

SISTEMA DE ACIONAMENTO PNEUMÁTICO, CONTRÔLE E MONITORIZAÇÃO EM DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR

por

M.S. OSHIRO¹, S.A. HAYASHIDA¹, A.A. LEIRNER¹, A.D. JATENE

RESUMO -- Foi desenvolvido na Divisão, um sistema de controle e monitorização dos parâmetros envolvidos no acionamento pneumático do dispositivo de assistência ventricular (DAV). Os resultados obtidos, tanto "in vitro" como em animais de experimentação (carneiros), demonstraram um bom desempenho e grande estabilidade.

INTRODUÇÃO

Há indicação de dispositivos de assistência ventricular (DAV) em pacientes que apresentam quadros de falência circulatória, onde a utilização de medidas menos agressivas não sejam eficazes, ou nos casos de ponte para transplante. Estes dispositivos necessitam de um sistema propulsor com controle e monitorização dos parâmetros envolvidos com bom desempenho e estabilidade.

Para atender estas especificações, foi desenvolvido um sistema eletro-pneumático controlado por um micro-computador.

MATERIAIS E MÉTODOS

Sistema de testes -

Para o estudo "in vitro" foi montado um sistema de testes [Figura 1], que simula de maneira simplificada o sistema cardio-vascular. O sistema é constituído por dois conjuntos ligados em série de duas câmaras construídas em acrílico, ligadas por uma tubulação flexível, dotada de um registro hidráulico. A primeira câmara é fechada, com volume de ar variável e a segunda está aberta para a atmosfera.

¹-Divisão de Bioengenharia, InCor HCFMUSP, Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44, São Paulo, SP, CEP 05403.

Neste modelo, o volume confinado na primeira câmara simula a complacência do leito arterial. A pressão atrial é simulada pela altura da coluna de água contida na segunda câmara e a resistência periférica é simulada pela soma da perda de carga da tubulação mais a perda gerada pela obstrução da secção transversal, obtida por uma resistência hidráulica variável ligada em série com a tubulação.

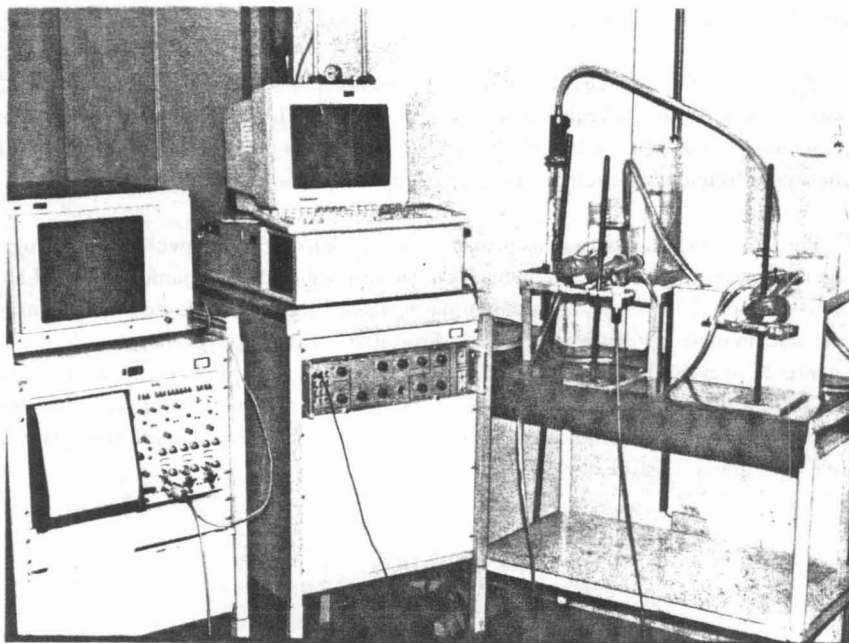


Figura1 - Sistema de Testes "in vitro"

Unidade de controle

A unidade de controle foi construída, incorporando-a num microcomputador compatível IBM-PC com uma interface A/D e D/A (conversor analógico-digital e digital-analógico).

Com esse equipamento, a propulsão do DAV pode ser realizada de 4 (quatro) maneiras diferentes: , 1) Sincronizado com o sinal de ECG, 2) De maneira assíncrona, 3) Modo Emergência e 4) Modo "FILL-TO-EMPTY" por nível de pressão.

O equipamento montado apresenta um painel de controle com uma série de chaves através das quais pode-se escolher o modo de acionamento que se pretenda utilizar. No modo

de acionamento assíncrono, o funcionamento eletro-pneumático se realiza com uma frequência fixa que pode ser ajustada assim como o tempo sistólico de cada batida. Existem controles independentes para o ajuste do tempo sistólico para o acionamento do DAV na assistência do ventrículo esquerdo e na do ventrículo direito.

A frequência de batimentos da prótese pode ser sincronizada com o eletrocardiograma do paciente em relações 1:1, 1:2, 1:4, 1:8 e 1:16 com relação aos batimentos cardíacos do paciente. Esse modo de acionamento será de primordial importância no processo de "desmame" do paciente da assistência circulatória.

Para a eventualidade de panes no acionamento por micro-computador, foi incorporado ao sistema, um circuito eletrônico de emergência independente que pode ser facilmente acionado através do painel de controle. Neste modo pode-se controlar o dispositivo de assistência com frequências e tempos de sístole ajustáveis através de potenciômetros.

Para um funcionamento mais próximo ao fisiológico, foi desenvolvido um programa na linguagem Pascal, para o acionamento da prótese que denominamos de "FILL-TO-EMPTY". Esse modo de controle, apresenta uma regulação automática do débito em função da pressão de enchimento. O enchimento do dispositivo ocorre passivamente, dependendo exclusivamente da pressão de enchimento. No final da diástole, há uma interrupção do fluxo do líquido que flui na direção do dispositivo; nesse momento surge uma perturbação oscilatória. Esse transiente é detetado por um transdutor de pressão e indica o enchimento total da prótese após o que é deflagrada a sístole que a esvazia.

RESULTADOS

Foram realizados ensaios no simulador acima descrito, em diferentes condições de pré e pós-cargas e também em condições semelhantes às fisiológicas.

Até o momento foram realizados 10 experimentos em carneiros e o sistema foi testado com o coração do animal parado (assistência total), e em funcionamento (assistência parcial). Num dos experimentos o sistema ficou em funcionamento por 6 (seis) horas ininterruptamente.

Atualmente o sistema apresenta nas duas situações um bom desempenho e grande estabilidade.

CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos dos experimentos "in vitro" e "in vivo" pode-se atestar o bom desempenho e estabilidade do sistema de controle. Está prevista até o fim do ano, a utilização clínica da prótese e do sistema em humanos.

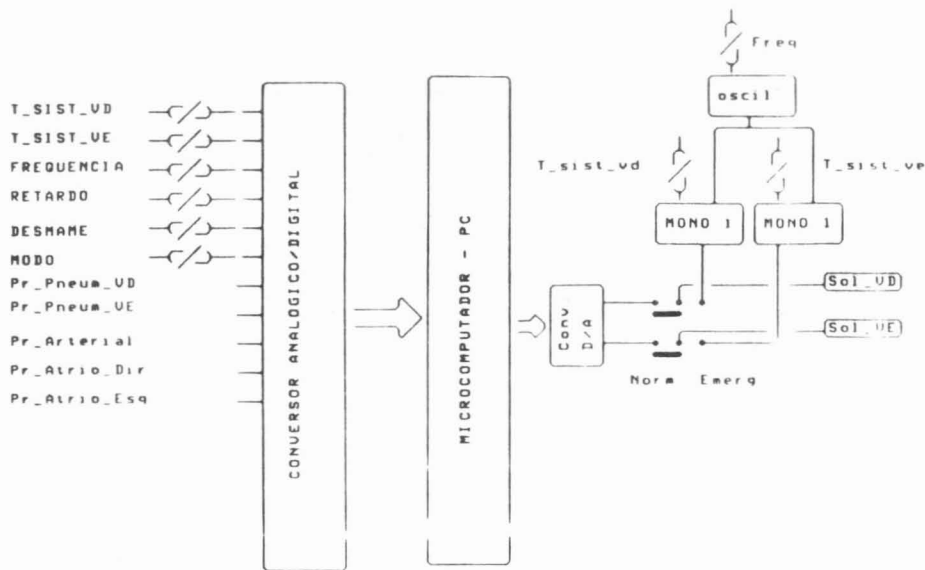


Figura 2 - Diagrama de Blocos

REFERÊNCIAS

- BERNHARDT, W.F., et al, (1979), "Temporary Left Ventricular Bypass: Factors Affecting Patient Survival", Circulation 60 Volume 1, pages 1-31.
- FUJIMOTO, L.K., (1981), Ventrículo Esquerdo Artificial, Monitorização Pela Análise da Curva de Pressão Pneumática, Dissertação de Mestrado, Área de Cirurgia, FMUSP.
- HAYASHIDA, S.A., OSHIRO, M.S. et al (1989) "Dispositivo de Assistência Ventricular: Desenvolvimento e Avaliação Hidrodinâmica "in vitro"", RBE, volume 6/N.2, pg 179-185.
- HIRSSH, L.J., LUCH, S. and KATZ, L.N. (1966), "Counterpulsation Effects of Coronary Blood Flow and Cardiac Oxygen Utilization", Circ. Res., vol. 19, page 1031.

A PNEUMATIC SYSTEM TO MONITORING AND CONTROLLING THE VENTRICULAR ASSISTED DEVICE

ABSTRACT -- A microcomputer-based system for pneumatic Ventricular Assisted Device (VAD) controlling and monitoring was developed. The "in vitro" and "in vivo" results demonstrated good performance and great stability.