

CONTROLE DE VELOCIDADE DO DISPOSITIVO AUXILIAR DO VENTRÍCULO ESQUERDO USANDO LÓGICA NEBULOSA

Tadeu Henriques Moreira *, Giovane Malcher da Silva*, Duaymy Bruno Rodrigues Góes*, Renan Landau*, Orlando Fonseca Silva*

*Universidade Federal do Pará, Belém, Brasil

e-mail: tm_henriques@yahoo.com.br

Resumo: Para pacientes com Insuficiência Cardíaca (IC) em fila para transplante, uma ferramenta de melhoria no tratamento é o Dispositivo Auxiliar do Ventrículo Esquerdo (DAVE). Um DAVE consiste numa turbobomba rotativa que visa elevar o fluxo sanguíneo no ventrículo esquerdo do coração para garantir a demanda circulatória do paciente. Para haver um funcionamento adequado do fluxo do equipamento é necessário haver um eficiente controle de sua velocidade. Simulações usando técnicas clássicas trazem resultados promissores, mas possuem difícil adaptação para mudanças nos níveis de atividade física. Como forma de aprimorar este controle e torná-lo mais adaptativo, este trabalho aplica princípios de Lógica Nebulosa no controle de velocidade do DAVE. Trabalhou-se com um modelo circuital de 5ª ordem do Sistema Cardiovascular Humano, com equações de estado implementadas em ambiente *Simulink* e com o DAVE sendo representado por um elemento em paralelo com a válvula aórtica.

Palavras-chave: Dispositivo Auxiliar do Ventrículo Esquerdo, Modelagem biológica, Controle Nebuloso.

Abstract: For patients with Heart Failure in a queue for a transplant, a medical tool that has been improved the treatment is the Left Ventricular Assist Device (LVAD). It's built using a turbo rotary pump which supplement the left ventricle of the heart in meeting the circulatory demand of the patient. To ensure its correct operation it's necessary to control its speed in an efficient way. Simulations with classical techniques provide promising results, but difficult adaptation when the physical activity levels change. In order to improve the speed control, making it more adaptive, this work applies Fuzzy Logic principles. It has been used a circuit model of 5th order for the Human Cardiovascular System, whose state equations are simulated in *Simulink*, being the LVAD an element in parallel with the aortic valve.

Keywords: Left Ventricular Assistance Device, Biologic Modeling, Fuzzy Control.

Introdução

Um dos mais importantes desafios clínicos atuais na área da saúde é a IC, quadro caracterizado pelo inadequado fornecimento de sangue para manutenção das atividades metabólicas [1]. Uma tecnologia que vem se mostrando de grande utilidade no tratamento da IC, tanto para manter a vida do paciente quanto como terapia final, consiste no DAVE. Este dispositivo consiste numa bomba que tem como objetivo elevar o

fluxo de sangue fornecido pelo ventrículo esquerdo, parte do coração responsável por bombear sangue para a circulação periférica. Seu uso tem sido disseminado no tratamento de pacientes com Insuficiência Cardíaca, sendo, em alguns casos, alternativa ao transplante [2]. Para que o DAVE funcione de maneira adequada, o fluxo sanguíneo por ele fornecido deve atender a determinados limites de segurança, bem como acompanhar as variações do ciclo cardíaco. Um ponto de relevância é variabilidade da demanda de fluxo sanguíneo de acordo com o nível de atividade física, pois isso dificulta o emprego de técnicas clássicas. Considerando o grau de incerteza adicionado por este fator, bem como o já presente nos parâmetros fisiológicos, este trabalho busca projetar um controlador com princípios de lógica Nebulosa, utilizando um modelo circuital de 5ª ordem do Sistema Cardiovascular Humano (SCVH), que, com a inserção do DAVE em paralelo passa para 6ª ordem, além de uma comparação com técnicas clássicas de controle PID.

Materiais e métodos

Simulação do modelo de 5ª ordem do SCVH

Para realizar a modelagem do SCVH, fez-se o uso de um circuito elétrico equivalente. Baseando-se na analogia entre grandezas da eletricidade e da mecânica dos fluidos. Sendo resistores para a viscosidade do sangue, diodos para as válvulas cardíacas, capacitores para a elasticidade dos vasos e cavidades do sistema e indutores para a inércia da circulação periférica [3].

Para o propósito deste trabalho, foi mais conveniente a utilização de um modelo simplificado, o circuito de 5ª ordem extraído de [1]. Para isso, menos parâmetros da pequena circulação são considerados e é dado ênfase ao bombeamento realizado pelo ventrículo esquerdo, pois este concentra a maior parte do trabalho cardíaco e é sobre ele que o DAVE atua. Os valores foram estimados tendo como base as condições fisiológicas de uma pessoa saudável. Para simular um paciente com IC, o valor da resistência vascular sistêmica foi aumentado de 1.0 para 1.5 mmHg.s/mL e a frequência cardíaca foi aumentada de 70 para 130 bpm.

Relacionando as equações constitutivas de cada componente do circuito por meio das leis de Kirchoff, foi feita sua representação no espaço de estados, utilizando-se as variáveis apresentadas na Tabela 1. Alguns parâmetros do circuito são listados na Tabela 2.

Tabela 1. Variáveis de estado do circuito de 5ª ordem

Nome	Significado
X1(t)	PVE(t) Pressão no ventrículo esquerdo (mmHg)
X2(t)	PAE(t) Pressão no átrio esquerdo (mmHg)
X3(t)	PA(t) Pressão arterial (mmHg)
X4(t)	PA0(t) Pressão aórtica (mmHg)
X5(t)	QT(t) Fluxo total (ml/s)

Tabela 2. Parâmetros do circuito de 5ª ordem

Resistências	Complacências	Válvulas
RS: Vascular sistêmica	CS: Sistêmica	DM: Mitral
RM: Da válvula mitral	CA: Aórtica	DA: Aórtica
RA: Da válvula aórtica	CR: Do átrio esquerdo	Inertância
RC: Característica	C(t): Do ventrículo esquerdo	LS: Do sangue na aorta

A entrada do circuito foi o sinal periódico de variação C(t), representando o ciclo de contração e relaxação do miocárdio. Este sinal foi gerado a partir da função elastância E(t), que é o valor inverso de C(t).

Modelo do SCVH com DAVE– Para atuar no bombeamento sanguíneo, o DAVE é conectado entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta, de acordo como descrito em [1]. Por isso, o seu modelo elétrico é inserido em paralelo ao ramo que representa a válvula aórtica, como ilustrado na Figura 1. O modelo do SCVH é de 5ª ordem, com o DAVE, o fluxo sanguíneo que passa pelo aparelho é tratado como uma sexta variável de estado x6, ficando o modelo de 6ª ordem. É possível descrever matematicamente o dispositivo, relacionando sua diferença de pressão (H) com seu fluxo e a sua velocidade de rotação (ω) através da equação 1:

$$H = \beta_0 x_6 + \beta_1 \dot{x}_6 + \beta_2 \omega^2 \tag{1}$$

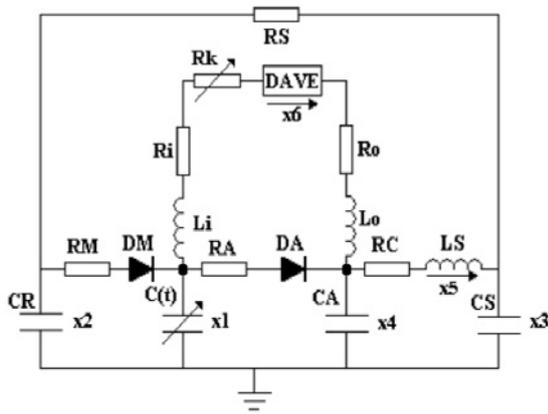


Figura 1. Circuito com inserção do DAVE

Com a inserção do DAVE, tem-se as equações de estado, apresentadas nas equações (2-a) a (2-d). Esta alteração é feita no diagrama montado em *Simulink*, utilizando os parâmetros de um paciente com IC, e a variável ω é adicionada como entrada. Foi feita a simulação para diversos valores de ω até que fossem obtidos níveis aceitáveis para a pressão aórtica.

$$\dot{x} = A(t)x + P(t)p(x) + bu(t) \tag{2-a}$$

$$A(t) = \begin{bmatrix} \frac{-\dot{C}(t)}{C(t)} & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{-1}{C(t)} \\ 0 & \frac{-1}{C_R R_s} & \frac{1}{C_R R_s} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{C_R R_s} & \frac{-1}{C_R R_s} & 0 & \frac{1}{C_s} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{-1}{C_A} & \frac{1}{C_A} \\ 0 & 0 & \frac{-1}{L_s} & \frac{1}{L_s} & \frac{-R_c}{L_s} & 0 \\ \frac{1}{LL} & 0 & 0 & \frac{-1}{LL} & 0 & \frac{-RR}{LL} \end{bmatrix} \tag{2-b}$$

$$P(t) = \begin{bmatrix} \frac{1}{C(t)} & -\frac{1}{C_R} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{C(t)} & 0 & 0 & \frac{1}{C_A} & 0 & 0 \end{bmatrix} \tag{2-c}$$

$$b = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{\beta_2}{LL} \end{bmatrix} \tag{2-d}$$

Uso de sistemas Nebulosos como estratégia de controle na operação do DAVE – O uso de sistemas nebulosos como controladores representa a simulação do raciocínio lógico humano na inferência sobre como se deve interferir na dinâmica do sistema, através de uma base de regras, as quais incorporam o comportamento desejado das variáveis que se está trabalhando, além de possuírem maior adaptabilidade à ocorrência de variações inerentes ao sistema [4].

A abordagem utilizada para realizar o controle nebuloso consiste em um controlador de velocidade, onde a saída do controlador nebuloso representa a variação de velocidade de rotação desejada na bomba. Tal variação de velocidade será obtida de acordo com os valores de erro (e) entre o fluxo sanguíneo total em um paciente saudável e um com IC e da variação deste no sistema (ve), pois tal abordagem já foi discutida em [5] e [6] e aplicada com sucesso em [7].

Além disso, o universo de discurso da saída do controlador *fuzzy* deve ser tal que não permita a variação da velocidade de rotação da bomba para valores fora da faixa segura de velocidades de operação para o SCVH, a qual está entre os valores de 150*2π rps e 190*2π rps, sendo o valor ótimo para o repouso de 170*2π rps. Dessa forma, a velocidade de rotação do DAVE foi mantida inicialmente no valor ótimo de 170*2π rps, e a variação de velocidade causada pelo controlador sendo de -20*2π rps a +20*2π rps, determinando o universo de discurso para a saída do controlador nebuloso.

Os conjuntos de entrada e saída do sistema nebuloso foram determinados da seguinte forma: considerou-se a existência de 7 conjuntos de valores diferentes, passando por GN (Grande e Negativo), N (Negativo), PN (Pequeno e Negativo), zero, PP (Pequeno e Positivo), P (Positivo) e GP (Grande e Positivo).

Posteriormente, foram construídas as bases de regras. Expressando-se os resultados na forma das sentenças linguísticas “Se...Então” que relacionam os conjuntos nebulosos, definidos pelas funções de inferência da entrada do sistema, aos conjuntos nebulosos, definidos na parte da saída do sistema. Para isso, foi feita a análise do comportamento desejado para a velocidade de rota-

ção da bomba em função do erro do sistema, assim como da sua variação. Na Tabela 3 são apresentadas as regras utilizadas no controlador, correlacionando o erro do sistema (e) e a variação do erro (ve).

Tabela 3. Base de regras do sistema do controlador

$e \backslash ve$	GN	N	Zero	P	GP
GN	GN	GN	N	PN	PN
N	GN	N	N	PN	PN
PN	GN	N	N	PN	PN
Zero	PN	Zero	Zero	Zero	PP
PP	PP	PP	P	P	P
P	PP	P	P	GP	GP
GP	P	P	GP	GP	GP

A Figura 2 mostra um exemplo das funções de pertinência do sistema. Todos os conjuntos nebulosos foram definidos da mesma forma, com funções triangulares, variando apenas o universo de discurso e o número de conjuntos, que eram igualmente espaçados dentro do universo de discurso.

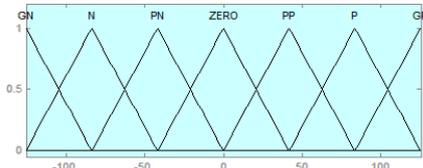


Figura 2: Exemplo de funções de pertinência.

Por fim, o controlador nebuloso resultante teve como características principais: o método de defuzzificação centroide, onde o valor da saída é o centro de gravidade da função de distribuição da possibilidade de ação de controle, e o método de inferência “mínimo”. A função “e” foi implementado através do método “mínimo”.

Resultados

DAVE com controlador Nebuloso para paciente em condição de repouso - Para o paciente em condições de repouso, foram obtidos os níveis de pressão aórtica mostrados na Figura 3, onde é feito um comparativo com sinal de pressão de um paciente saudável, representando a referência a ser atingida. Uma análise de desempenho deste controlador pode ser feita tomando como base os resultados obtidos por [1] para o simulador do DAVE a uma velocidade constante, com saída mostrada na Figura 4, e por [8] para a aplicação de técnicas clássicas do tipo PID no controle de velocidade do dispositivo, cujo resultado é observado na Figura 5.

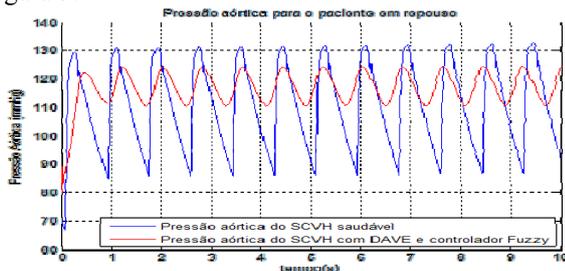


Figura 3: Níveis de pressão aórtica entre paciente saudável e com DAVE com controlador Nebuloso.

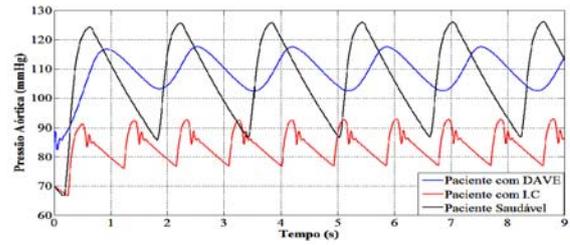


Figura 4. Níveis de pressão aórtica entre paciente saudável, com IC e com DAVE a velocidade constante.

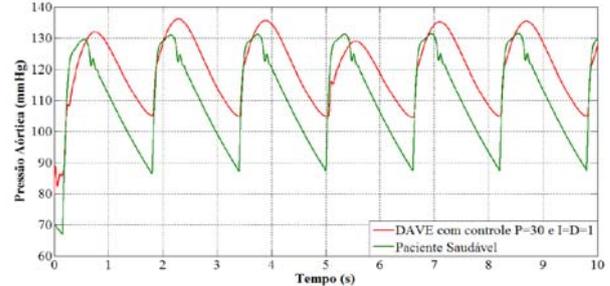


Figura 5. Níveis de pressão aórtica resultante da ação de controle PID para P = 30 e I = D = 1

Embora a simples operação do DAVE à velocidade constante já consiga elevar a pressão a níveis mais aceitáveis, é evidente a melhoria implementada com o controlador Nebuloso no sentido de reduzir o atraso em relação ao referencial do paciente saudável, ao mesmo tempo em que apresenta níveis mais estáveis do que o controle PID. Uma limitação, entretanto, encontra-se em seguir a faixa de variação de pressão do paciente saudável, visto que a definição das funções de pertinência e da base de regras foi um pouco conservadora no sentido de garantir a operação do equipamento numa faixa de velocidade segura.

Embora seja importante fazer uma análise de pressão, é essencial observar o comportamento do fluxo sanguíneo, pois a partir desta variável gerou-se o sinal de referência. Os níveis de fluxo obtidos com o uso do controlador Nebuloso são mostrados na Figura 6 e apresentam valores satisfatórios, os quais se mantêm na zona de segurança do equipamento, mas ao mesmo tempo se mostram bem próximos da referência.

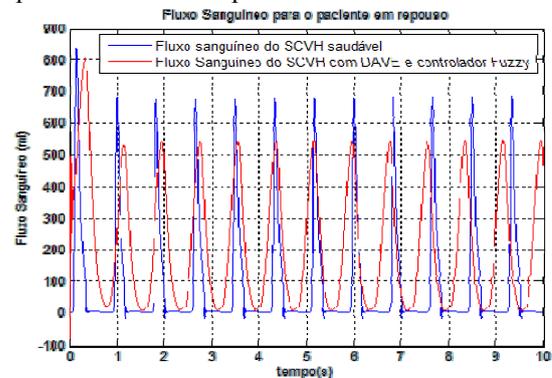


Figura 6. Fluxo Sanguíneo para o paciente saudável em repouso e com DAVE com controlador Nebuloso

Controle do DAVE para paciente em condições de atividade física - Quando a simulação foi feita para

condições de atividade física, foram observadas alterações nos resultados. A Figura 7 mostra o sinal obtido para fluxo sanguíneo, enquanto a Figura 8 apresenta o sinal de pressão aórtica obtido, sendo feita a comparação com parâmetros de um paciente saudável. É possível perceber a introdução de certas distorções, bem como o aumento do atraso em acompanhar a referência. Uma visão mais clara do desempenho do controlador para esta mudança de condição pode ser feita comparando-se com os valores obtidos por [8] onde se utilizou um controle PID sujeito ao mesmo tipo de mudança, mostrados na Figura 9.

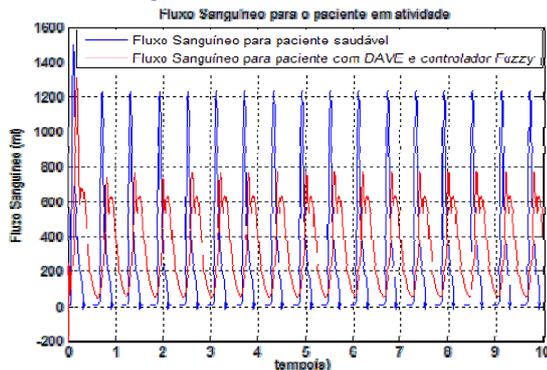


Figura 7. Fluxo Sanguíneo para o paciente saudável em atividade física e com DAVE usando controle Nebuloso

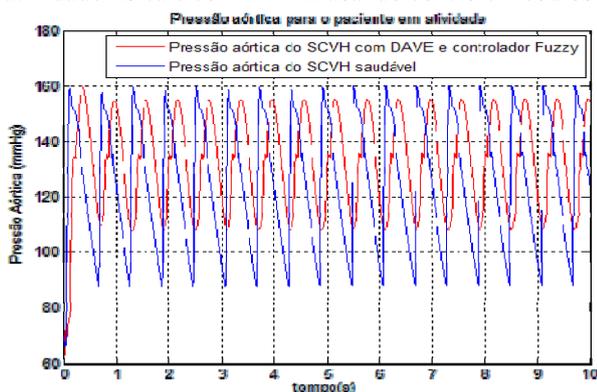


Figura 8. Pressão aórtica para o paciente saudável em atividade física e com DAVE usando controle Nebuloso

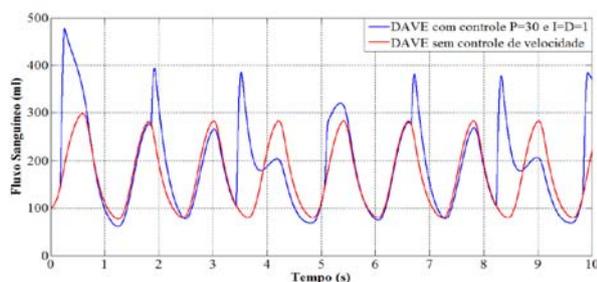


Figura 9. Níveis de pressão aórtica para um paciente com DAVE sem controle de velocidade e o para um com DAVE com controle PID.

Conclusão

A utilização do modelo proposto por [1] auxilia na redução da complexidade do estudo, pois, além de focar no trabalho do ventrículo esquerdo, fator principal para

o DAVE, modelado através de uma capacitância variável, ele reduz o número de parâmetros a serem trabalhados para 9, enquanto que um modelo de 11ª ordem utiliza 21 parâmetros diferentes, e sem perder a fidelidade na representação do SCVH. Além disso, é de fácil visualização a melhoria implementada pela técnica aqui proposta para este tipo de situação, observando-se distorções bem menos significativas, visto que um controlador Nebuloso pode se adaptar a várias condições de operação do sistema, enquanto para o controle clássico se faz necessário o projeto de um controlador para cada ponto de operação desejado.

Com os bons resultados obtidos, trabalhos futuros podem ser realizados adicionando mais funcionalidades ao modelo do sistema cardiovascular, como, por exemplo, a elastância dos átrios e o efeito da bomba cardíaca. Podem ser realizados também estudos em outros pontos de operação do sistema, além dos já citados, afim de averiguar ainda mais a fundo a adaptabilidade do controlador a diferentes condições do sistema. Além disso, podem ser feitos estudos de diferentes abordagens de controle, como redes neurais ou controle PID adaptativo, ou até mesmo estudar a possibilidade de melhorar a abordagem proposta, alterando os conjuntos nebulosos utilizados, as funções de pertinência ou a base de regras.

Referência

- [1] Cordeiro, Tiago. Desenvolvimento e Validação de um Modelo em Espaço de Estados para Estudos de Simulação e de Controle do Sistema Cardiovascular na Presença de um Dispositivo Auxiliar do Tipo Coração Artificial. Dissertação de Mestrado, ITEC - UFPA; 2010.
- [2] Frazier, O.H., Myers, T.J., Radovancević, B. The HeartMate left ventricular assist system. Overview and 12-year experience. Tex Heart Inst. Journal; 1998.
- [3] Y. Wu. Design and testing of a physiologic control system for an artificial heart pump. Ph.D. Dissertation, Univ, Virginia, Charlottesville; 2004.
- [4] Rubio, J. C. C. Um Estudo Comparativo de Estratégias de Controle para Sistemas Microposicionadores em Máquinas-Ferramenta. XII CBA, v. 3, pp. 899-904, Uberlândia, MG, Brasil; 1998.
- [5] Shaw, I. S., Simões, M. G. Controle e Modelagem Fuzzy. Edgard Blücher, São Paulo; 1999.
- [6] Paraskevopoulos, P. N. Digital Control Systems. Prentice Hall, Londres; 1996.
- [7] Silva, C. D.; Silverio, A. Construção de ferramenta didática em labview para servomotor cc. Trabalho de Conclusão de Curso, UFPA; 2006.
- [8] Miranda, R. O., Medeiros, R. L. P., Góes, D. B. R. e Silva, O. F. S. "Proposta de Controlador de Velocidade para o Dispositivo Auxiliar do Ventrículo Esquerdo". XI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, pp. 10, 6099; 2013.