

SISTEMA PARA SIMULAÇÃO "IN VITRO" DO FLUXO FISIOLÓGICO

S. Sumida; A.H. Hermini* & S.J. Calil**

RESUMO -- O uso de simuladores do fluxo sanguíneo em vasos periféricos é uma técnica que possibilita um melhor entendimento do comportamento do fluido após obstruções e bifurcações. A grande maioria dos simuladores já descritos em literatura gera formas de ondas ou senoidais ou que são característicos a um tipo de vaso. Neste trabalho é apresentado um sistema de simulação baseado no controle de um motor de passo, acoplado a uma bomba de fluxo contínuo, através de um microcomputador. Este controle digital possibilita uma grande versatilidade na simulação de diversas formas de onda. Os resultados obtidos até o momento mostram uma grande semelhança entre o fluxo gerado nas artérias carótidas e femurais humanas e o fluxo simulado pelo sistema.

INTRODUÇÃO

A utilização de simuladores de fluxo sanguíneo é uma técnica bastante útil para estudo da hemodinâmica do fluxo arterial em seres humanos.

Estes simuladores permitem um melhor entendimento do comportamento do fluxo tanto em regiões com anomalias, como estenoses ou aneurismas, assim como as alterações causadas por bifurcações e elasticidade das paredes do vaso.

Um dos grandes problemas que aparecem neste tipo de simulação é a dificuldade de se obter uma forma de onda semelhante àquela existente no sistema vascular humano. Esta dificuldade é maior ainda se o sistema a ser desenvolvido pretende simular formas de onda existente em dois ou mais vasos sanguíneos, tendo em vista que estas ondas possuem uma morfologia diferente não só para cada vaso como também em regiões diferentes de um mesmo vaso.

Várias tentativas já foram feitas neste sentido. A grande maioria destes equipamentos, entretanto, apresenta formas de onda muito mais semelhantes a senóides do que a um ciclo sistólico-diastólico (Mesurel, G. et al, 1979, Young, D.F. et al, 1973). Sistemas mais sofisticados apresentam uma complexidade e um custo muito maior. Hoppmann e Liu (1972) utilizaram uma câmara elástica, comprimida por um camo, e valvular que atuam através de pressão. A limitação deste método reside na simulação de somente uma forma de onda para cada camo, assim como a dificuldade de geração de alterações rápidas no fluxo tais como o nó dicrótico. Werneck

Aluno de graduação, Faculdade de Engenharia Elétrica, UNICAMP.

*Aluno de pós-graduação, Faculdade de Engenharia Elétrica, UNICAMP.

**Professor Doutor do Depto. de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e Pesquisador do Centro de Engenharia Biomédica, UNICAMP, CP 6040, 13081 Campinas, SP.

et al utilizou um microcomputador que controla um motor linear, o qual, por sua vez, controla um pistão de vidro para geração de fluxo. A dificuldade deste sistema e a impossibilidade de fluxos com formas de ondas variadas. Calil e Roberts (1985) utilizaram um camo para controle de pistão, o qual comprimia o ar dentro de uma câmara contendo um tubo de látex, parte de um sistema circulator de líquido. Neste sistema, a forma final da onda era de difícil previsão e a modificação desta forma de onda era extremamente complexa.

Recentemente, Low et al (1987) desenvolveu um sistema bastante versátil, baseado em uma bomba tipo peristáltica acoplada a um motor de passo, sendo este último controlado por um microcomputador para geração dos pulsos. O problema com este simulador é a geração da fase reversa de um pulso (ex.: pulso da femural) assim como a dificuldade de geração do fluxo contínuo.

OBJETIVO

Neste trabalho é descrito um simulador de fluxo baseado em uma bomba de fluxo (bomba de engrenagens) a qual é acoplada a um motor de passo controlado por um microcomputador.

O desenvolvimento deste simulador objetiva a geração de formas de onda de fluxo pulsátil que mais se aproximam daquelas encontradas no sistema vascular humano, principalmente as artérias periféricas, carótidas e femurais.

DESCRIÇÃO DO SISTEMA

O diagrama de blocos do simulador, incluindo os instrumentos utilizados na sua avaliação é mostrado na figura 1.

O microcomputador utilizado é de 8 bits, compatível com Apple (Spectrum MeII) com cartão CPM e tri-função provendo-lhe a característica de 80 colunas, 64 Kbytes de memória RAM adicional e operação com Assembly Z80.

Este microcomputador controla um motor de passo de 200 N/cm operando em 500 passos por revolução. A utilização deste tipo de motor apresenta a grande vantagem do controle de velocidade e posição sem necessidade de realimentação, dispensando assim transdutores de velocidade e posição. Além disto, este motor apresenta uma rápida aceleração, necessária para a simulação da fase sistólica de fluxos pulsáteis. Um circuito de interfaceamento TTL-CMOS teve que ser desenvolvido tendo em vista a necessidade de controle do motor com pulsos de 12 V e interface de saída 8255 (nível TTL).

A bomba de engrenagens utilizada é de dentes retos e do tipo pulsativa sendo sua vazão máxima aproximadamente de 482 ml/min, utilizando o motor de passo descrito acima.

O software desenvolvido para controle do motor de passo produz também um pulso de 14 ms no início de cada período "sistólico-diafólico". Esta sinalização é bastante útil em simulações que necessitam da ocorrência da onda R para marcar o início de cada ciclo cardíaco. Este software foi desenvolvido em linguagem Assembly Z80 tendo em vista a necessidade de uma base de tempo bastante precisa.

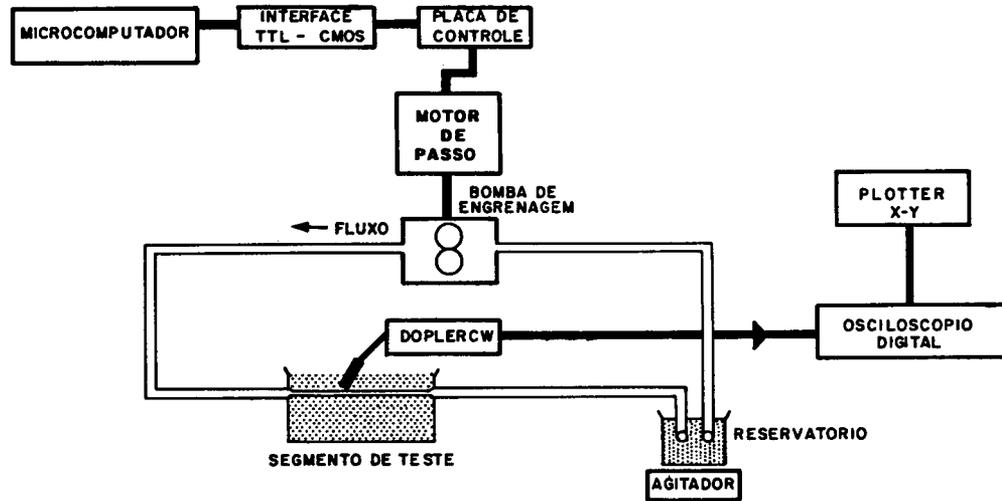


Figura 1. Diagrama em blocos do sistema simulador de fluxo fisiológico.

Nesta primeira fase, o software foi desenhado para simulação dos pulsos carótidos (carótida comum) e femural.

AVALIAÇÃO DO SISTEMA

Uma série de testes foi efetuada usando-se tubos de látex de 3 mm de diâmetro interno. Para reflexão das ondas ultrasônicas foi utilizada uma emulsão de fécula de milho e água destilada na proporção de uma colher de chá para um litro de água (Patterson, E., 1981).

Um instrumento ultrasônico Doppler de onda contínua (5 MHz - Imbracrios DD702) foi utilizado para avaliação do tipo de onda gerada pelo simulador.

Tendo em vista a necessidade de se obter uma relação entre a velocidade do fluxo gerada no segmento de teste e o valor da tensão de saída do equipamento Doppler, foram adotados os seguintes procedimentos: a) fixação do ângulo entre o transdutor ultrasônico e o fluxo para todas as investigações a serem efetuadas (52), b) utilização de várias velocidades de fluxo, de modo contínuo, com a coleta manual do volume líquido por minuto e verificação do nível de tensão produzido.

A partir dos dados obtidos com estes procedimentos, foi possível programar o equipamento por simulação de ondas de fluxo da carótida comum e da femural com velocidades próximas as encontradas no sistema vascular humano, ou seja, aproximadamente 20 cm/s para velocidade média de pico femural e aproximadamente 75 cm/s para velocidade média de pico da carótida comum. No caso deste simulador, com a utilização do tubo de 3 mm de diâmetro, a velocidade máxima obtida foi de 113 cm/s.

É apresentado na figura 2 uma comparação entre a onda produzida pelo sistema ultra-sônico quando investigando o fluxo gerado pelo simulador (linha pontilhada) e o fluxo gerado em uma artéria carótida comum de um indivíduo assintomático.

A geração do fluxo reverso existente na femural é um pouco mais complicado, tendo em vista a necessidade de inversão do sentido da bomba. Entretanto, a versatilidade desta bomba permite uma programação adequada para redução da velocidade do fluxo após o pico sistólico e reversão do sentido do fluxo em tempos bastante semelhantes ao fluxo biológico aproximadamente 250 ms.

DISCUSSÃO

É importante salientar que o sistema foi desenvolvido para simulação de fluxos carotídeos e femurais existentes em indivíduos não sintomáticos. As investigações para verificação do comportamento do fluxo são feitas a partir deste fluxo normal, com a colocação de obstruções e bifurcações no segmento de teste.

Apesar de existir bombas de fluxo contínuo no mercado, foi necessário a confecção desta na oficina do Centro de Engenharia Biomédica/UNICAMP utilizando-se de material acrílico para confecção da carcaça. Este procedimento foi necessário tendo em vista que o ferro fundido utilizado nas bombas comerciais apresentam um alto índice de corrosão para operação com água além do significa-



Figura 2. Gráfico comparativo dos fluxos real e simulado da artéria femoral.

tivo peso e atrito do eixo, o qual dificultava a rápida aceleração do sistema.

Este simulador pode ser bastante implementado com a utilização de um sistema de "feedback" para casamento entre a onda de entrada e a onda hidráulica gerada. Um equipamento ultrasônico Doppler pode ser utilizado para realimentação do microcomputador, o qual após processamento, corrigiria possíveis distorções causadas pelo sistema eletro-mecânico-hidráulico.

Em conclusão, a performance deste simulador é bastante satisfatória e oferece uma excelente ferramenta para estudos do fluxo fisiológico.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Fundo de Apoio à Pesquisa - FAP/UNICAMP.

REFERÊNCIAS

- CALIL, S. J. e ROBERTS, V. C. (1985), "Detection of Low Grade Arterial Stenosis Using an Automatic Minimum-Flow-Velocity-Tracking System (MVT) as an Adjunct to Pulsed Ultra-Sonic Doppler Vessel Imaging", Medical & Biological Engineering & Computing 23, 311-323.
- LOW, Y. F.; COBBOLD, R. S. C.; JOHNSTON, K. W.; BASCOM, P.A.J. (1987), "Computer-Controlled Pulsatile Pump System for Physiological Flow Simulation", Medical & Biological Engineering & Computing, 25, 590-595.
- MESUREL, G.; OCANA DE SENTUARY, J.M.; CATHERINE, L.; MALBLE, G.; Guilherm, R. (1979), "Modele Physique Adapte à L'etude de la Generation de Bulles Circulantes dans L'Organisme", Médecine Aeronautique et Spatiale, Médecine Subaquatique et Hyperbare, Tome XVIII, no. 69, 95-97.
- PATTERSON, E. (1981), Internal Communication, GEC Medical.
- YOUNG, D. F.; TSAI, F.Y. (1973), "Flow Characteristics in Models of Arterial Stenosis/II Unsteady Flow", J. Biomechanics, 6, 547-559.
- WERNECK, M. M.; JONES, V. B., MORGAN, J. (1984), "Flexible Hydraulic Simulator for Cardiovascular Studies", Medical & Biological Engineering & Computing 22, 86-89.

AN "IN VITRO" PHYSIOLOGICAL FLOW SIMULATION SYSTEM

ABSTRACT -- The use of "in vitro" simulators for blood flow in peripheral vessels, make possible a better understanding of the fluid haemodynamics in regions of obstructions and bifurcations. The majority of the stimulators described in literature is designed to generate waveforms which are either sinusoidals or characteristic of just one vessel. It is presented here a simulator which is based on a stepper motor, coupled to a continuous flow pump, controlled by a 8 bit microcomputer. This digital control makes possible the simulation of different waveforms just by changing the software and minor adjustments in the hydraulic system. The results have shown a very good simulatory between the flow generated within the human carotids and femoral arteries and the one simulated by the developed system.