

# 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](mailto:jfonseca@dantepazzanese.org.br)

**Daniel Legendre**, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: [dlegendre@dantepazzanese.org.br](mailto:dlegendre@dantepazzanese.org.br)

**Aron Andrade**, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: [aron@dantepazzanese.org.br](mailto:aron@dantepazzanese.org.br)

**Eduardo Bock**, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: [ebock@dantepazzanese.org.br](mailto:ebock@dantepazzanese.org.br)

**Juliana Leme**, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: [juleme@dantepazzanese.org.br](mailto:juleme@dantepazzanese.org.br)

**José Biscegli**, Departamento de Bioengenharia, IDPC, e-mail: [jose\\_biscegli@dantepazzanese.org.br](mailto: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](mailto: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.

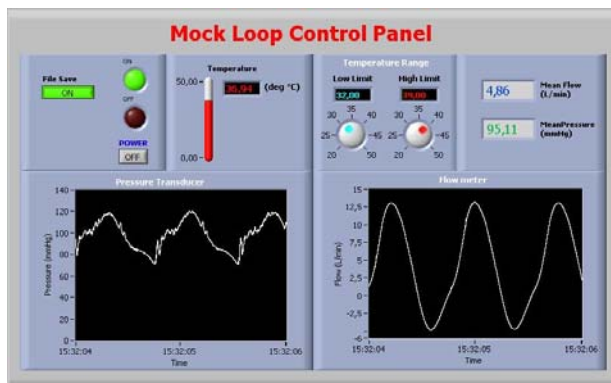


Figura 3: Painel Frontal com sinais medidos.

## 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).

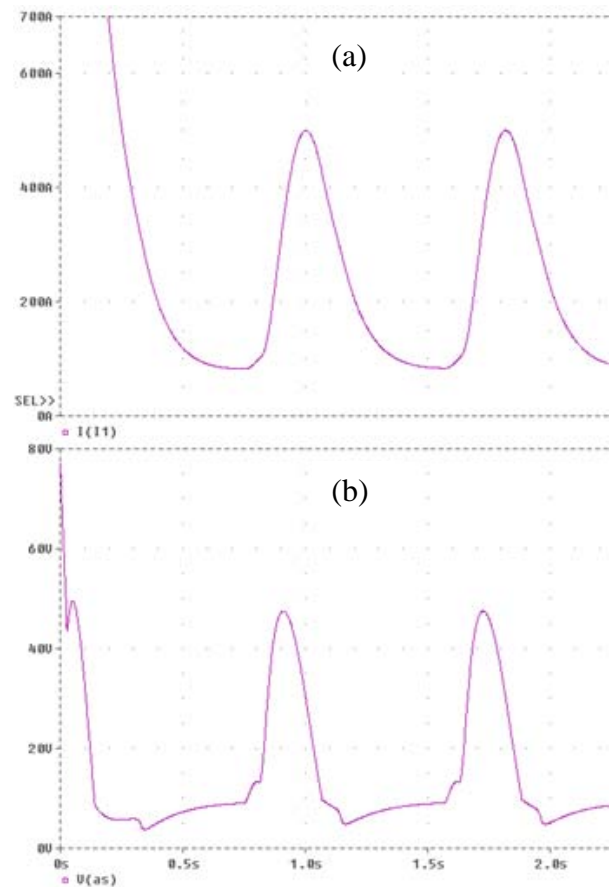


Figura 4: Resultados de simulação pela ferramenta PSPICE®. (a) Fluxo na Aorta; (b) Pressão na aorta.

## 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.