A variável energia é caracterizada pelas variáveis integradas de esforço acumulado (p) e de fluxo acumulado (q) [18-19].

É essencial a escolha adequada, bem como a combinação desses componentes que melhor expresse o comportamento do sistema em função do tempo. Na formulação do modelo análogo, foram utilizados

elementos viscosos e elásticos na tentativa de expressar em termos físico-mecânicos as características estruturais do conjunto e também do tecido tumoral a ser perfurado.

Há arranjos básicos de componentes descritos na literatura: os modelos de Maxwell, Kelvin ou Voight. Estes são análogos visco-elásticos que representam aproximações do comportamento de materiais reais, que por vezes são combinados de forma a traduzir de forma aproximada e qualitativa o comportamento de materiais complexos que quando a causa da deformação é removida, ocorre o processo reverso, onde a deformação decai com o tempo e o comprimento inicial tende a se restabelecer [20].

Nesse estudo o tumor será o modelo de Maxwell que consiste em uma estrutura composta por uma mola (Spring-04), um amortecedor (Damper-03) e uma (Spring-05) mola em série que corresponde ao modelo básico de um fluido, pois o material não para de se deformar à medida que é aplicada uma tensão constante (Rádio Frequência).

O dispositivo mecânico é constituído por um corpo cilíndrico, um conversor de movimento rotacional em translacional, sendo composto de uma porca de giro atuada externamente sobre um fuso que está solidário aos eletrodos Figura 2, de tal forma que ao ser rotacionada, haja o avanço translacional dos eletrodos.

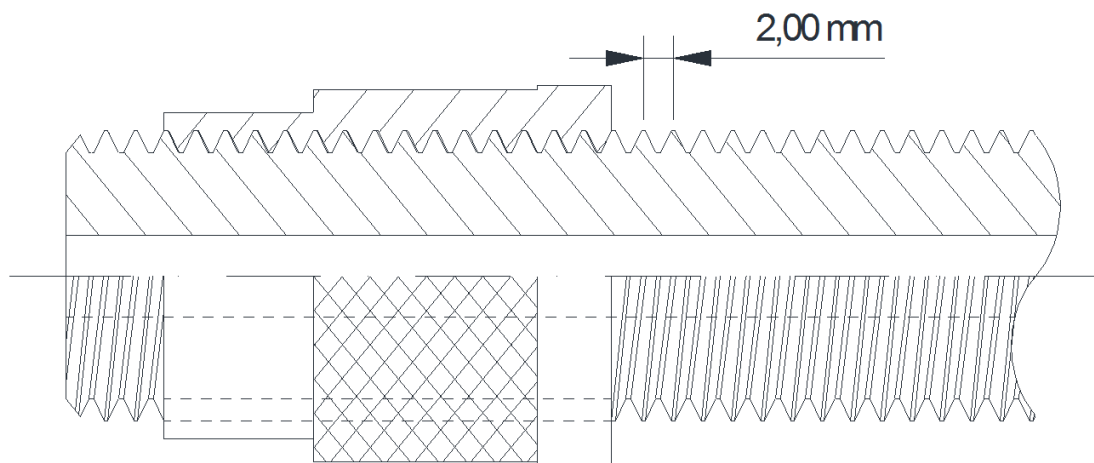


Figura 2 – Sistema de conversão de movimento rotacional em translacional, com deslocamento linear de 2 milímetros a cada revolução do conjunto.

O sistema análogo mecânico é apresentado na Figura 3, onde são identificadas por cada subsistema micromecânicos. A força de giro será representada por uma fonte de esforço modulada pelo usuário. Neste caso, a força de resistência inicial à movimentação do eletrodo é representada por um elemento de massa em série com uma mola com rigidez e um atrito. Os eletrodos possuem uma massa cilíndrica, cuja principal característica é a presença de um isolante

além de seu deslocamento linear com uma curvatura na extremidade de 90 graus, é representada por um elemento de Voight, o qual é uma mola e amortecedor dispostos em paralelo. Nesta disposição de elementos, a deformação é transmitida de forma igual entre os elementos, e a força é aditiva. A massa e a mola dispostos em série, onde a força transmitida pelos elementos é igual, porém com a influência do ângulo θ .

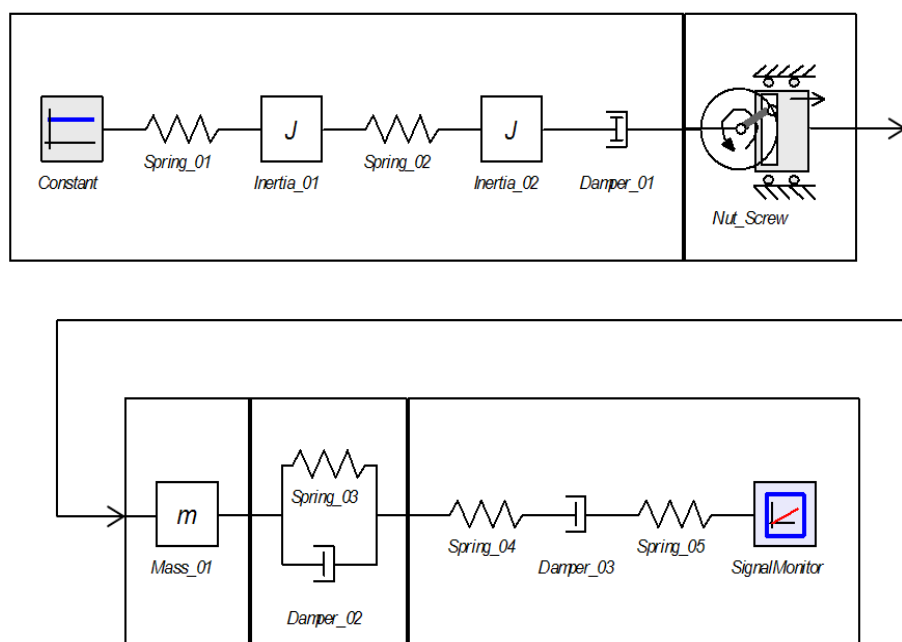


Figura 3 – Modelo análogo do sistema de conversão de movimento rotacional em translacional.

Esses valores serão atribuídos na fase de simulação de acordo com a rigidez das camadas. A Tabela 1 apresenta as correlações feitas, de forma intuitiva, entre a composição da pele e os elementos mecânicos, na transposição para o modelo análogo.

RESULTADOS

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. Este por sua vez é um programa de simulação que auxilia o modelo gráfico, a fim de projetar e analisar os sistemas dinâmicos, possibilitando uma modelagem via diagramas de blocos, grafos de ligação e equações plenamente observáveis com uma estrutura de modelo hierárquico ilimitado.

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

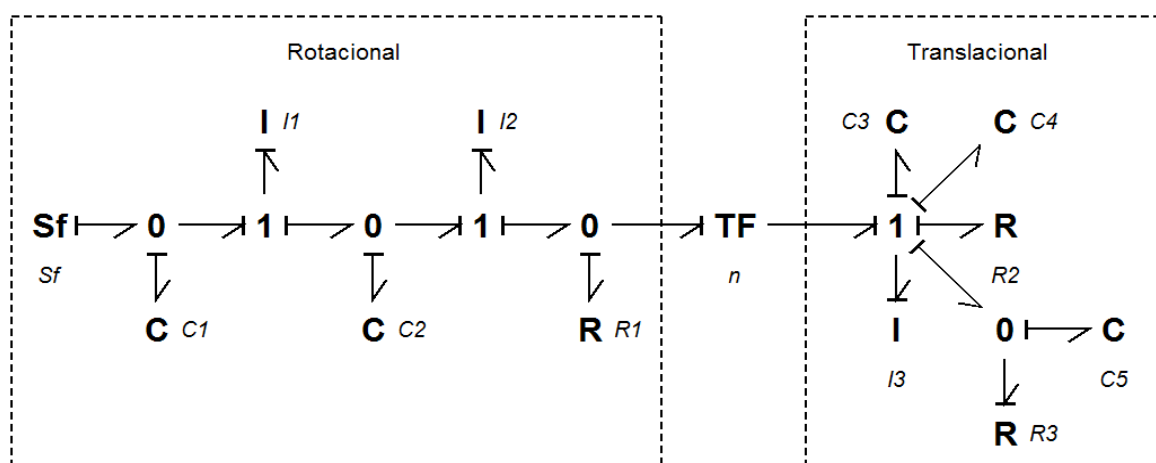


Figura 4 – Modelo BG do dispositivo mecânico proposto para o procedimento de ablação em hepatocelular carcinoma, software 20-sim.

Uma vez que um sistema foi representado por um BG, pode-se usar o gráfico de ligação, Figura 4, para obter as equações de espaço de estado que descrevem a dinâmica do sistema. Conforme exposto em [17], o procedimento é conceitualmente simples e tem os seguintes passos básicos:

- 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 ;

- 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.
- Reduzir o conjunto inicial de equações para o número adequado de equações, em forma de espaço de estado.

As variáveis que formam a equação dinâmica do sistema são listados na Tabela 1, essas variáveis relacionam as considerações apresentadas nas Figuras 1-3.

Tabela 1 – Variáveis que compõem o modelo.

Componentes	Bond Graph	Elementos Mecânicos
Sf	Fonte, força	Velocidade Angular – Input
C_1, C_2, C_3, C_4, C_5	Capacitância	C_1, C_2, C_3, C_4, C_5 , representam molas com constantes elásticas distintas
I_1, I_2, I_3	Inércias	$(I_1 = J_1)$ é a massa do elemento movido, $(I_2 = J_2)$ é a massa do elemento motor e $(I_3 = m)$ representa a massa dos eletrodos
R_1, R_2, R_3	Resistências	$(R_1 = Damper_1)$ é o coeficiente de atrito estático, $(R_2 = Damper_2)$ é o coeficiente de atrito dinâmico devido a resistência a perfuração linear, $(R_3 = Damper_3)$ é o coeficiente de atrito dinâmico devido a resistência do fígado a perfuração.
n	Transformação	n passo entre o elemento motor e o elemento movido.
TF	Tranformador	Transforma o movimento de rotação em movimento de translação

A representação dos espaços de estados do sistema referentes a formulação matemática via BG da Figura 4, é representada por um sistema de ordem $x \in \mathbb{R}^8$ e pode ser representada conforme exposto na Equação 1.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{x}_5 \\ \dot{x}_6 \\ \dot{x}_7 \\ \dot{x}_8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \frac{-1}{I_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{C_1} & 0 & \frac{-1}{C_2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{I_1} & 0 & \frac{-1}{I_2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{C_2} & \frac{-R_1}{I_2} & 0 & 0 & \frac{1}{nI_3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{I_3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{I_3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{R_1}{nI_2} & \frac{-1}{C_3} & \frac{-1}{C_4} & \left(\frac{-R_1}{n^2I_3} + \frac{R_2}{I_3}\right) & \frac{-1}{C_5} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{I_3} & \frac{-1}{R_3C_5} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \\ x_6 \\ x_7 \\ x_8 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \cdot [SF]$$

Equação (1)

Os dados apresentados na Tabela 2 foram utilizados na simulação como uma aproximação dos parâmetros e não correspondem à realidade.

Tabela 2: Variáveis que compõem a simulação.

Componentes	Valores Simulados
C_1, C_2, C_3, C_4, C_5	0,05
I_1	0,057 [kg]
I_2	0,036 [kg]
I_3	0,002 [kg]
R_1	0,74
R_2	0,047
R_3	0,036
n	0,002

Os autovalores λ deste sistema definem a sua estabilidade e podem ser determinados resolvendo o determinante característico $\det(A - \lambda I) = 0$, onde I é a matrix identidade. Então a equação característica de A é representada pela Equação 2.

$$\lambda^8 + \frac{832498570}{9} \lambda^7 + \frac{6880634835775}{1539} \lambda^6 + \frac{121870671012500}{1539} \lambda^5 + \frac{27666942761500000}{4617} \lambda^4 - \frac{4110287 \times 10^8}{513} \lambda^3 + \frac{243425 \times 10^{10}}{243} \lambda^2 + \frac{10^{15}}{4617} = 0 \quad \text{Equação (2)}$$

A partir da matriz de espaço de estados, Equação 1, e os valores referentes as simulações realizadas no sistema proposto, Tabela 2, um código em Matlab foi desenvolvido para análise da resposta do sistema. A Figura 5 corresponde a uma resposta do sistema a uma excitação do tipo impulso.

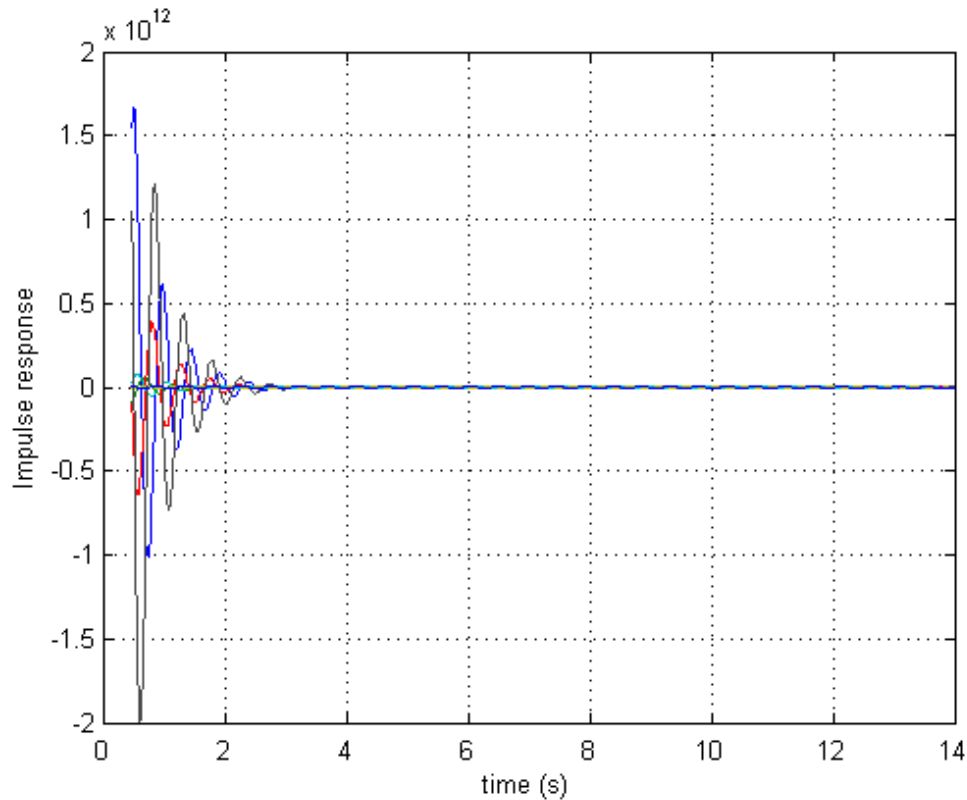


Figura 5 – Resposta do tipo impulso para o sistema modelado, via implementação da metodologia BG no software Matlab®.

A segunda simulação realizada foi desenvolvida no software 20-sim. A principal diferença metodológica em relação a modelagem matemática presente na equação 1 e implementada no Matlab® em relação a desenvolvida no 20-sim é que a entrada do sistema é o próprio gráfico de ligação, presente na Figura 4.

No resultado apresentado na Figura 6, tem-se a representação da segunda metodologia de simulação implementado e tem-se como principal característica uma resposta que converge, devido as características de amortecimento viscoelásticas utilizadas no modelo análogo, conforme apresentado na Figura 3. Sendo possível observar a resposta a cada estado do sistema $\{x_1, x_2, \dots, x_8\}$, e a saída (output) característica do sistema proposto.

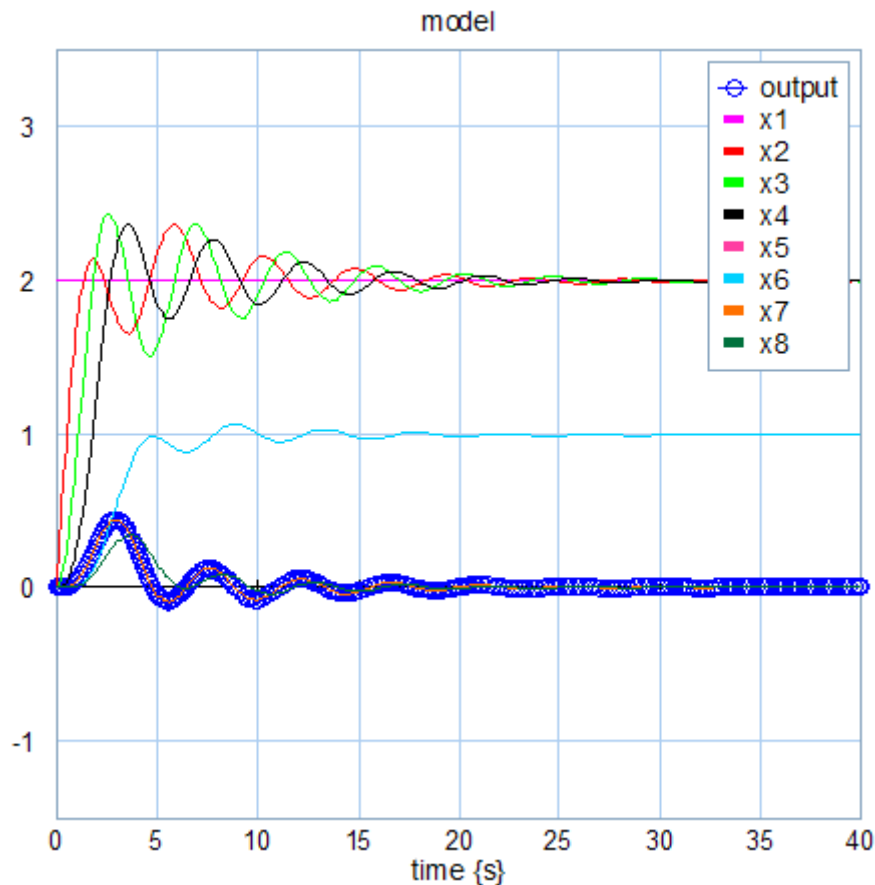


Figura 6 – Resposta do tipo impulso para o sistema modelado, via implementação da metodologia BG no software 20-sim.

A característica básica da resposta transitória de um sistema em malha fechada está intimamente relacionada com a localização dos polos de malha fechada. Portanto, 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 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 Figura 6. Nele observa-se que os polos estão localizados no semiplano esquerdo, o que indica que o sistema é estável.

O lugar geométrico das raízes é formado pelas raízes da equação característica em função de um parâmetro. O parâmetro usualmente utilizado é o ganho da função de transferência de malha aberta [10].

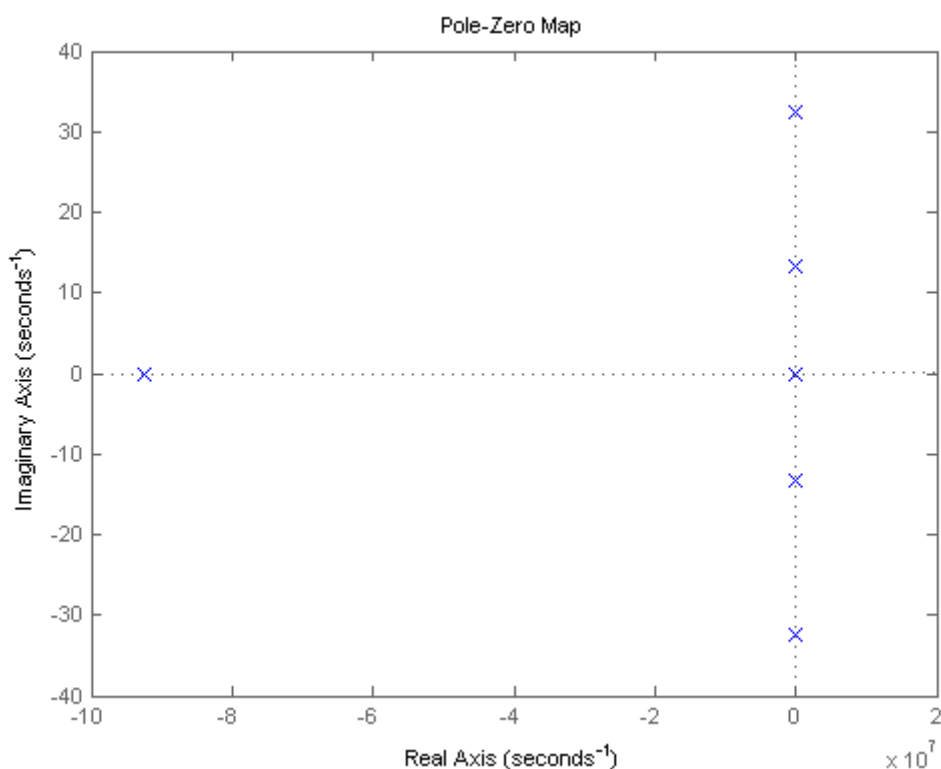


Figura 7 – Mapa de pólos e zeros.

DISCUSSÃO

O trabalho aborda o estudo de um modelo linear do sistema de ablação em construção, mediante o uso da técnica de análise de disposição de polos e zeros e relação entrada-saída.

A análise do modelo linear obtida pela modelagem matemática tipo caixa cinza confronta a influência de parâmetros na dinâmica do sistema e de elementos que influem em especial na estabilidade. Constata-se que o sistema precisa ter em sua estrutura uma componente de controle via a técnica de alocação de polos e zeros, porém esse item será um próximo passo. Na análise efetuada a dinâmica interna concentra-se em torno da origem, conforme exemplificado na Figura 7.

Os resultados apresentados na Figura 7 demonstram que a presença dos zeros e polos a esquerda do plano complexo que é um sistema de fase mista e também por um tempo morto que há no sistema. Este sistema possui dois zeros reais negativos e

um par complexo conjugado. A presença do tempo morto e dessas características no que se refere a estabilidade e projeto de controlador é uma restrição que se deve levar em conta em um sistema bio-inspirado complexo.

Com isso o estudo aplicado nesse artigo possibilitou uma percepção de aspectos importantes na metodologia de captura dos dados da interação do eletrodo e o tecido, tais como: interferência deste no ARF e análise dos artefatos de posicionamento do sistema.

Reforça-se que a captura por imagem seria um dos dados importantes a serem adicionados em tal processo. Um fato que pode-se afirmar com base em ensaios prévios que a estabilidade do sistema são características do modelo e não dos dados. Devido à linearização imposta hipótese simplificada - um sistema por realimentação já deslocaria os polos e zeros mais para esquerda do plano conferindo um sistema mais estável e com um transiente de menor sobre sinal.

Outro resultado apresentado é apresentação do mapa de polos e zeros do resultado desse modelo matemático. Nota-se que o fato do modelo ter ficado de fase não-mínima, ou seja, zeros fora do círculo unitário, Figura 7. Mais específico pode ser também dito de sistema de fase mista pois tem alguns zeros dentro do círculo unitário e tem outro fora do círculo unitário ou a esquerda no plano complexo. Apesar de ajustes feitos e busca por outros modelos a característica se manteve. O que significa que esse possui pode haver um *undershoot* e *overshoot* na sua resposta ao impulso o que representa as reações reversas da passada durante aplicação da força de entrada do procedimento de ablação.


A análise final da estabilidade do sistema proposto pode ser verificado, pois ambas metodologias de simulação adotadas apresentaram resultados convergentes e estáveis no tempo, ou seja, a modelagem matemática via técnica BG, Figura 5, e simulação direta por gráficos de ligação via técnica BG, Figura 6, apresentam como resposta característica a uma estrada do tipo impulso uma resposta amortecida, essa característica é presente no modelo análogo adotado, Figura 3, devido aos componentes viscoelásticos, dentre eles, as molas e os amortecedores.

CONCLUSÃO

O presente trabalho, devido ao modelo conceitual utilizado, possibilitou a compreensão das variáveis envolvidas nos processos de desenvolvimento e simulações numéricas do objeto de análise deste trabalho. Considera-se como bom o rendimento geral dos trabalhos realizados, pois a proposta inicial foi alcançada.

O modelo representado neste estudo visa integrar diferentes domínios físicos e correlacioná-los em um mesmo sistema complexo. Para que a modelagem matemática utilizando a técnica BG fosse otimizada, obteve-se o auxílio de um programa computacional avançado de simulação fornecendo dados de estabilidade na melhoria da resposta dinâmica do dispositivo modelado. Esta modelagem permite uma definição mais precisa dos componentes que serão utilizados na montagem do dispositivo, uma vez que cada um destes componentes está representado no modelo BG como um elemento.

As simulações foram efetuadas, sem o controle, pois o objetivo era de se obter melhor entendimento do comportamento dinâmico deste sistema, constatando-se um caráter oscilatório e amortecido, conforme resultados apresentados nas Figuras 5-6. Para trabalhos futuros, pretende-se efetuar uma análise global do sistema (com e sem controle) para diferentes variações dos demais parâmetros, tanto para o ponto crítico na origem, quanto fora da origem. Em particular, pretende-se avaliar se esta dinâmica apresenta comportamento caótico e avaliação do sistema nas condições onde exista o ciclo limite, e o custo de controle nesta situação.

Com os resultados obtidos neste estudo é possível buscar, como próximo passo, o desenvolvimento de interfaces de dispositivos mecânicos para inserção de eletrodos em procedimento de ablação em hepatocelular com outros dispositivos correlacionados, com biossensores ou aplicativos de acompanhamento médico para dispositivos móveis como smartphones e tablets. 

REFERÊNCIAS

BRASIL, PORTARIA N. 602, Secretaria de Atenção à Saúde, Brasília, 2012.

WAAIJER, L., K. DL, F. G. MA, V. R. PS, P. EL, R. Koelemij, V. D. PJ, K. JH, W. AJ, R. Van Hillegersberg, Radiofrequency ablation of small breast tumours: evaluation of a novel bipolar cool-tip application., *The journal of cancer Surgery*.

CABIBBO, G., MAIDA, M., GENCO, C., et al., Survival of Patients with Hepatocellular Carcinoma (HCC) Treated by Percutaneous Radio-Frequency Ablation (RFA) Is A_ected by Complete Radiological Response, *PLoS ONE* 8 (7).

SUCANDY, I. et al. Longterm survival outcomes of patients undergoing treatment with radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma and metastatic colorectal cancer liver tumors. *HPB* , Volume 18 (9) (2016) , 756 – 763.

NOUSO, K et al. Application of Radiofrequency Ablation for the Treatment of Intermediate-Stage Hepatocellular Carcinoma. *Journal of Gastroenterology and Hepatology* (2016). doi: 10.1111/jgh.13586

CHOI JW, et al. Switching Monopolar Radiofrequency Ablation Using a Separable Cluster Electrode in Patients with Hepatocellular Carcinoma: A Prospective Study. (2016) *PLoS ONE* 11(8): e0161980. doi: 10.1371/journal.pone.0161980

YAN, SHI-YAN ET AL. The Clinical Effect and Relevant Mechanism of Combined Sorafenib and Radiofrequency Ablation in the Treatment of Early Small Hepatocellular Carcinoma. *Oncology Letters* 12.2 (2016): 951–955. PMC. Web. 7 Sept. 2016.

McDermott Shaunagh, Gervais Debra A, Radiofrequency Ablation of Liver Tumors, *Seminars in Interventional Radiology* 30 (1) (2013) 49–55. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3700792>

QINGHUA, X., SEIJIN, K., XUN, Y., XIA, M., Comparison of Hepatic Resection and Radiofrequency Ablation for Small Hepatocellular Carcinoma: A Meta-Analysis of 16,103 Patients, *Sci. Rep.* 4. doi:10.1038/srep07252.

Ribeiro MA, Colaneri RP, Nunes BS, Chaib E, D'Ipollitto G, Gama-Rodrigues J, Saad WA, Cecconello I. Radiofrequency ablation of primary and metastatic liver tumors: 113 cases experience. *ABCD Arq Bras Cir Dig.* 2007; 20(1):38-44.

Jankharia B, Burute N. Percutaneous radiofrequency ablation for osteoid osteoma: how we do it. *Indian J Radiol Imaging*. 2009 Feb; 19(1):36-42.

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* 29 (3) (2013) 286–297.

ROSA, S. S. R. F., et al., Modelagem matemática da tíbia humana usando Bond Graph, *Brazilian Journal of Biomedical Engineering* 29 (4) (2013) 329–342.

BRASIL, R. M. L. R. d. F.; BALTHAZAR, J. M.; GÓIS, W. Métodos Numéricos e Computacionais na Prática de Engenharias e Ciências. São Paulo: Blüucher, 2015. ISBN 978-85-212- 0934-8.

AGUIRRE, L. Introdução à Identificação de Sistemas – Técnicas Lineares e Não-Lineares Aplicadas a Sistemas Reais. Brasil: Editora UFMG, 2007. v. 3. ISBN 9788570415844.

D. C. Karnopp, D. Margolis, R. Rosenberg. *System Dynamics: Modeling and Simulation of Mechatronic Systems*, A Wiley-Interscience publication, Wiley, 2000.

PETERS, D. L. *Modeling of Dynamic Systems: Notes on Bond Graph*. EUA: Spring, 2015. v. 1.

OLIVEIRA, D. S., ROSA, S. S. R. F., NOLETO, L. G., Modeling and Experimental Evaluation in the New Hydraulic Turbine Used in the Amazon Region, *Global Journal of Engineering Science and Research Management* 2 (8) (2015) 57–66.

OLIVEIRA, D. S., ROSA, S. S. R. F, ROSA, M. F. F. Rosa. Perfusion pump: mathematical modeling using bond graph for blood pressure control. *Global Journal of Engineering Science and Research Management* 2 (9) (2015) 225–231.

GASPAR, P. D., et al., *APONTAMENTOS DE MATLAB CONTROL SYSTEM Toolbox*, Universidade da Beira Interior, Portugal, 2002.