

## CARACTERIZAÇÃO DO FLUXO EM CIRCUITO HIDRÁULICO MIMETIZADOR DA CIRCULAÇÃO CORONÁRIA

V. C. Martins\* \*\*, C. P. Carvalho\*, F. Silva\*; H. P. Corrêa\*\*; M. A. von Krüger\*, W. C. A. Pereira\*

\* Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil

\*\*Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil  
email: vcostamartins@gmail.com

**Resumo:** INTRODUÇÃO: Trinta e cinco milhões de mortes por ano são causadas por doenças cardiovasculares em todo o mundo. Na doença arterial coronariana, processos patológicos tais como ateroma reduzem o lúmen dos vasos coronários e, conseqüentemente, o fluxo de sangue ao miocárdio. O objetivo da cirurgia de revascularização miocárdica (CRM) é aumentar o fluxo de sangue para o miocárdio isquêmico. O *Transit-Time Flowmeter* (TTFM) é um medidor ultrassônico que pode avaliar o desempenho do enxerto de forma rápida e simples. OBJETIVO: O objetivo deste estudo é avaliar o fluxo por um TTFM em um circuito hidráulico construído para simular o fluxo de coronária esquerda. MATERIAL E MÉTODOS: Um circuito hidráulico foi desenvolvido no Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica com objetivo de mimetizar as características fisiológicas da circulação humana. RESULTADOS E DISCUSSÃO: A redução do fluxo coronário durante a sístole e a elevação durante a diástole estão de acordo com a literatura. CONCLUSÃO: O circuito é capaz de reproduzir o padrão de fluxo na circulação coronária esquerda em seres humanos. Este sistema hidráulico pode ser utilizado para a calibração de equipamento de *Doppler* e TTFM.

**Abstract:** INTRODUCTION: Thirty five million deaths per year are caused by cardiovascular disease all over the world. As an example, in coronary disease the pathological processes such as atheroma reduce the coronary vessel lumen and consequently, the coronary flow to myocardium muscle. The aim of coronary artery bypass grafting (CABG) is to increase blood flow to ischemic myocardium. The Transit-Time Flowmeter (TTFM) is an ultrasonic flowmeter that can quickly, conveniently, and noninvasively assess the graft performance. OBJECTIVE: The aim of this study was to evaluate the flow by a TTFM during the cardiac cycle on a hydraulic circuit built to simulate left coronary flow. MATERIAL AND METHODS: A hydraulic circuit was developed in the Ultrasound Laboratory of the Biomedical Engineering Program. It mimics physiological characteristics of the human circulation. RESULTS AND DISCUSSION: The reduction in coronary flow during systole and increase in diastole are in agreement with those found in the literature. CONCLUSION: The circuit is able to reproduce the flow pattern on left coronary circulation in humans. This

hydraulic system may be used for calibration of Doppler and TTFM equipment.

**Keywords:** coronary flow, TTFM, coronary artery bypass graft (CABG).

### Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), 30 a 35 milhões de óbitos, por ano, são decorrentes de doenças cardiovasculares (DCV). Exemplos comuns são acidente vascular encefálico (AVE) e infarto agudo do miocárdio (IAM) [1]. Há uma elevada proporção de óbitos precoces por doença isquêmica do coração no Brasil, superando países como EUA, Cuba, Argentina, Japão, França, Dinamarca, Portugal e Espanha [2]. Esta é caracterizada por obstrução em uma artéria coronária, que é responsável por irrigar o miocárdio, causando redução ou interrupção do fluxo sanguíneo [3].

Em Medicina, cirurgias de *bypass* (revascularização do miocárdio) são vastamente aplicadas no tratamento do IAM, a fim de manter o fluxo sanguíneo no músculo cardíaco. No entanto, após a revascularização, não há meios de verificação eficaz do fluxo sanguíneo pelo cirurgião, na rotina operatória, o que pode comprometer a cirurgia [4, 5]. Fluxômetros por tempo de trânsito ultrassônico (*Transit Time Flowmeter* – TTFM) permitem análise intra-operatória do fluxo sanguíneo no enxerto, garantindo o sucesso da cirurgia [5].

O objetivo deste estudo é caracterizar o perfil de fluxo em um circuito hidráulico elaborado para mimetizar, mecanicamente, as características da circulação coronária esquerda em humanos. Para isso usa-se um TTFM e o resultado é comparado com o perfil fisiológico típico.

### Materiais e métodos

O circuito hidráulico, desenvolvido pelo Laboratório de Ultrassom (LUS), do Programa de Engenharia Biomédica / UFRJ, é composto por elementos mecânicos que mimetizam os principais componentes do sistema cardiovascular humano (Figura 1): 1) Bomba mecânica: coração; 2) Ramos do circuito: artéria aorta; 3) Unidade Viscoelástica: viscoelasticidade arterial; 4) Resistência hidráulica manual ajustável: resistência vascular periférica; 5) Reservatório despressurizado:

leito venoso; 6) Ramo coronário em paralelo: circulação coronária.

Os elementos do circuito, descritos acima, são detalhados a seguir:

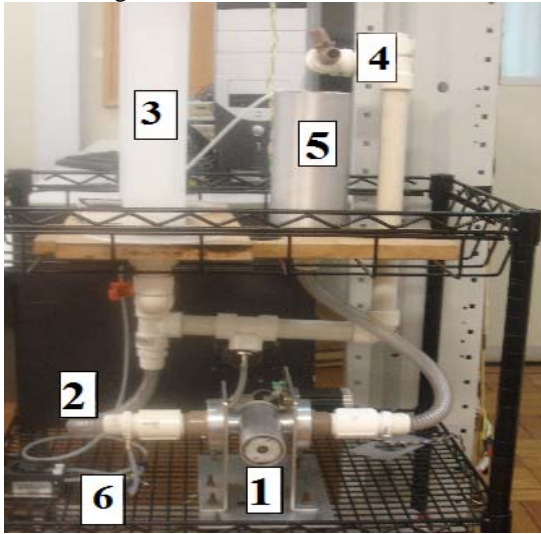


Figura 1: Circuito hidráulico: 1-Bomba; 2- Ramo aórtico; 3- Unidade Viscoelástica; 4- Resistência periférica; 5- Reservatório despressurizado; 6- Circulação coronária.

1) Bomba mecânica: elaborada na oficina mecânica da UFRJ, representa o ventrículo esquerdo e possui capacidade para ejetar 70 ml de líquido. Tem formato cilíndrico, apresenta a porta de admissão (entrada de líquido) e a porta de ejeção (por onde este é ejetado no sistema). Na porta de admissão está posicionada uma válvula unidirecional, fabricada com PVC® para que se evite refluxo. A de ejeção, por sua vez, possui uma válvula de pericárdio bovino utilizada em cirurgias cardíacas (InCor - HC - FMUSP - SP). Esta válvula, além de evitar refluxo do líquido para a bomba, mantém o circuito pressurizado. Um pistão conectado a uma haste é responsável pela ejeção. Ela é controlada por um motor de passo (Akiyama AK57H/3-18) que determina uma ejeção desacelerada. Cada ciclo tem a duração de 1,0s, sendo que a sístole (ejeção) compreende 0,3s e a diástole (relaxamento) 0,7s.

2) Ramos do circuito: o sistema é constituído de tubos de PVC® e traqueia de ventiladores mecânicos. Por serem rígidos, apresentam complacência desprezível.

3) Unidade Viscoelástica: descrita por Martins (2009) e França (2011), confere viscoelasticidade ao sistema [6,7]. É composta por duas câmaras (1 e 2) contendo determinado volume de ar e de água (bolha 1 e bolha 2), interligadas por um tubo de comunicação com resistência hidráulica ajustável. O líquido ejetado comprime a bolha 1 (câmara 1), que direciona o líquido para a câmara 2, via tubo de comunicação. O efeito “elástico” é dado pela ação da bolha 1 e a viscosidade pela resistência hidráulica à passagem do fluxo da câmara 1 para a câmara 2, no tubo de comunicação entre as câmaras.

4) Resistência hidráulica ajustável: responsável

por manter o sistema pressurizado, localiza-se na parte final do circuito (região pressurizada). O líquido passa por esta resistência e, em seguida, preenche o reservatório despressurizado. O ajuste desta resistência (torneira) é feito empiricamente, de acordo com a faixa pressórica na qual o sistema oscila durante o ciclo. Neste estudo, a faixa de pressão é equivalente às pressões encontradas em humanos [3].

5) Reservatório despressurizado: recipiente aberto, onde o líquido permanece sob baixa pressão (pressão atmosférica). Funciona como leito venoso, realimentando a bomba mecânica via porta de admissão.

6) Circulação Coronária [8]: um tubo de silicone (mais fino) emerge do ramo aórtico, em paralelo, após a válvula aórtica, dando origem à circulação coronária (Figura 2). Nesta circulação específica, outra bomba peristáltica (102FD/R – Watson Marlow Bredel, EUA) controlada por um motor (Akiyama AK56H8/5-1.8), utilizada em *phantoms* de fluxo pulsado e contínuo, foi adaptada para abrigar o tubo coronário (Figuras 2 e 3). Ambos os motores das bombas mecânica e peristáltica foram sincronizados de modo que, durante os 0,3s da sístole, o rolete da bomba peristáltica gire e comprima o tubo coronário, causando interrupção do fluxo neste período (Figura 3).

Esta compressão mecânica do tubo coronário tem como objetivo mimetizar o fenômeno que ocorre fisiologicamente: na sístole ventricular, a contração do miocárdio faz com que haja uma redução significativa do fluxo na artéria coronária esquerda e, na diástole, o miocárdio não se contrai e, assim, o fluxo sanguíneo permanece elevado [3, 5].

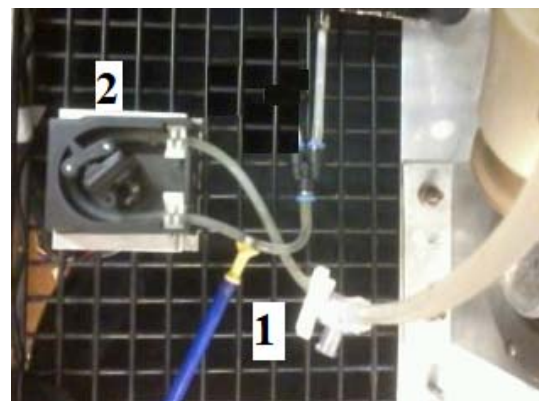


Figura 2: Circulação coronária: 1) local onde o transdutor TTFM é posicionado para medição do fluxo; 2) bomba peristáltica modificada.

A Figura 3 mostra o tubo coronário no interior da bomba peristáltica e o rolete em duas posições: durante a sístole (compressão do tubo) e diástole (não há compressão do tubo pelo rolete).

Inicialmente, preenche-se completamente o sistema com água destilada, por meio do reservatório despressurizado (Figura 1). A bomba mecânica é acionada para movimentar o líquido no interior do circuito. Possui uma frequência de 60 Hz, ejeta um volume de 70 ml a cada ciclo.

Ambas as bombas estão sincronizadas e o rolete da

bomba peristáltica comprime o tubo coronário durante a sístole. Tomou-se o cuidado de evitar a formação de bolhas de ar no interior do circuito.

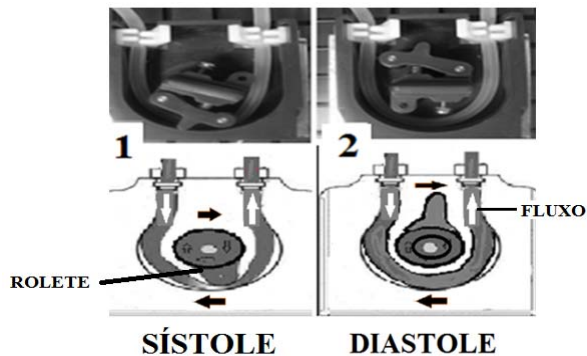


Figura 3: Tubo coronário ao passar pela bomba peristáltica adaptada. 1) rolete gira e comprime o vaso durante a sístole; 2) rolete não comprime o vaso na diástole.

*Transit Time Flowmeter (TTFM)*: cirurgias de revascularização do miocárdio têm o objetivo de reestabelecer o fluxo sanguíneo na região do miocárdio isquêmico. A avaliação deste fluxo nem sempre é um procedimento de rotina, apesar de falhas técnicas serem bastante comuns, mesmo quando é realizada por cirurgiões experientes [4, 5]. A avaliação pós-operatória do enxerto (*bypass*) reduz o risco de falência deste, ou seja, previne uma possível interrupção do fluxo no segmento revascularizado.

O TTFM baseia-se no princípio do tempo de trânsito ultrassônico, de acordo com a equação 1:

$$V = \frac{(T_{up} - T_{down}) \cdot c^2}{4L \cos \theta} \quad (1)$$

onde:  $V$  = velocidade do fluxo sanguíneo;  $T_{down}$  = tempo de trânsito da onda ao descer;  $T_{up}$  = tempo de trânsito da onda ao subir;  $c$  = velocidade do ultrassom;  $L$  = distância entre o transdutor e o refletor;  $\theta$  = ângulo entre a direção do fluxo e os transdutores.

A Figura 4 ilustra o mecanismo de funcionamento do *Transit Time Flowmeter* (TTFM).

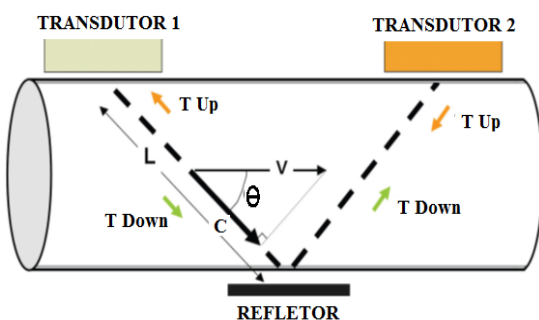


Figura 4: Ilustração de um TTFM em um vaso: de acordo com o sentido do fluxo, há uma diferença no tempo de trânsito da onda ultrassônica.

O transdutor de TTFM utilizado em cirurgias coronárias é composto por dois transdutores (1 e 2) posicionados em um ângulo específico com um refletor metálico no lado oposto do vaso (Figura 4). Os dois transdutores funcionam como transmissores e receptores das ondas ultrassônicas. O feixe de ultrassom transmitido através do vaso é suficientemente amplo para abranger o diâmetro por onde passa o fluxo. Quando os feixes são transmitidos, através do fluxo sanguíneo, existe uma diferença entre o tempo de trânsito (*transit time*) entre os feixes que sobem ( $T_{Up}$ ) e os que descem ( $T_{Down}$ ), que é proporcional à velocidade do fluxo. A média da velocidade de fluxo da seção transversal é calculada e as diferenças de tempo maiores são correlacionadas com velocidades de fluxo mais elevadas, e vice-versa [9].

*Aquisição dos sinais de fluxo*: O transdutor TTFM (*wide band TTFM*– Grupo VIDEUS – CSIC/Spain) foi posicionado na circulação coronária, após a região onde o tubo é comprimido (bomba peristáltica). Utilizou-se gel para melhorar o acoplamento entre o transdutor TTFM e o tubo (Figura 2).

Um sensor de pressão (HP 1290A *Transducer*) é posicionado no ramo principal do circuito (ramo aórtico) com objetivo de medir a pressão no interior do sistema. A pressão oscilou entre 70 mmHg e 130 mmHg, na diástole e na sístole, respectivamente. Os sinais de pressão e fluxo foram processados pelo *software* LabView®.

## Resultados

O sinal de fluxo na circulação coronária esquerda obtido pelo TTFM é mostrado na Figura 5:

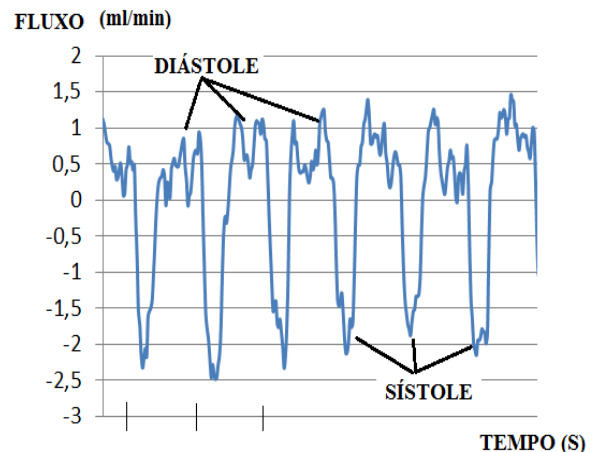


Figura 5: Trecho do sinal obtido pelo TTFM na circulação coronária (fluxo x tempo).

## Discussão

A circulação coronária proposta por este estudo apresenta um padrão de fluxo compatível com o fluxo na artéria coronária esquerda, ao longo do tempo. Durante a sístole, devido à contração do miocárdio (ejeção volumétrica), o fluxo é reduzido e, na diástole,

período de relaxamento ventricular, o fluxo é maior que na sístole [4,5,9].

A curva de fluxo dada pelo TTFM está de acordo com os sinais quantificados por D'Ancona *et al* (2000) (Figura 6) [5]. O fluxo na sístole é reduzido em relação à diástole, o que se repete a cada ciclo cardíaco, atingindo valores negativos.

A bomba peristáltica posicionada na circulação coronária é adaptada para que o rolete comprima o tubo durante a sístole, somente. No entanto, ao girar 360°, o rolete causa um refluxo no interior do tubo coronário, uma vez que o sentido do fluxo é oposto ao da movimentação do rolete. Somado a isto, a compressão deste tubo causa um fluxo turbulento na circulação coronária. Pretende-se substituí-lo por um novo equipamento que reduza o lúmen do tubo sem, no entanto, causar refluxo e fluxo turbulento.

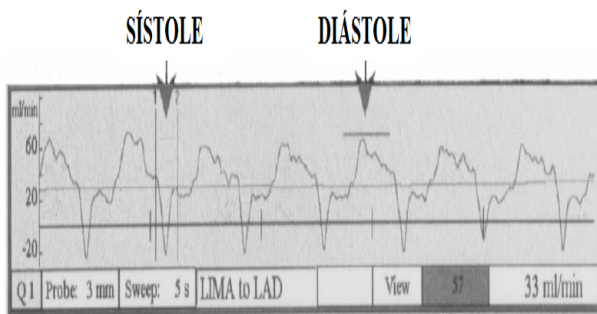


Figura 6: Sinais de TTFM em humanos. Observa-se que o fluxo na coronária é reduzido durante a sístole e eleva-se na diástole (adaptado de D'Ancona *et al*, 2000).

A bomba mecânica apoia-se sobre uma superfície e, a cada ciclo, pode causar eventuais vibrações sobre a base em que se apoia, transmitindo-as para o circuito, podendo gerar ruídos no sinal (alta frequência).

A resistência periférica ajustável interfere diretamente no comportamento da pressão no sistema. Se a resistência é maior (torneira fechada), a pressão oscila em patamares mais elevados. O contrário ocorre quando a resistência é diminuída (torneira aberta). Uma variação mínima na posição da torneira afeta sensivelmente a resistência hidráulica. Ajustou-se esta torneira, empiricamente, em uma posição tal que a faixa de pressão correspondesse aos valores fisiológicos em indivíduos normotensos, ou seja, entre 80 e 120 mmHg [3, 4, 5, 9].

As hemácias presentes no sangue humano geram sinais ultrassônicos retroespalhados que contêm informação de desvio *Doppler*. Pretende-se utilizar um fluido contendo partículas de PVC para realização de ensaios com fluxômetro *Doppler*, uma vez que estas retroespalham os sinais, simulando o as hemácias, neste aspecto.

## Conclusão

O circuito proposto neste estudo é capaz de reproduzir o padrão de fluxo da artéria coronária

esquerda em humanos.

A redução do fluxo durante a sístole e a elevação deste durante a diástole estão de acordo com os dados encontrados na literatura.

Pretende-se ampliar o circuito hidráulico deste estudo. Para tal, estuda-se a inclusão de novos ramos equivalentes às artérias carótida comum, cerebral e renal, a fim de tornar possível a realização de futuros experimentos com fluxômetro *Doppler*.

## Agradecimentos

Os autores agradecem à CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro, ao Incor/FMUSP pela cessão da válvula aórtica, à Oficina Mecânica do CCMN/ UFRJ.

## Referências Bibliográficas

- [1] Berry JD, Dyer A, Cai X, Garside DB, Ning H, Ning, Thomas A. *et al*, Lifetime risks of cardiovascular disease. *The New England Journal of Medicine*. 2012, 366 (4): 321-29.
- [2] Melo ECP, Carvalho MS, Travassos C. Distribuição espacial da mortalidade por infarto agudo do miocárdio no Município do Rio de Janeiro, Brasil. *Caderno de Saúde Pública*. 2006, 22(6): 1225-36.
- [3] Klabunde RE, *Cardiovascular Physiology Concepts*, 2nd ed., Lippincott Williams e Wilkins, Philadelphia, 2012.
- [4] Nakata K, Sankai Y, Akiyama K, Orime Y., Kashiwazaki S., Koba H., *et al*. Evaluation of a New Device for the Intraoperative Assessment of Coronary Artery Bypasses Grafting. *Annals of Thoracic Cardiovasc. Surg*. 2011, 17(2): 160-165.
- [5] D'Ancona G, Karamanoukian HL, Ricci M, Schmid S, Bergsland J, Salerno TA. Graft revision after transit time flow measurement in off-pump coronary artery bypass grafting. *Eur. Journal of Cardio-Thoracic Surgery*. 2000, 17: 287-93.
- [6] Martins VC. Sistema Hidráulico para Mimetização da Viscoelasticidade Arterial. [dissertation]. Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ); 2009.
- [7] França BR, Martins VC, von Krüger MA, Pereira WCA. Hydraulic circuit mimicker of the left ventricle ejection and pressure inside the aorta. In: *Proceedings of the XXII Brazilian Congress of Biomedical Engineering*, 2010 Nov 21-25, Tiradentes, Brasil, 2010. p. 375-8.
- [8] Carvalho CP, Franca BR, Martins VC, Pino AV, von Krüger MA, Pereira WCA. Simulation of the Left Coronary Flow. In: *Pan American Health Care Exchanges – PAHCE*, 2012 Mar 26-31, Miami EUA. 2012. p. 83-88.
- [9] Balacumaraswami L, Abu-Omar Y, Choudhary B. A comparison of transit-time flowmeter and intraoperative fluorescence imaging for assessing coronary artery bypass graft patency. *The J. of Thor. and Cardiovascular Surgery*, 2005, 130: 315-20.