

Simulador Físico do Sistema Cardiovascular controlado por Microcomputador

Jeison Willian Gomes da Fonseca, Departamento de Bioengenharia, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, IDPC, Instituto Tecnológico de Aeronáutica, ITA, Fundação Armando Álvares Penteado, FAAP, e-mail: jfonseca@dantepazzanese.org.br

Daniel Legendre, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: dlegendre@dantepazzanese.org.br

Aron Andrade, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: aron@dantepazzanese.org.br

Eduardo Bock, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: ebock@dantepazzanese.org.br

Juliana Leme, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: juleme@dantepazzanese.org.br

José Biscegli, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: jose_biscegli@dantepazzanese.org.br

Júlio César Lucchi, Departamento de Engenharia Elétrica e Computação, Instituto Tecnológico de Aeronáutica, ITA, e-mail: jclucchi@uol.com.br

Introdução

O uso de dispositivos de assistência ventricular (DAV) tem sido alvo de muitos estudos visando a aplicação destes como ponte para transplante ou como terapia de destino no tratamento de doenças cardiovasculares. Geralmente, no início do desenvolvimento, estes dispositivos artificiais de bombeamento de sangue são submetidos a testes em bancada, “in vitro”, onde algumas situações são simuladas observando o comportamento do DAV. O trabalho desenvolvido por Lucchi (1999) é um simulador do sistema cardiovascular que utiliza uma ferramenta de simulação para circuitos elétricos (PSPICE®, Microsim, EUA) instalada em computador, onde, segundo uma abordagem adequada, o modelo do aparelho cardiovascular é feito e a interação deste com um DAV eletromecânico em desenvolvimento no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Andrade (1998), também modelado por circuito elétrico, é estudada. O trabalho apresentado por Bustamante (2004) é um simulador físico do sistema cardiovascular para fins didáticos, onde alguns parâmetros do dispositivo são controlados por computador e alguns sensores fazem aquisição de sinais de pressão em diferentes pontos. O sistema é constituído por três módulos: um sistema que emula o coração - uma bomba que funciona por acionamento pneumático e válvulas cardíacas; um sistema circulatório que inclui câmaras de complacência e resistência vascular; e um sistema de instrumentação e controle. O trabalho aqui apresentado tem por objetivo mostrar o desenvolvimento de um ambiente físico de simulação controlado por computador que visa a avaliação do desempenho e a otimização da estratégia de controle de DAV's. Este ambiente é montado de tal forma a modelar o ambiente fisiológico com certo grau de proximidade considerando as variáveis de maior relevância ao propósito do estudo. A montagem aqui apresentada está sendo validada segundo o ambiente de simulação por circuito elétrico apresentada por Lucchi (1999).

Materiais e Métodos

A bancada de simulação, Figura 1, é composta por um motor BLDC (Brushless DC) - que atua como bomba cardíaca - (C) ligado a uma câmara de bombeamento (que simula o ventrículo esquerdo) com duas válvulas mecânicas de disco e um diafragma (D). Conectado à

montante desta câmara, há um reservatório (A) cujo objetivo é coletar o fluido e ligado neste uma resistência elétrica controlada por termostato manual, possibilita o ajuste da temperatura do fluido - e um transdutor de temperatura - que informa a temperatura atual para o software LabVIEW® (National Instruments, Austin, EUA). Ligado à jusante da câmara de bombeamento (D), por meio de conexões de tubos de silicone (F) está localizada uma câmara de complacência, Figura 2 - ajustada manualmente com o uso de uma “pêra”. Finalmente, tubos de silicone conectam a câmara de complacência ao reservatório (A), completando o laço.



Figura 1: Bancada de Simulação: (A) reservatório, (B) sensor de temperatura, (C) sistema de bombeamento, (D) Câmara ventricular, (E) entrada e (F) saída.



Figura 2: Câmara de complacência.

O Sistema de Controle

Motor: O sistema de bombeamento atual é composto por um motor elétrico, onde um sistema biela-manivela promove o deslocamento alternado do diagrama. O controle da operação de ejeção do diafragma, e expulsão do fluido da câmara, acontece por enchimento passivo desta. A detecção do enchimento completo da câmara é feita por meio de um sensor. Este sinal é enviado a um microcontrolador que comanda os drivers de potência para acionamento do motor.

Temperatura: é controlada por uma resistência elétrica de 110V acionada por termostato manual.

Complacência: é controlada manualmente com o uso de uma “pêra” que ajusta a quantidade de ar dentro da câmara.

Elastância do Ventrículo: é ajustada manualmente por meio do seqüestro de parte do fluido bombeado, sendo enviado novamente para o reservatório.

Resistência Periférica: este parâmetro é ajustado por um torniquete solidário ao tubo que leva o fluido de volta ao reservatório.

Aquisição de dados: é realizada com a placa de aquisição de dados PCI-6036E e bloco de conexão BNC-2110 (National Instruments, Austin, EUA) conectados ao barramento PCI de um microcomputador. Um programa foi desenvolvido em LABVIEW®, capaz de fazer aquisição dos sinais de pressão, fluxo médio e fluxo pulsátil – medidos por meio de um fluxômetro de ultrassom (HT110, Transonic, EUA), e aquisição do sinal da temperatura. Estes sinais são mostrados em um painel que é montado no mesmo software, Figura 3. Ainda, o programa permite que os dados sejam salvos em arquivos.

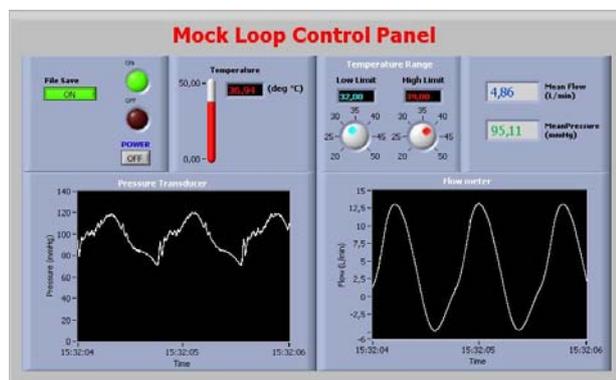


Figura 3: Painel Frontal com sinais medidos.

Resultados

A Figura 4 apresenta o resultado da simulação de um modelo análogo elétrico desenvolvido com a ferramenta PSPICE® (Lucchi,1999), que contempla o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo. Em (a) é apresentado o fluxo na aorta, onde o eixo da abscissa representa o tempo e o eixo da ordenada é o fluxo em L/min (1A = 0,01 L/min). Em (b), no eixo da ordenada é apresentada a pressão na aorta em mmHg, onde 1V = 1mmHg.

Observando os sinais obtidos na simulação, Figura 4, e comparando-os aos sinais obtidos na bancada, Figura 3, é possível notar que a forma entre ambas é semelhante,

o que demonstra a proximidade entre os dois simuladores (Elétrico e Físico).

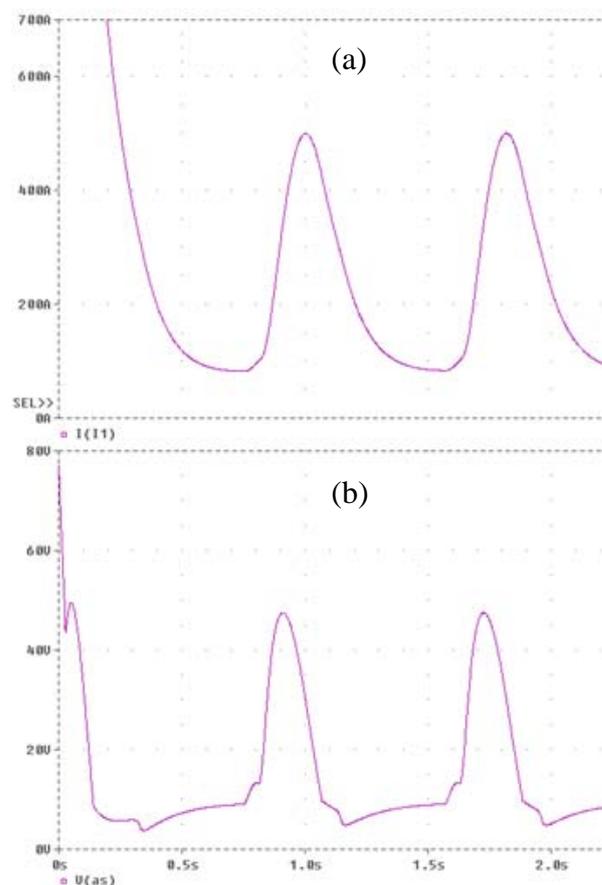


Figura 4: Resultados de simulação pela ferramenta PSPICE®. (a) Fluxo na Aorta; (b) Pressão na aorta.

Trabalhos Futuros

A próxima etapa será substituir o acionamento biela-manivela por um motor *Brushless DC* (BLDC), que possui menor inércia e cujas características são conhecidas, além de controlar a resistência à passagem do fluxo bem como a complacência do sistema.

Referências bibliográficas

- Andrade, Aron. Projeto, Protótipo e Testes "In Vitro" e "In Vivo" de um Novo Modelo de Coração Artificial Total por Princípio Eletromecânico de Funcionamento, 1998. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica). Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- Bustamante, John, Barros, J. F., Roldán, A., García, S. Modelo físico Del sistema cardiovascular – DYNASIM. Rev. Col. Cardiol. 2004; 11: 150-156.
- Lucchi, Júlio Cesar. Simulação Elétrica Aplicada à Investigação Hemodinâmica Da Assistência Ventricular. 1999. 154p. Tese (Doutorado em Engenharia Eletrônica e Computação). Instituto Tecnológico de Aeronáutica – ITA, São José dos Campos.