

PROPOSTA DE CONTROLADOR DE VELOCIDADE PARA O DISPOSITIVO AUXILIAR DO VENTRÍCULO ESQUERDO

DUAYMY B. R. GÓES¹, RENAN L. P. DE MEDEIROS², RODRIGO O. DE MIRANDA¹, ORLANDO F. SILVA¹

1. *Programa de Educação Tutorial, Faculdade de Engenharia Elétrica, Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará*

CEP 66075-110, Belém, PA, BRASIL

E-mails: duaymy@gmail.com, rodrigo_oliveirademiranda@yahoo.com.br, orfosi@ufpa.br

2. *Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará*

CEP 66075-110, Belém, PA, BRASIL

E-mail: renanlandau@yahoo.com.br

Abstract— The use of the Left Ventricular Assist Device (DAVE) has been increased on the treatment of patients with heart failure (HF). In some cases, it can be used as definitive treatment. However, when this device works with a constant speed, the provided flow does not follow the variations in the cardiac cycle. On this way, it was been proposed the control of DAVE's speed based on classical techniques. For this, it was used an equivalent circuit of 5th order as the model of the Human Cardiovascular System, whose state equations were simulated in Simulink. The representation of the DAVE's model was performed adding an element in parallel with the aortic valve. The difference between the blood flow for healthy people and for patients with HF was used as a reference signal for the application of closed loop control of the speed of the device. It were applied actions P, PI and PID, and the performance of each one was measured for various parameters by making a comparison between the levels of aortic pressure and blood flow of a patient with controlled DAVE and of a healthy person.

Keywords— Dynamics of Biosystems, Biologic Modeling, Classical Control, Left Ventricular Assist Device

Resumo— O uso do Dispositivo Auxiliar do Ventrículo Esquerdo (DAVE) tem sido disseminado no tratamento de pacientes com Insuficiência Cardíaca, sendo, em alguns casos, alternativa ao transplante. Entretanto, quando este equipamento opera a uma velocidade constante, o fluxo fornecido não atende adequadamente às variações do ciclo cardíaco. Neste sentido, propôs-se o controle do funcionamento do DAVE baseando-se em técnicas clássicas. Para isto, foi utilizado um circuito equivalente de 5ª ordem como modelo do Sistema Cardiovascular Humano, cujas equações de estado foram simuladas em ambiente Simulink. A representação do DAVE no modelo foi feita através de um elemento inserido em paralelo com a válvula aórtica. A diferença entre o fluxo sanguíneo para pessoas saudáveis e pacientes com I.C. serviu como sinal de referência para aplicação de ações de controle em malha fechada sobre a velocidade do dispositivo. Foram aplicadas ações do tipo P, PI e PID e o desempenho de cada uma delas para diferentes parâmetros foi avaliado fazendo-se uma comparação entre os níveis de fluxo sanguíneo e pressão aórtica obtidos para o paciente com o DAVE controlado e os de uma pessoa saudável.

Palavras-chave— Dinâmica de Biosistemas, Modelagem biológica, controle clássico, Dispositivo Auxiliar do Ventrículo Esquerdo.

1 Introdução

Um dos mais importantes desafios clínicos atuais na área da saúde é a insuficiência cardíaca (I.C.), quadro caracterizado pelo inadequado fornecimento de sangue para manutenção das atividades metabólicas. Essa disfunção se apresenta inicialmente durante a realização de atividades físicas, mas conforme a doença avança passa a se manifestar em situações de pouco esforço ou até mesmo de repouso. A I.C. pode ser decorrente de problemas na função sistólica ou diastólica e pode acometer o ventrículo esquerdo, o direito ou ambos. Em 60% dos casos em adultos, ocorre a disfunção sistólica do ventrículo esquerdo (Cordeiro, 2010).

Hoje em dia, mesmo com o grande avanço das tecnologias médicas, o procedimento definitivo no tratamento desta patologia continua sendo o transplante. Entretanto, apresenta-se como alternativa o uso do dispositivo auxiliar do ventrículo esquerdo (DAVE). Este aparelho tem como função coadjuvar

o coração no bombeamento sanguíneo através do corpo, sem substituí-lo completamente. O seu uso permite não só manter a vida do paciente que está em espera na fila de transplante como também pode servir de terapia final para pacientes aos quais o transplante seja contraindicado.

O fluxo sanguíneo que o DAVE deve fornecer à circulação deve atender a determinados limites de segurança, não podendo ser muito baixo nem muito elevado. Além disso, seu valor deve se adaptar aos diferentes níveis de atividade física do paciente. Visto que fluxo tem relação com a velocidade de rotação do dispositivo, esta é variável a ser controlada para o funcionamento deste se adaptar a essas necessidades.

Uma etapa que deve anteceder a implantação de um equipamento médico é sua simulação de seu comportamento por meio de modelos virtuais. Para isto, é necessária primeiramente a modelagem do sistema biológico no qual este será inserido, neste caso o sistema cardiovascular humano. Além disso, faz-se necessária a representação do aparelho e da sua inserção no modelo. Ao se fazer isto para o DA-

VE, é possível ter o equacionamento de seus parâmetros em *software*, permitindo o projeto e simulação de sistemas de controle para otimização de seu desempenho.

2 Propósito

Tendo em vista a necessidade de adequar o funcionamento do DAVE para diferentes níveis de atividade física, propõe-se aqui o controle da sua velocidade de rotação. O objetivo é analisar o desempenho de técnicas de controle clássicas no sentido de gerar uma resposta que gere melhores condições hemodinâmicas em comparação ao uso dispositivo com velocidade constante.

3 Métodos

3.1 Simulação do modelo de 5ª ordem do Sistema Cardiovascular

Para realizar a modelagem do sistema cardiovascular humano, fez-se o uso de um circuito elétrico equivalente. Baseando-se na analogia entre grandezas da eletricidade e da mecânica dos fluidos, componentes eletrônicos foram utilizados para representar as propriedades biológicas: 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 (Wu, 2004).

Uma representação abrangente do sistema em questão demandaria um circuito de 11ª ordem. Para o propósito deste trabalho, no entanto, foi mais conveniente a utilização de um modelo simplificado, o circuito de 5ª ordem extraído de Cordeiro (2010), mostrado na figura 1. Para isso, menos parâmetros da pequena circulação são considerados e é dada ênfase ao bombeamento realizado pelo ventrículo esquerdo, pois este concentra a maior parte do trabalho cardíaco e é sobre ele que o DAVE atua. A tabela 1 apresenta os parâmetros do modelo. Os valores foram estimados tendo como base as condições fisiológicas de uma pessoa saudável. Para simular um paciente com I.C., o valor da resistência vascular sistêmica foi aumentado para 1.5 mmHg.s/mL e a frequência cardíaca foi aumentada de 70 bpm para 130 bpm.

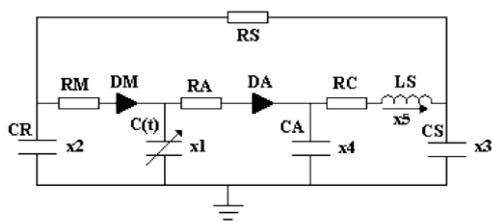


Figura 1. Circuito equivalente de 5ª ordem do sistema cardiovascular humano

Tabela 1. Parâmetros do circuito de 5ª ordem para um paciente saudável.

Parâmetros	Descrições	Pessoa saudável
RS	Resistência Vascular Sistêmica	1.0000 mmHg.s/ml
RM	Resistência da Válvula Mitral	0.0050 mmHg.s/ml
RA	Resistência da Válvula Aórtica	0.0010 mmHg.s/ml
RC	Resistência Característica	0.0398 mmHg.s/ml
$C(t)$	Capacitância do Ventrículo Esquerdo	variante no tempo
CR	Capacitância do Átrio Esquerdo	4.4000 ml/mmHg
CS	Capacitância Sistêmica	1.3300 ml/mmHg
CA	Capacitância Aórtica	0.0800 ml/mmHg
LS	Indutância do sangue na Aorta	0.0005 mmHg.s ² /ml
DM	Válvula Mitral	
DA	Válvula Aórtica	

Relacionando as equações constitutivas de cada componente do circuito por meio das leis de Kirchhoff, foi feita sua representação no espaço de estados, utilizando-se as variáveis apresentadas na tabela 2. As equações de estado estão mostradas a seguir:

$$\dot{x} = A_c(t)x + P_c(t)p(x) \quad (1-a)$$

$$A_c(t) = \begin{bmatrix} -\frac{\dot{C}(t)}{C(t)} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{1}{C_R R_S} & \frac{1}{C_R R_S} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{C_R R_S} & -\frac{1}{C_R R_S} & 0 & \frac{1}{C_S} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{1}{C_A} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{L_S} & \frac{1}{L_S} & -\frac{R_C}{L_S} \end{bmatrix} \quad (1-b)$$

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

$$p(x) = \begin{bmatrix} \frac{1}{R_M} r(x_2 - x_1) \\ \frac{1}{R_A} r(x_1 - x_4) \end{bmatrix} \quad (1-d)$$

$$r(\alpha) = \begin{cases} \alpha, & \text{se } \alpha \geq 0 \\ 0, & \text{se } \alpha \leq 0 \end{cases} \quad (1-e)$$

Tabela 2. Variáveis de estado do circuito de 5ª ordem

Parâmetros	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)

Uma vez equacionado e corretamente dimensionado, o modelo foi montado em ambiente Matlab/Simulink. A entrada do circuito foi o sinal periódico de variação da capacitância ventricular $C(t)$,

representando o ciclo de contração e relaxação do miocárdio. Este sinal, mostrado na figura 2, foi gerado a partir da função elastância $E(t)$, que é o valor inverso de $C(t)$ e pode ser obtida do conjunto de equações de 2-a até 2-d, nas quais E_{\min} e E_{\max} são constantes referentes à relação pressão-volume na diástole e na sístole, respectivamente, e t_c é o intervalo de tempo de um ciclo cardíaco. O diagrama, mostrado na figura 2, foi simulado considerando os parâmetros de uma pessoa saudável, no qual se considerou $E_{\max} = 2$ mmHg/ml e $E_{\min} = 0,6$ mmHg/ml, e de um paciente com I.C., para o qual utilizou-se $E_{\max} = 1$ mmHg/ml e $E_{\min} = 0,08$ mmHg/ml.

$$E_H(t) = (E_{\max} - E_{\min})E_n(t_n) + E_{\min} \quad (2-a)$$

$$E_n(t_n) = 1,55 \left[\frac{\left(\frac{t_n}{0,7}\right)^{1,9}}{1 + \left(\frac{t_n}{0,7}\right)^{1,9}} \right] \left[\frac{1}{1 + \left(\frac{t_n}{1,17}\right)^{21,9}} \right] \quad (2-b)$$

$$t_n = \frac{t}{T_{\max}} \quad (2-c)$$

$$T_{\max} = 0,2 + 0,15t_c \quad (2-d)$$

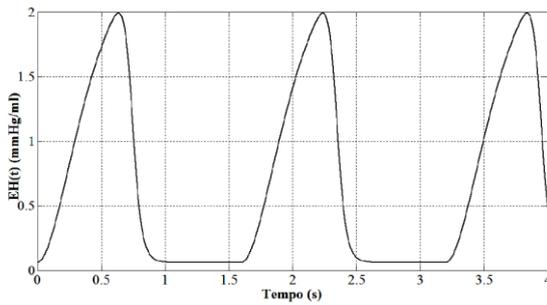


Figura 2. Curva do sinal de elastância

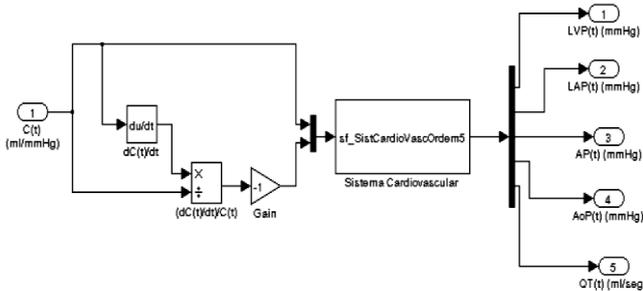


Figura 3. Modelo em ambiente Simulink

3.2 Modelo de 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 Cordeiro (2010). Por isso, o seu modelo elétrico foi inserido em paralelo ao ramo que representa a válvula aórtica, como pode ser observado na figura 3. O fluxo sanguíneo que passa pelo aparelho foi tratado como uma sexta variável de estado x_6 . É possível descrever matematicamente o dispositivo, relacionando sua diferença de pressão (H) com seu fluxo e a velocidade de rotação da bomba (ω) através da equação 3:

$$H = \beta_0 x_6 + \beta_1 \dot{x}_6 + \beta_2 \omega^2 \quad (3)$$

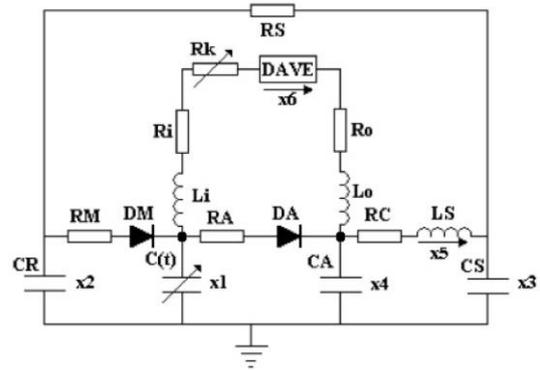


Figura 4. Circuito com inserção do DAVE

Com a inserção da nova variável, trabalhou-se com novas equações de estados, apresentadas nas equações 4-a a 4-d, na qual $p(x)$ é definida como em 1-d. Esta alteração é feita no diagrama montado em Simulink, utilizando os parâmetros de um paciente com I.C., 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.

$$\dot{x} = A(t)x + P(t)p(x) + bu(t) \quad (4-a)$$

$$A_C(t) = \begin{bmatrix} -\frac{\dot{C}(t)}{C(t)} & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{1}{C(t)} \\ 0 & -\frac{1}{C_R R_S} & \frac{1}{C_R R_S} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{C_R R_S} & -\frac{1}{C_R R_S} & 0 & \frac{1}{C_S} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{1}{C_A} & \frac{1}{C_A} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{L_S} & \frac{1}{L_S} & -\frac{R_C}{L_S} & 0 \\ \frac{1}{LL} & 0 & 0 & -\frac{1}{LL} & 0 & -\frac{RR}{LL} \end{bmatrix} \quad (4-b)$$

$$P_C(t) = \begin{bmatrix} \frac{1}{C(t)} & -\frac{1}{C(t)} \\ -\frac{1}{C_R} & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{C_A} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4-c)$$

$$b = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ -\frac{\beta_2}{LL} \end{bmatrix} \quad (4-d)$$

3.3 Uso de técnicas de controle clássico na operação do DAVE

O passo seguinte à simulação do modelo consistiu na aplicação de técnicas clássicas de controle para aproximar a resposta da simulação do paciente

com DAVE àquela obtida para um paciente saudável, utilizada como sinal de referência.

Foram utilizados controladores de caráter proporcional, integral e derivativo. O controle proporcional (P) se baseia na aplicação de um ganho sobre um sinal de erro entre a referência e a saída. Este ganho age como compensador e atua sobre planta conforme a figura 5. Já o integral (I) age aplicando um integrador sobre o sinal de erro, utilizando-se, assim, de informações sobre seus valores passados (Ogata, 1982). Por outro lado, o controle derivativo (D) aplica sobre a planta a derivada do sinal de erro e apresenta caráter antecipatório, usando a tendência futura de variação do erro (Ogata, 1982). Uma observação a ser feita é que este último tipo não pode ser implementado isoladamente. Estas três técnicas podem ser combinadas para melhoria de desempenho. O controle PI é resultado da combinação entre as ações proporcional e integral, enquanto o a combinação destas duas com a derivativa forma o controle PID (Nise, 2002).

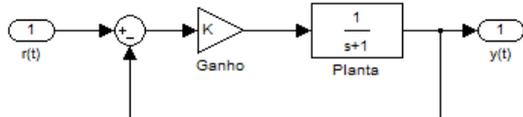


Figura 5. Controlador com ganho

No primeiro momento, foi criado um sinal de referência tendo como base um paciente com DAVE em condições de repouso. Para isso, considerou-se que o fluxo através do DAVE deveria compensar a diferença entre o fluxo sanguíneo de uma pessoa saudável e de um paciente com I.C., sendo então utilizado este valor como referência. Em seguida, foram aplicadas as ações P, PI e PID para o modelo do paciente em condições de repouso. Com o intuito de se manter numa região segura de operação, foi adotada uma velocidade padrão de $170 \cdot \pi$ e apenas 60% do sinal de erro foi utilizado para a aplicação das ações de controle. Para o controle proporcional, foram feitas simulações para os valores de ganho $P = 10$, $P = 30$ e $P = 50$. Já no PI, o ganho foi fixado em 30 e para ação integral foi colocado um valor $I = 1$. Os mesmos valores foram mantidos para a ação PID, no qual a ação derivativa foi $D = 1$.

Posteriormente, as técnicas foram aplicadas ao modelo do paciente com DAVE em situação de atividade física. Adotando-se o mesmo sinal de referência, foi simulada uma ação de controle PID com os mesmos parâmetros anteriores. Então, utilizando a comparação entre o fluxo para um paciente nesta situação e para uma pessoa saudável, foi obtido um novo sinal de referência, para o qual a simulação da ação PID foi repetida.

4 Resultados e Discussões

4.1 DAVE com velocidade constante

Os dados obtidos para a simulação de um paciente com o DAVE operando a velocidade constante foram comparados ao de um paciente sem este e ao de uma pessoa saudável. A figura 6 mostra esta comparação para valores de pressão aórtica medidos em ambiente Simulink. A análise gráfica nos permite analisar que a ação DAVE consegue elevar os níveis de pressão de uma pessoa acometida por I.C. a valores médios próximos de uma saudável. Entretanto, sua eficiência é limitada em acompanhar os picos de aumento e diminuição do ciclo cardíaco. Isto demonstra a necessidade de controlar sua ação conforme para atender estas variações periódicas

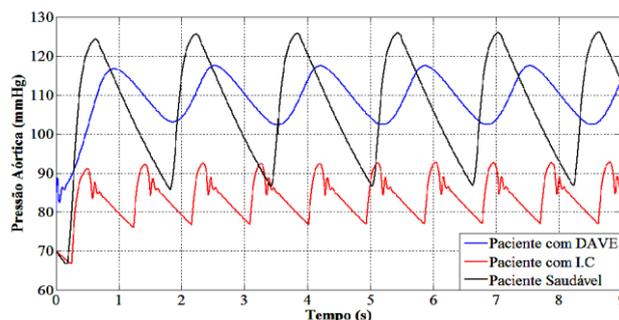


Figura 6. Comparação dos níveis de pressão aórtica entre paciente saudável, com I.C. e com DAVE.

4.2 Controle do DAVE para paciente em repouso

O sinal de referência obtido para a situação do paciente em repouso é mostrado na figura 7. Os níveis de fluxo resultantes da ação de controle proporcional podem ser observados na figura 8. Dentre os diferentes ganhos utilizados, verificou-se maior eficiência para $P = 30$. O sinal de pressão aórtica obtido para este valor é comparado na figura 9 um ao de um paciente saudável, observando-se uma aproximação melhor do que com o DAVE a velocidade constante.

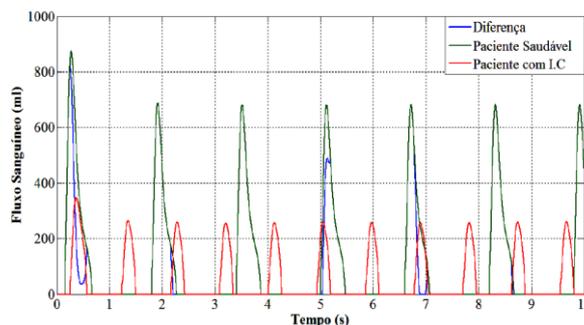


Figura 7. Diferença entre o fluxo sanguíneo para um paciente saudável e um com I.C.

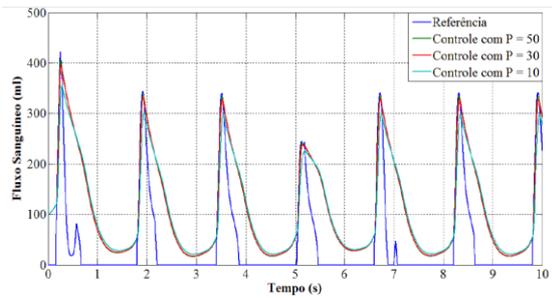


Figura 8. Fluxo sanguíneo resultante da ação de controle proporcional para $P = 30$, para $P = 50$ e para $P = 10$.

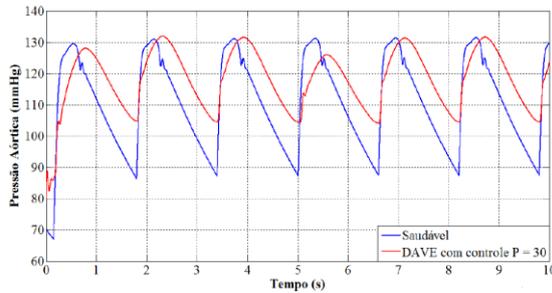


Figura 9. Níveis de pressão aórtica com um controle $P = 30$

Os valores de fluxo sanguíneo e pressão sanguínea aplicando-se o controle PI são mostrados nas figuras 10 e 11, respectivamente. É possível perceber um comportamento bem semelhante ao controle apenas proporcional. Os resultados para a ação de controle PID, figuras 12 e 13, revelam um comportamento também parecido. Uma avaliação de seu desempenho pode ser feita a partir da figura 14, na qual o fluxo sanguíneo é comparado ao de um paciente com DAVE sem controle de velocidade. Neste sentido, observam-se valores mais satisfatórios para o DAVE com controle PID.

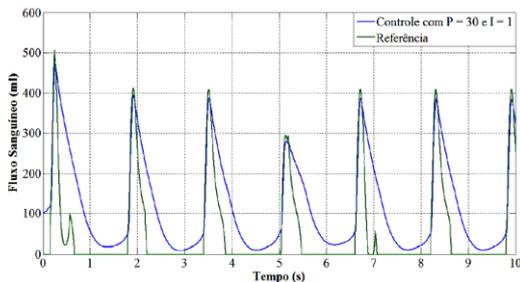


Figura 10. Fluxo sanguíneo resultante da ação de controle PI para $P = 30$ e $I = 1$.

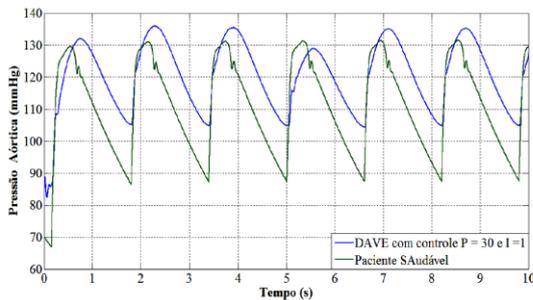


Figura 11. Níveis de pressão aórtica resultante da ação de controle PI para $P = 30$ e $I = 1$.

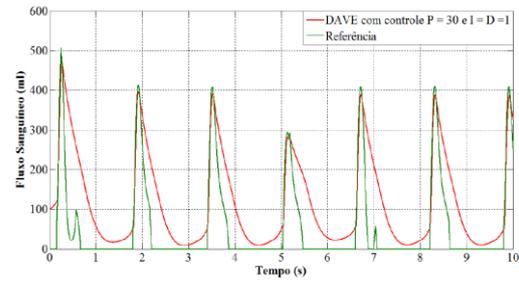


Figura 12. Fluxo sanguíneo resultante da ação de controle PID para $P = 30$ e $I = D = 1$.

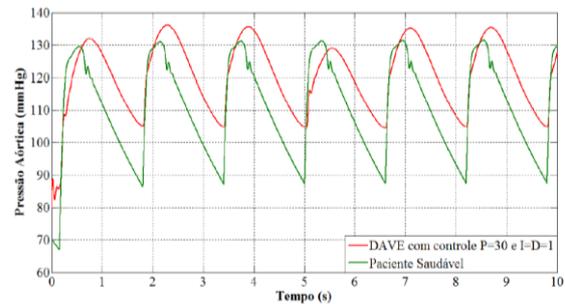


Figura 13. Níveis de pressão aórtica resultante da ação de controle PID para $P = 30$ e $I = D = 1$.

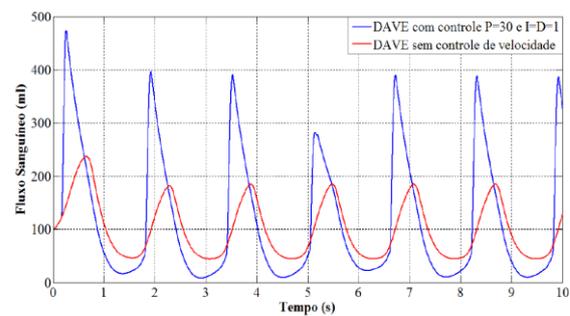


Figura 14. Comparação entre o fluxo sanguíneo de um DAVE sem controle de velocidade e o de um com controle PID.

4.2 Controle do DAVE para paciente condições de atividade física

A figura 15 mostra o fluxo sanguíneo obtido utilizando o controle PID mantendo a mesma referência da situação de repouso para um paciente em condições de atividade física. Neste caso, podem-se perceber certas distorções perdas de desempenho em relação ao DAVE sem controle de velocidade. Quando a referência é alterada para nova situação, estas distorções são corrigidas e obtém-se um resultado mais satisfatório (figura 16). O sinal de pressão aórtica obtido nesta situação é mostrado, em comparação ao de uma pessoa saudável na figura 17, a partir da qual se verifica uma avaliação positiva do desempenho do controle PID.

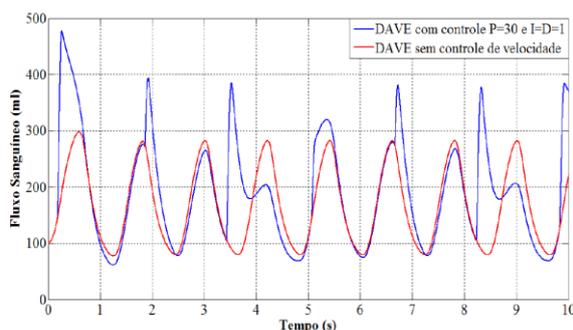


Figura 15. Comparação entre o fluxo sanguíneo de um DAVE sem controle de velocidade e o de um com controle PID, mantendo a referência de repouso para a condição de atividade física.

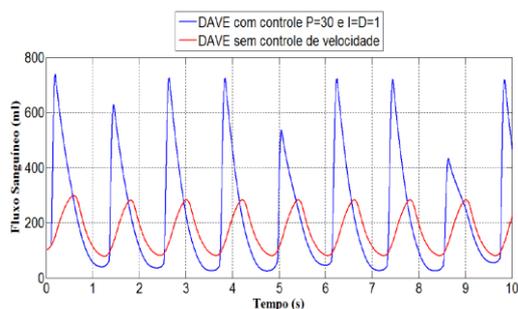


Figura 16. Comparação entre o fluxo sanguíneo de um DAVE sem controle de velocidade e o de um com controle PID, com nova referência para a condição de atividade física.

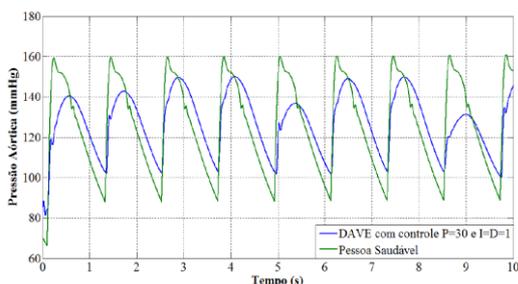


Figura 17. Comparação dos níveis de pressão aórtica entre paciente saudável e de paciente em condição de atividade física com DAVE controlado por PID.

5 Conclusão

Os resultados obtidos aplicando controladores clássicos em duas condições, paciente em repouso e paciente em atividade física, mostraram-se satisfatórios para o estudo do caso do paciente em repouso, comprovando a validade do sinal de referência adotado. Na maioria das ações de controle empregadas, obtiveram-se respostas mais satisfatórias que para o dispositivo auxiliar sem controle de velocidade.

Contudo, na condição de atividade física, os resultados só se mostraram satisfatórios quando o sinal de referência foi alterado para condizer com este estado. Logo, para se obter um bom desempenho de um DAVE utilizando controladores clássicos, deve-se realizar uma adaptação de referência, para que em cada caso seja utilizado um sinal apropriado.

Como propostas para trabalhos futuros, está a avaliação do impacto de outras técnicas de controle para o mesmo sistema, tais como controle adaptativo ou controle fuzzy, além de buscar algum outro sinal biológico que possa ser utilizado além do fluxo sanguíneo. O crescente avanço das técnicas de captação de sinais biológicos pode propiciar esta possibilidade. Por fim, seria conveniente a determinação de um modelo linearizado do SCVH de modo a permitir o uso de técnicas específicas de projeto tal como LGR ou alocação de polos.

Agradecimentos

Agradecemos à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), à Faculdade de Engenharia Elétrica (FEE), ao Instituto de Tecnologia da Universidade Federal do Pará, aos bolsistas e não-bolsistas do Programa de Educação Tutorial de Engenharia Elétrica (PET) e a todos que auxiliaram na produção e conclusão deste trabalho.

Referências Bibliográficas

- Cordeiro, Tiago (2010) - "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.
- Y. Wu (2004) – "Design and testing of a physiologic control system for an artificial heart pump" – Ph.D. Dissertation, Univ, Virginia, Charlottesville.
- Y. Wu, P. E. Allaire, G. Tao, Fellow, IEEE, D. Olsen (2004) – "Modeling, Estimation, and Control of Human Circulatory System With a Left Ventricular Assist Device" – IEEE Transaction on Control Systems Technology, Vol. 15, No. 4, July 2007.
- Ogata, K. (1982) - "Engenharia de controle moderno". Rio de Janeiro: Prentice/ Hall do Brasil, 1982.
- Nise, N. S. (2002) - "Engenharia de sistemas de controle". 3 ed. Rio de Janeiro: LTC.