

MODELO SIMPLIFICADO DE *PHANTOM* DE FLUXO DE ARTÉRIA CAVERNOSA PENIANA PARA CALIBRAÇÃO DE FLUXÔMETROS ULTRASSÔNICOS POR MÉTODO DOPPLER

F. A. M. Silva*, V. C. Martins*, C.M. Borba*, M. A. von Krüger*, W. C. A. Pereira*

* Programa de Engenharia Biomédica/COPPE – UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
email: fellipeallevato@yahoo.com.br

Resumo: A medição do fluxo circulatório arterial e venoso peniano é uma das principais formas de avaliação de disfunção erétil e de outras doenças penianas. O exame de ultrassom por método Doppler é o mais conhecido e utilizado para avaliação da irrigação sanguínea peniana. A calibração destes equipamentos Doppler é realizada com *phantoms* de fluxo. Este trabalho objetiva propor um modelo de *phantom* de fluxo que simule vazões encontradas nas artérias cavernosas penianas para calibração de fluxômetros Doppler. As medições de velocidade média de fluxo pelo aparelho Doppler foram comparadas com as medições experimentais, calculadas a partir da área transversal do vaso e da vazão. As médias das velocidades do fluxo dadas pelo Doppler estão próximas às obtidas pelo ensaio experimental. As velocidades medidas pelos dois métodos possuem correlação de Pearson $r = 0,96$ e regressão linear com o coeficiente angular de 1,37. Os resultados das medições foram satisfatórios, porém, há necessidade de novos estudos futuros para desenvolvimento, montagem e avaliação deste modelo de *phantom*.

Palavras-chave: Fluxo sanguíneo do pênis, ultrassom Doppler peniano, *phantom* de fluxo.

Abstract: *The measurement of penile arterial and venous flow is the main method to evaluating penile erectile dysfunction and other diseases. Doppler ultrasound is the most well known and generally used method for evaluation of penile blood supply. The calibration of these devices is performed with Doppler flow phantoms. The aim of this study is to propose a model of phantom that simulates the flow pattern in penile cavernous arteries for calibrating Doppler flowmeters. Measurements of mean flow velocity by Doppler device were compared with experimental measurements, calculated from the cross-sectional area of vessel and flow rate. Mean flow velocities given by the Doppler are close to those obtained by experimental testing. The velocities measured by the two methods have Pearson correlation $r = 0.96$ and linear regression with the slope of 1.37. The measurement results were adequate, however, there is need for further studies for future development, assembly and evaluation of this phantom model.*

Keywords: *Penile blood flow, penile Doppler ultrasound, flow phantom.*

Introdução

A medição do fluxo circulatório arterial e venoso peniano é uma das principais formas de avaliação de disfunção erétil e de outras doenças penianas [1, 2]. O exame de ultrassom por método Doppler é o mais conhecido e utilizado para avaliação da irrigação sanguínea peniana, o qual pode identificar enfermidades como impotência sexual arteriogênica ou venogênica, arteriopatia diabética, fistula arteriovenosa e doença de Peyronie [1].

A calibração de aparelhos de ultrassom por método Doppler é realizada com *phantoms* de fluxo, os quais são circuitos hidráulicos capazes de gerar padrões de fluxo conhecidos e reguláveis. A calibração do aparelho tem como finalidade aferir sua precisão, exatidão, sensibilidade e linearidade, para assim assegurar a qualidade de medição *in vivo* [3].

Diversos tipos de *phantoms* de fluxo simulam circulações sistêmicas específicas, como em coronárias, rins, cérebro, dentre outros, com objetivo de se obter uma melhor calibração para cada tipo de exame realizado com aparelhos por método Doppler. Estes *phantoms* utilizam fluidos contendo elementos dispersos, para mimetizar o sangue e suas organelas, e tubos de materiais sintéticos ou biológicos como vasos e outros tecidos que distorcem a medição [4].

Apesar da grande variedade de *phantoms* de fluxo que simulam vasos de órgãos específicos descritos na literatura, não foram encontrados exemplos que simulem o sistema circulatório peniano. Logo, perante a ampla aplicação de aparelhos de ultrassom por método Doppler para avaliação de disfunção erétil e outras doenças vasculares relacionadas ao pênis [1, 2], se faz necessária a criação de um método de calibração que garanta a confiabilidade do exame.

Este trabalho tem como objetivo propor um modelo simplificado de *phantom* de fluxo para calibração de fluxômetros ultrassônicos por método Doppler que simule tanto as características de propagação do sinal no corpo cavernoso peniano, quanto gerar fluxos pulsáteis em uma faixa compatível com aqueles em artérias cavernosas.

Materiais e métodos

O *phantom* de fluxo proposto neste estudo, Figura 1,

consiste em um sistema hidráulico composto por: um reservatório maior, item 1, com capacidade para 1000 ml; um reservatório menor, item 2, com capacidade para 100 ml; uma bomba peristáltica, item 3, modelo 102FD/R (*Watson Marlow Bredel*, EUA) um *phantom* de tecido humano cilíndrico, item 4, que simula o corpo cavernoso, e um agitador mecânico, item 5, Modelo 039 (*Tecnal*, Piracicaba, Brasil).

O sistema hidráulico foi preenchido totalmente com uma versão do fluido mimetizador de sangue humano (FMS) de Machado *et al.* (2008) [5]. Este fluido é uma solução de água destilada com 0,2% de pó de PVC, responsável pelo espalhamento do sinal, e 2,4% de glicerina, com a finalidade de mimetizar a velocidade de propagação do ultrassom (respectivamente 2 e 24 gramas em uma solução de 1000 ml). Devido à baixa concentração de soluto, considerou-se a densidade do líquido 1g.ml^{-1} .

Para este experimento foi utilizada uma balança de precisão modelo *Adventurer* (*Ohaus*, México) para medição da massa de volume ejetado pela bomba e um fluxômetro ultrassônico por método Doppler, item 6, modelo *Carefusion* (*Nicolet Versalab SE*, EUA), com seu transdutor de 8 MHz fixado por uma morsa articulada, item 7, e posicionado com o auxílio de um transferidor de acrílico (*Arquimedes*, Brasil).

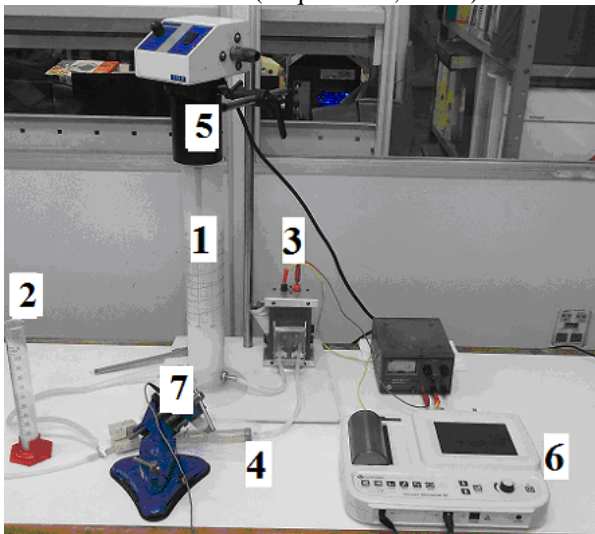


Figura 1: Componentes do sistema hidráulico: Item 1- Reservatório maior; item 2- Reservatório menor 3- Bomba peristáltica; 4- *Phantom* de corpo cavernoso (região de medição); 5- Agitador mecânico; 6- Fluxômetro ultrassônico por método Doppler; 7- Transdutor de 8 MHz fixado por uma morsa articulada.

O *phantom* de fluxo apresenta um padrão de fluxo pulsátil produzido por uma bomba peristáltica controlada por um motor elétrico de corrente contínua 6215A *Power Supply* (*HP*, EUA), que pode ter sua velocidade de rotação variada em função da voltagem de alimentação (no caso, entre 6 e 12 volts).

Ao se acionar a bomba peristáltica, item 3, o FMS do reservatório maior, item 1, é bombeado pelo sistema, até o *phantom* de corpo cavernoso, item 4, onde será realizada a medição da velocidade de fluxo com o

transdutor, e retorna ao reservatório maior. O agitador mecânico, item 5, está posicionado no reservatório maior a fim de se evitar a decantação do pó de PVC do FMS. O reservatório menor, item 2, é acoplado ao sistema hidráulico por uma chave em “T”, Figura 2, localizada entre a região de medição do fluxo e o reservatório maior. A chave em “T” permite desviar todo o fluxo do *phantom* de corpo cavernoso para o reservatório menor ou para o reservatório maior.

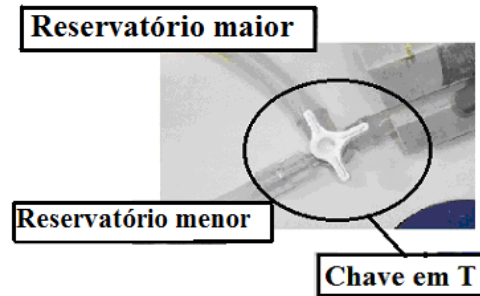


Figura 2: Chave em “T”, onde é possível direcionar o fluxo para o reservatório maior ou para o reservatório menor.

A região de medição da velocidade de fluxo, onde é posicionado o transdutor, consiste em um *phantom* cilíndrico de PVCP de 12,4 cm de comprimento e 2 cm de diâmetro externo representando um corpo cavernoso de um pênis, com uma área tubular longitudinal com $0,04\text{ cm}^2$ de secção transversa representando a artéria cavernosa, Figura 3.

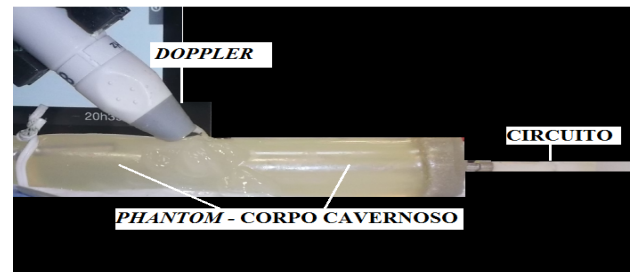


Figura 3: Região de medição do fluxo: Transdutor Doppler posicionado a 45° em relação ao vaso do corpo cavernoso.

Calibração da bomba peristáltica: A bomba peristáltica foi calibrada antes do experimento para determinar a vazão fornecida pela mesma para cada voltagem fornecida pelo motor elétrico.

Para tal, foi coletado o volume de água destilada ejetado pela bomba em 1 minuto, cuja massa em gramas foi pesada posteriormente com a balança de precisão e convertida em mililitros (densidade da água = 1 g.ml^{-1}). Foi obtido o valor médio de 05 (cinco) medições do volume ejetado pela bomba em 1 minuto para quatro diferentes voltagens do motor elétrico (6, 8, 10, 12 volts). A partir destes valores foram obtidas as vazões médias (ml.min^{-1}) e as velocidades médias de fluxo teóricas (cm.s^{-1}), com respectivos desvios padrões.

Quantificação da Velocidade de Fluxo: As medições de velocidade média de fluxo pelo aparelho de ultrassom por método Doppler e sua comparação com a

medição dada experimentalmente foram realizadas simultaneamente:

Inicialmente, o transdutor de 8 MHz foi posicionado com uma morsa articulada a um ângulo de 45°, mensurado com um transferidor de acrílico, e acoplado ao *phantom* de corpo cavernoso por meio de gel condutor ultrassônico. O aparelho de ultrassom por método Doppler do estudo permite uma janela de medição de até 13 segundos, obtendo-se assim a velocidade média do fluxo (cm.s^{-1}) dentro deste intervalo de tempo. Por isso, foram realizadas medições de 13 segundos neste estudo em cada análise. Os experimentos foram realizados utilizando-se a Escala (eixo y) = 140 cm.s^{-1} e $\text{Gain} = 1$.

O experimento foi feito por dois avaliadores. Durante o tempo de aquisição do sinal pelo equipamento Doppler (13 segundos), ajustou-se a chave em “T” para que o fluxo fosse direcionado unicamente para o reservatório menor. A abertura desta chave foi feita manualmente pelo avaliador 1, de acordo com a cronometragem do tempo de aquisição do equipamento feita pelo avaliador 2. A alteração da posição da chave em T é simultânea ao início da aquisição do sinal pelo fluxômetro. Ao final deste período, o avaliador 1 fechou novamente a chave que redireciona o fluxo somente para o reservatório maior, interrompendo-o para o reservatório menor. Assim, um determinado volume de líquido é coletado e em seguida pesado na balança para deste modo se obter a vazão Q do sistema, conforme a Equação 1,

$$Q = \frac{\text{Volume de Líquido}}{\text{Tempo}}, \quad (1)$$

onde o volume de líquido está em cm^3 e o tempo utilizado é de 13 s.

Para o cálculo da velocidade do fluxo em questão utilizou-se a Equação 2,

$$\text{Velocidade do Fluxo} = \frac{Q}{A}, \quad (2)$$

onde: vazão Q ($\text{cm}^3.\text{s}^{-1}$) corresponde ao volume coletado na proveta menor durante o tempo de aquisição do sinal (13 segundos), e área A é a área interna do tubo de silicone utilizado = $0,04 \text{ cm}^2$. Foram coletados 05 (cinco) sinais para cada velocidade da bomba peristáltica, de acordo com a tensão nominal aplicada (7 até 12 volts, de 1 em 1 volt).

Para o cálculo da velocidade média experimental, obtida com o volume ejetado pelo sistema hidráulico em 13 segundos, foi utilizada a Equação 2 com a área transversal do vaso de $0,04 \text{ cm}^2$, igual ao da região de medição do *phantom* de fluxo.

Resultados

Os valores obtidos da calibração da bomba peristáltica encontram-se na Tabela 1. Para o cálculo da velocidade média foi utilizada a Equação 2 com uma área transversal de vaso igual à presente na região de medição do *phantom* de fluxo proposto ($0,04 \text{ cm}^2$).

Tabela 1: Valores da calibração da bomba peristáltica: vazão média (ml.min^{-1}) e velocidade média de fluxo teórico (cm.s^{-1}), com desvios padrões.

Volts	Vazão média (ml.min^{-1})	Dp	Velocidade média (cm.s^{-1})	Dp
6,00	45,47	0,59	18,95	0,24
8,00	63,38	0,42	26,41	0,18
10,00	81,74	0,61	34,06	0,25
12,00	99,68	0,37	41,53	0,15

Os valores de velocidade média medidos com o fluxômetro por método Doppler e as medidas por ensaio experimental, com respectivos desvios padrões, encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2: Velocidades médias de fluxo (cm.s^{-1}) e desvios padrões: Valores obtidos como o Doppler e os calculados após ensaio experimental.

Volts	Velocidade média Doppler (ml.min^{-1})	Dp	Velocidade média Experimental (cm.s^{-1})	Dp
7,00	28,00	0,71	31,47	0,46
8,00	32,20	2,28	35,42	0,52
9,00	39,60	2,97	39,70	0,39
10,00	40,80	0,84	43,95	0,40
11,00	49,80	1,92	49,41	0,31
12,00	58,75	5,94	52,38	0,73

No gráfico da Figura 4, os valores de velocidade média (cm.s^{-1}) no *phantom* de fluxo obtidos com o equipamento Doppler são comparados com os valores obtidos experimentalmente para cada uma das voltagens do motor elétrico empregadas na bomba peristáltica, e seus desvios padrões.

No gráfico de dispersão, na Figura 5, as velocidades médias (cm.s^{-1}) obtidas experimentalmente e pelo fluxômetro para cada uma das voltagens do estudo são comparadas, assim como é apresentado o coeficiente de correlação de Pearson r (0,96) e a regressão linear com o coeficiente angular de 1,37.

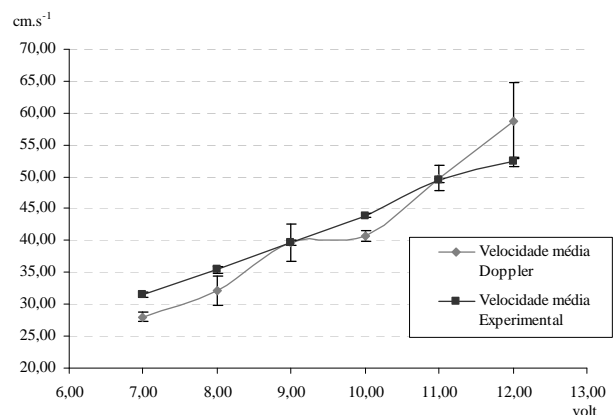


Figura 4: Gráfico de comparação entre velocidades médias de fluxo (cm.s^{-1}) obtidas como o equipamento Doppler com as calculadas após ensaio experimental e desvios padrões.

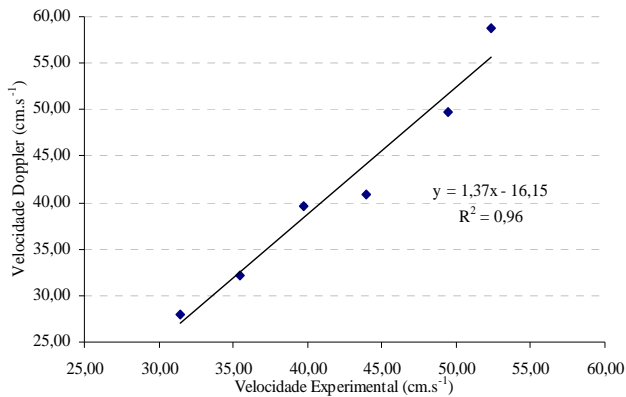


Figura 5: Gráfico de dispersão para comparação de velocidade média (cm.s⁻¹) experimental e pelo fluxômetro para cada uma das voltagens do estudo, com o coeficiente de correlação de Pearson r e a regressão linear.

Discussão

O objetivo deste estudo foi desenvolver um modelo simples de *phantom* de fluxo capaz de simular tanto as características de propagação do sinal ultrassônico no corpo cavernoso peniano quanto gerar fluxos pulsáteis em uma faixa compatível com aqueles em artérias cavernosas para ser utilizado na calibração de um fluxômetro ultrassônico por método Doppler.

Na literatura existem exemplos de *phantoms* de fluxo destinados à calibração de fluxômetros por Doppler ultrassônico com particularidades de órgãos específicos [3, 4]. Porém, não foi encontrado nenhum exemplo de *phantom* de fluxo específico de artérias penianas, apesar de exames de Doppler do mesmo ser amplamente utilizado na atualidade [1, 2], o que dificulta a comparação dos resultados deste estudo.

O *phantom* de fluxo proposto neste trabalho tem características comuns a outros métodos de avaliação de fluxômetros por Doppler, como: fluxo pulsátil, FMS [3, 4] e região de medição composta por *phantom* de PVC, o qual apresenta propriedades acústicas similares às de tecido [6].

De acordo com os resultados, Tabela 2 e Figura 4, as velocidades médias do *phantom* de fluxo dadas pelo equipamento Doppler estão próximas às obtidas no ensaio experimental. No gráfico de dispersão da Figura 5, as aquisições de velocidades médias por ambos os métodos possuem correlação de Pearson $r = 0,96$ e regressão linear com o coeficiente angular de 1,37.

Os valores de velocidade média de fluxo (cm.s⁻¹) do Doppler e a experimental, Tabela 2, são maiores que os valores encontrados na calibração da bomba peristáltica, Tabela 1, para os valores de 8, 10 e 12 Volts. Este fato pode estar relacionado à incerteza de medição, pois a calibração foi realizada com coletas de amostra em 1 minuto, enquanto os resultados com Doppler e no experimento foram em 13 segundos.

Esta metodologia é passível de incertezas, pois a abertura e o fechamento do sistema são feitos

manualmente, onde a correta posição da chave pode influenciar no volume de líquido coletado no reservatório menor. Além disso, mínimas alterações na angulação em 45 ° do transdutor e na posição do *phantom* (região de medição) podem influenciar na aquisição do sinal e, logo, na medição do fluxômetro.

Conclusão

Neste estudo, foi executado um modelo simplificado de *phantom* de fluxo artéria cavernosa peniana para calibração de fluxômetro ultrassônico por método Doppler. Os resultados das medições de velocidade de fluxo com o equipamento Doppler e por meio experimental foram satisfatórios, apesar de haver divergência destes resultados com os valores obtidos na calibração, o que demonstra necessidade de novos estudos futuros para desenvolvimento, montagem e avaliação deste modelo de *phantom*.

Agradecimentos

Ao CNPq, CAPES, projeto SUCoDiC/CYTED (Espanha) e FAPERJ pelo apoio financeiro e ao Boston Medical Group pela cessão do fluxômetro ultrassônico por método Doppler.

Referências

- [1] Kim SH, Paick JS, Lee SE, Choi BI, Yeon KM, Han MC. *Doppler* sonography of deep cavernosal artery of the penis: variation of peak systolic velocity according to sampling location. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 1994; 13:591-594.
- [2] Yavas US, Calisir C, Kaya T, Degirmenci NA. A Sign of Arteriogenic insufficiency on penile *Doppler* sonography: Retrograde flow in penile cavernosal-spongiosal communications. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2007; 26: 1643-1648.
- [3] Poepping TL, Nikolov HN, Thorne ML, Holdsworth DW. A thin-walled carotid vessel *phantom* for Doppler ultrasound flow studies. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2004; 30 (8): 1067-1078.
- [4] Poepping TL, Nikolov HN, Rankin RN, Lee M, Holdsworth DW. An in vitro system for Doppler ultrasound flow studies in the stenosed carotid artery bifurcation. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2002, 28(4): 495-506.
- [5] Machado MR, von Krüger MA, Pereira WCA. Análises Acústica, Reológica e Térmica de Um Fluido Artificial Mimetizador do Sangue Humano. In: Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 16-20 Novembro 2008 Salvador/BA, 1094-1097.
- [6] Maggi LE. Caracterização das Propriedades Acústicas de Novos Materiais Visando a Confecção de *Phantoms* Ultrassônicos [tese]. Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.