DISPOSITIVO DE ASSISTENCIA VENTRICULAR: DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO HIDRODINAMICA "IN VITRO"

por

S. A. HAYASHIDA[1], M. S. OSHIRO [1], E. I. NAKAYAMA[1], M. J. S. MAIZATO[1], H. T. T. OYAMA[1], A. A. LEIRNER[2], A. D. JATENE[3]

RESUMO -- Dentro do programa de desenvolvimento de dispositivos de assistência circulatória da Divisão de Bioengenharia do InCor HCFMUSP, foi desenvolvido uma prótese de assistência ventricular, cujos ensaios preliminares "in vitro", demonstram boas perspectivas de uso clínico num curto espaço de tempo.

INTRODUÇÃO

A idéia de manter-se vivo um paciente em insuficiência cardíaca grave, recebeu a atenção de pesquisadores há várias décadas. Em 1940, o cirurgião russo Vladimir Demikov implantou um ventrículo artificial em cão. Desta época em diante, muitos dispositivos foram propostos e experimentados, no sentido de manter a circulação, quando da insuficiência do órgão natural, ou seja o coração.

Os dispositivos atuais podem ser classificados sumariamente: Quanto à forma de ação: a)Dispositivos capazes de manter a circulação, substituindo os ventrículos através da geração de pressão arterial, b)Dispositivos capazes de auxiliar a circulação através de contrapulsação diastólica.
Quanto à forma da pressão arterial gerada: a)Pulsáteis e b)Contínuos.
Quanto à forma de acionamento: a)Pneumáticos, b)Eletromecânicos e c)Biomecânicos (energia biológica).
Quanto à forma de assistência: a)Direita (átrio direito-artéria pulmonar), b)Esquerda (átrio esquerdo-aorta), c)Temporária e d)Definitiva.
Quanto à aplicação clínica: a)Choque cardiogênico pós infarto do miocárdio, b)Choque cardiogênico pós circulação extracorpórea c)Ponte para transplante cardíaco.

[1]Divisão de Bioengenharia, InCor HCFMUSP, Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44, São Paulo, SP.
[2]Diretor de Divisão, InCor HCFMUSP, Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44, São Paulo, SP.
[3]Professor Titular/Diretor Científico, InCor HCFMUSP, Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44, São Paulo, SP.

MATERIAIS E METODOS

A prótese desenvolvida na Divisão (Figura 1), apresenta as seguintes características:

a)Carcaça rígida externa	Policarbonato termoformado
b)Bolsa única sem emendas	BIOMER[R] (Polieter-poliuretano segmentado)
c)Valvulas	Bioprôteses de Pericárdio Bovino
d)Volume Total	100 ml
e)Volume Sistólico Máximo	80 ml
f)Volume Residual	20 ml
g)Propulsão	Pneumática.

ENSAIOS "IN VITRO"

Para a caracterização funcional da prótese desenvolvida, foi construído um sistema de testes (Figura 3). O simulador desenvolvido é um modelo simplificado da parte esquerda do sistema cardiovascular, que consiste basicamente 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 câmara está aberta para a atmosfera.

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.

Na figura 2, estão apresentadas os registros obtidos no sistema simulador, das curvas de pressão de um modelo de ventrículo artificial, quando posicionada como substituto do ventrículo esquerdo. Como a prótese desenvolvida vai ser implantada em paralelo com o ventrículo, através de cânulas adequadas, ela pode ser utilizada para assistência ventricular esquerda como direita, ou ainda com a utilização de duas próteses, para uma assistência bi-ventricular. O simulador desenvolvido serve para a caracterização hidrodinâmica da prótese de assistência ventricular nas duas posições.

Os testes foram efetuados à temperatura ambiente, utilizando como fluido de ensaio solução salina de cloreto de sódio à 0,9 %.

Para a obtenção dos dados, foram utilizados um polígrafo HP multi-canal, osciloscópio Tektronix, rotâmetro, transdutores de pressão e um propulsor eletro-pneumático.

RESULTADOS

A caracterização do desempenho da prótese, sob o ponto de vista hidrodinâmico foi analisada à partir das seguintes curvas: a) Débito versus relação relação sístole/diástole em porcentagem e b) Débito versus pós carga contra diferentes pós-cargas.

A Figura 4 mostra a curva débito versus relação sístole/ diástole, em diferentes freqüências, onde foram fixadas a pressão atrial (15 mm Hg), e a pós-cargas que simula a pressão arterial média (100 mm Hg). Observa-se que a faixa de melhor desempenho da prótese está situada na relação sístole / diástole de 30 a 40 % do ciclo cardíaco.

A Figura 5 é a curva Débito versus Pós-Carga, em diferentes freqüências. Foi fixada a pré-carga (pressão atrial), e a relação sístole diástole, foi a de maior desempenho, determinada como citada acima.

Atualmente, foram iniciadas cirurgias em animais de experimentação, visando um estudo detalhado "in vivo", para posterior utilização da prótese na prática clínica.

CONCLUSAO

1) A prótese desenvolvida apresenta seu rendimento ideal com uma relação sístole / diástole situada na faixa de 30 a 40 % do ciclo total, em freqüências consideradas fisiológicas.

2) O dispositivo de assistência desenvolvido, mostrou-se capaz de manter débitos adequados, compatíveis com as condições fisiológicas.

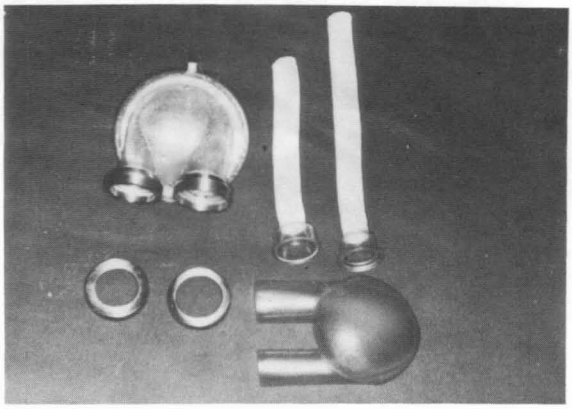


Figura 1a Ventrículo Desenvolvido Desmontado

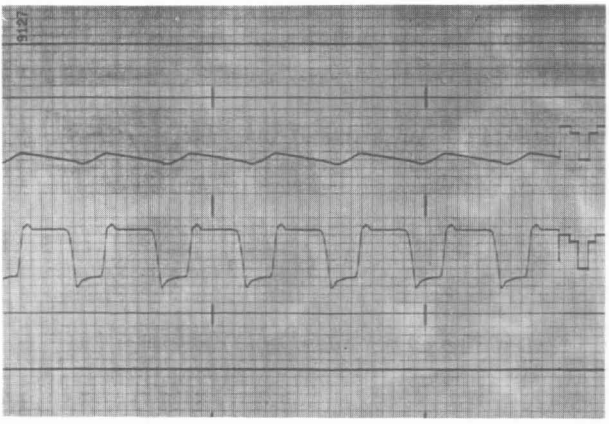
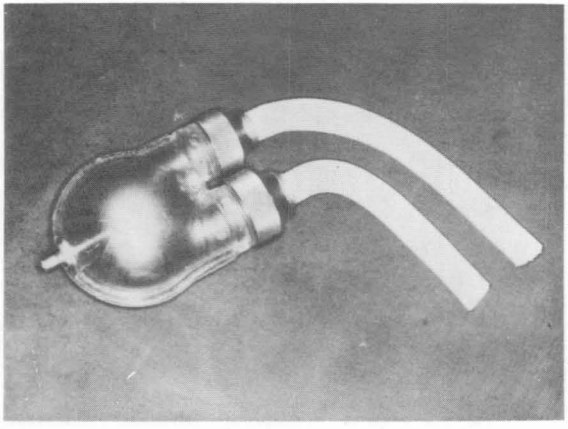


Figura 1b Ventrículo Desenvolvido Montado



2

1

Figura 2.Registros Obtidos No Simulador
1 Pressão Aórtica, 2Pressão Ventricular

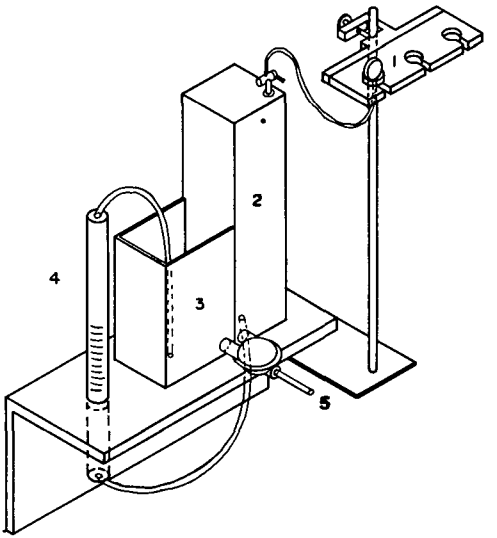


Figura 3.Sistema Simulador
1 Transdutor de Pressão 2 Câmara Aórtica 3 Câmara Atrial4 Rotâmetro 5 Entrada da Propulsão

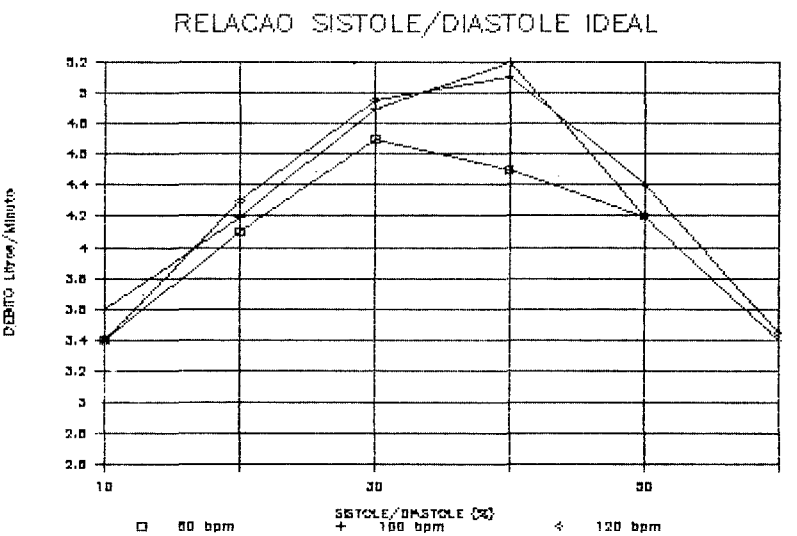


Figura 4.Determinação da Relação Sístole/Diástole Ideal

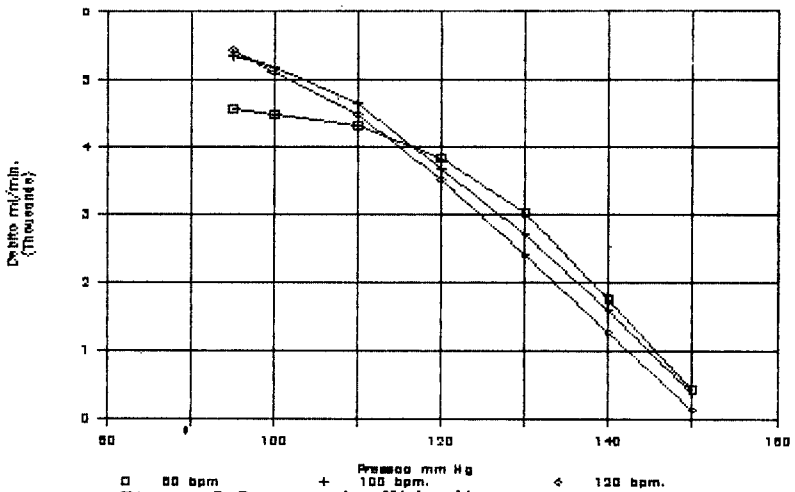


Figura 5.Desempenho Hidrodinâmico da Prótese

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

BOLLOKI, H.(1977), "Cardiogenic Shock in Clinical Aplication of Intra-Aortic Baloon Pump.", Futura Publ. Co., page 353.

HIRSSH, L.J., LUCH, S. AND KATZ, L. N. (1966), "Counterpulsation Effects of Coronary Blood Flow and Cardiac Oxigen Utilization",Circ. Res., vol.19, page 1031.

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, Monitoração Pela Análise da Curva de Pressão Pneumática, Dissertação de Mestrado, Area de Cirurgia, FMUSP.

NORMAN, J.C.(1978), "Intracorporeal partial Artificial Hearts: Mechanical Cloning of the Ventricule", Artificial Organs, 2, page 235.

KOLF, W.J. (1959), "Mock Circulation to Test Pumps Designed for Permanent Replacement of Damaged Hearts", Cleveland Clinic Quartely 26, page 223.

COLEMAN, S.J., BORNHORST, W., LAFARGE, C.G., CARR, J.G. (1972), Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, volume 28, page 176.

NAKIRI, K. et al (1975), "Left Ventricule Connection Technic for Cardiac Assist Devices", Medicine and Biology, volume 20, page 350.

VENTRICULAR ASSISTANCE DEVICE : DEVELOPMENT AND "IN VITRO" HYDRODINAMICS PERFORMANCE

ABSTRACT-- This paper presents a mechanical device for ventricular circulatory assistance. The device has a free membrane pneumatically driving sac which has been tested "in vitro" The preliminary results revealed good perspective for its clinical application.