



COPPE/UFRJ

PHANTOM DE FLUXO PARA CALIBRAÇÃO DE FLUXÔMETRO
ULTRASSÔNICO POR TEMPO DE TRÂNSITO

Fellipe Allevato Martins da Silva

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Marco Antônio von Krüger
Wagner Coelho de Albuquerque
Pereira

Rio de Janeiro
Agosto de 2009

PHANTOM DE FLUXO PARA CALIBRAÇÃO DE FLUXÔMETRO
ULTRASSÔNICO POR TEMPO DE TRÂNSITO

Fellipe Allevato Martins da Silva

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Marco Antonio von Krüger, Ph.D.

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. João Carlos Machado, Ph.D.

Prof. Helio Schechtman, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

AGOSTO DE 2009

Silva, Fellipe Allevato Martins da

Phantom de fluxo para calibração de fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito / Fellipe Allevato Martins da Silva. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XII, 47p, 29,7 cm.

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 43-47.

1. *Phantom* de fluxo arterial. 2. Ultrassom. 3. Tempo de trânsito. 4. Fluxômetro. I. von Krüger, Marco Antonio *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais José Luiz e Genina, que sempre me incentivaram a buscar novos desafios e a fazer o melhor possível em tudo o que eu faço, me dando apoio e palavras de carinho durante toda minha vida.

Ao meu irmão Bruno e meus amigos de infância, que sempre estiveram presentes em todas as fases da minha vida, e por isso sou muito grato.

À minha tia Beth, sempre presente me instruindo e divertindo desde que me conheço por gente, e provavelmente antes disso também, e à minha avó Gemma, que mesmo não entendendo porque só o neto dela não sai nunca da universidade, sempre se mostrou interessada.

Aos meus padrinhos Jorge e Elizabeth e demais familiares, que mesmo estando longe participam do meu cotidiano e sempre me apóiam a cada novo empreendimento que busco.

Aos meus orientadores Marco Antonio von Krüger e Wagner Coelho, por contribuírem nessa longa e enriquecedora jornada, na qual aprendi muito e onde cresci como profissional, acadêmico, e como pessoa.

Aos meus amigos de laboratório Rejane, Vinícius, Thaís, Priscila, Daniel, Isabela, Lorena, Rodrigo, Will, Júlio, Bráulio, Maggi, Jaqueline, Francisco, João, Abílio, Christiano, Kelly, Marcelo e Guillermo que tornaram os dias de trabalho animados e inesquecíveis.

Aos docentes e funcionários do PEB, que de forma direta ou indireta contribuíram para a conclusão deste desafio.

Às Instituições CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada a COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

PHANTOM DE FLUXO PARA CALIBRAÇÃO DE FLUXÔMETRO
ULTRASSÔNICO POR TEMPO DE TRÂNSITO

Fellipe Allevato Martins da Silva

Agosto/2009

Orientadores: Marco Antonio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

Fluxômetros ultrassônicos por tempo de trânsito baseiam-se no fato de um pulso ultrassônico, ao se propagar em um meio em movimento, ter o tempo de percurso diminuído caso tenha um componente da velocidade na mesma direção e sentido do movimento, ou aumentado se estiver no sentido oposto. O emprego deste fluxômetro em Medicina permite a avaliação do fluxo sanguíneo em artérias e veias durante cirurgias cardiovasculares. Este trabalho se propôs a projetar, construir, e avaliar um *phantom* de fluxo para calibração de fluxômetros ultrassônicos por tempo de trânsito. Este *phantom* é basicamente um circuito hidráulico de vazão calibrada, composto por: tubos de silicone, que representam os vasos, preenchidos com água destilada e degaseificada, e um sistema de pressurização. Foi realizada uma modelagem simples para estimar a resistência e o Número de Reynolds do sistema projetado. Os resultados demonstram a viabilidade de produzir vazões laminares entre 4 e 106 ml/min, compatíveis com a fisiológica em pequenos vasos. O *phantom* pode ser adaptado para gerar fluxos pulsáteis e ser utilizado em fluxômetros por Doppler ultrassônico.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfilment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

FLOW PHANTOM FOR CALIBRATION OF ULTRASOUND TRANSIT TIME
FLOW METER

Fellipe Allevato Martins da Silva

August/2009

Advisors: Marco Antonio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

Ultrasound Transit-Time flowmeters are based on the fact that the time required for an ultrasound pulse to propagate a certain distance in a medium in movement decreases when its velocity component is in the same direction of the propagation speed and increases when this component is in the opposite direction. The most common application of this flowmeter is in the evaluation of blood flow of arteries and veins in heart vascular surgery. The present work is aimed towards the construction and evaluation of a flow phantom for calibration of transit time flowmeters. Basically, it is a hydraulic circuit of calibrated flow constructed with silicone tubes filled with degassed water plus a pressurization system. A basic model to estimate the resistance and Reynolds Number of the system was developed. The capability of generating laminar flows between 4 and 106 ml/min, compatible with physiological values for small vessels, was achieved. This phantom can be adapted to generate pulsatile flow and thus be employed in Doppler flowmeters.

Sumário

Capítulo I – Introdução	1
Capítulo II – Revisão Bibliográfica	5
Capítulo III – Fundamentação Teórica.....	8
III-1. Fluxômetro Ultrassônico por tempo de trânsito	8
III-1.1. Princípios físicos da fluxometria por tempo de trânsito	8
III-1.2. Fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito	10
III-2. Dinâmica dos fluidos	13
III-2.1. Fisiologia (Hemodinâmica)	13
III-2.2. Noções de Mecânica dos fluidos	15
Capítulo IV – Materiais e Métodos	21
IV-1. Materiais constituintes do <i>Phantom</i>	21
IV-1.1. Fluido	21
IV-1.2. Sistema de pressurização	21
IV-1.3 Região de Medição	23
IV-2. Operação do <i>phantom</i> de fluxo	24
IV-3. Medição de vazão e pressão	25
Capítulo V – Resultados	30
V.1. Medição da vazão.....	30
V.2. Medição da diferença de pressão.....	31
V-3. Relação da diferença de pressão com a vazão	32
V-4. Considerações sobre a mecânica dos fluidos no sistema	33
V-4.1. Estimativa do Número de Reynolds	34
V-4.2. Estimativa L_{min} para perfil parabólico de fluxo	35
V-4.3. Comparação das resistências experimental e estimada	36
Capítulo VI – Discussão	38

Capítulo VII – Conclusão	42
Referências Bibliográficas	43

Lista de Figuras

Figura (III-1). Diagrama representando o princípio físico de um fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito.	9
Figura (III-2). Fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito.	11
Figura (III-3). Diagrama de blocos do circuito eletrônico do fluxômetro (DROST, 1978).	12
Figura (III-4). Relação entre fluxo fásico nas artérias coronárias direita (ACD) e esquerda (ACE) e pressão aórtica (MELLO-AIRES, 1999).	14
Figura (III-5). (a) Diagrama representando um escoamento laminar e (b) um escoamento turbulento.	15
Figura (III-6). Comprimento equivalente adimensional (L_e/D) para trechos em curva de 90° (FOX, 1998).	18
Figura (III-7). Coeficientes de perdas específicas por acessórios (FOX, 1998). ..	19
Figura (IV-1). Representação esquemática do circuito hidráulico do <i>phantom</i> de fluxo montado para geração de fluxo contínuo. As setas indicam o sentido de movimento do fluido. A bomba tem vazão média Q e, ao ser ligada, transfere fluido da coluna $C1$ para a coluna $C2$, gerando um desnível que cresce. Um equilíbrio dinâmico é atingido quando a vazão Q em ab é igual à $Q1$ (em $cdef$). O parâmetro R é a soma de todas as resistências ao movimento do fluido em $cdef$, e ΔP a diferença de nível entre os fluidos em $C1$ e $C2$	22
Figura (IV-2). Região de medição. Consiste em uma base (quadro retangular) de acrílico onde são fixados os conectores metálicos de orifício internos cônicos. Os pares de conectores são interligados pelos tubos de silicone de parede fina em diferentes diâmetros internos.	24
Figura (IV-3). Diagrama representando montagem de experimento para medida da vazão Q a partir do volume ejetado pela bomba em um minuto.	26
Figura (IV-4). Imagem da montagem do experimento para medida de Q	27
Figura (IV-5). Escala milimetrada fixada às colunas.	28

Figura (IV-6). Diagrama representando montagem de experimento para medida da diferença de níveis nas colunas <i>C1</i> e <i>C2</i> para medição do ΔP no sistema.	28
Figura (V-1). Gráfico de vazões Q possíveis com a bomba peristáltica (em ml/min), variando a voltagem da fonte de alimentação (de 4 a 12 Volts) e os tubos de bomba peristáltica (diâmetro interno de 4,8; 3,2 e 1,6 mm).	31
Figura (V-2). Gráfico de pressão ΔP do sistema com região de medição organizada em série, em cmH ₂ O, nas diferentes voltagens (de 4 a 12 Volts).	32
Figura (V-3). Gráfico da relação de ΔP por Q na segunda potência, em cada um dos tubos da bomba peristáltica, com suas respectivas retas de regressão.	33
Figura (V-4). Gráfico da relação da variação da voltagem (de 4 a 12 Volts) e tubos de bomba peristáltica (diâmetro interno de 4,8; 3,2 e 1,6 mm), os quais geram diferentes vazões no sistema, pelo número de Reynolds. O maior Re possível no sistema é 1134,07 (fluxo ainda laminar).	34
Figura (V-5). Gráfico da relação da variação da voltagem (de 4 a 12 Volts) e tubos de bomba peristáltica (diâmetro interno de 4,8; 3,2 e 1,6 mm), os quais geram diferentes vazões no sistema, pela distância mínima L_{min} para que um fluxo de vazão contínua se torne laminar. A maior L_{min} possível no sistema é de 13 cm.	35
Figura (V-6). Gráfico da comparação do fator de resistência R (em kg/m ⁷) experimental e estimada com o <i>phantom</i> de fluxo utilizando cada um dos tubos da bomba peristáltica. Valores em função das vazões Q empregadas no experimento (em ml/min).	36
Figura (V-7). Gráfico da relação entre os fatores de resistência R (em kg/m ⁷) experimental e estimado, em cada um dos tubos da bomba peristáltica, com suas respectivas retas de regressão e coeficientes de regressão.	37

Lista de símbolos

A – área da seção transversa da tubulação (m^2)

C – velocidade média do fluxo (m/s)

C_{som} – velocidade de propagação do som no meio (m/s)

D – diâmetro interno do tubo (m)

g – aceleração da gravidade (m/s^2)

h – perda de carga no sistema (m^2/s^2)

h_c – perda de carga no sistema em áreas constantes (de geometria linear) (m^2/s^2)

h_a – perda de carga específica por acessórios no sistema (m^2/s^2)

K – coeficiente de perda de carga (adimensional)

L – comprimento de tubo horizontal (m)

L_e – comprimento equivalente a um tubo reto (m)

L_{min} – comprimento de um tubo necessário para que um fluido em seu interior apresente fluxo laminar parabólico (m)

L_{trans} – distância percorrida pelo pulso entre os transdutores (m)

l – posição arbitrária do pulso propagado ao longo do eixo L_{trans} (m)

p – pressão ($kg/(m*s^2)$)

Δp – diferença de pressão do início ao final do sistema ($kg/(m.s^2)$)

Q – vazão (m^3/s)

R – fator de resistência física intrínseco ao sistema (kg/m^7)

R_c – fator de resistência física intrínseco nas regiões de tubo reto (kg/m^7)

R_a – fator de resistência física intrínseco em acessórios (kg/m^7)

Re – Número de Reynolds (adimensional)

t_1 – tempo de trânsito dos pulsos ultrassônicos no sentido contra o fluxo (s)

t_2 – tempo de trânsito dos pulsos ultrassônicos no sentido a favor o fluxo (s)

$v_z(l)$ – vetor componente da velocidade do fluxo no eixo de propagação do pulso (z) na posição l (m/s)

z – altura em relação ao ponto de referência (m)

α – ângulo entre o eixo de propagação do pulso e o eixo do fluxo (graus)

μ – viscosidade dinâmica (kg/(m.s))

ρ – densidade (kg/m³)

Capítulo I

Introdução

Segundo a organização mundial de saúde, doenças cardiovasculares e cerebrovasculares são uma das principais causas de morte no ocidente. Isto se deve principalmente a aterosclerose, que é um processo patogênico onde há depósito heterotópico de gorduras na camada íntima das grandes artérias, assim podendo gerar placas de ateroma (MELLO-AIRES, 1999). Tais mudanças na estrutura do vaso são capazes de levar ao aparecimento de embolia, calcificação, e/ou obstrução do mesmo, que são freqüentemente corrigidas por meio de intervenção cirúrgica.

Tradicionalmente, a avaliação da perviabilidade de vasos sanguíneos e enxertos durante procedimentos cirúrgicos ou em exame clínico é feita por meio da angiografia, até hoje o padrão-ouro de avaliação (SHIN *et al.*, 2001). Neste procedimento injeta-se líquido de contraste radio-opaco por um cateter, para visualizar o trecho vascular através de tecnologias de imagem, como tomografia por raios X ou ressonância magnética. Entretanto, este é um procedimento invasivo que traz riscos, como por exemplo, trombos presos à parede do vaso serem liberados pela movimentação do cateter, podendo assim causar isquemia em algum órgão (SANISOGLU *et al.*, 2003). Além disto, a angiografia não quantifica a vazão e não permite a identificação de estenoses moderadas.

As técnicas mais recentes para medição de fluxo sanguíneo não necessitam acesso direto à luz do vaso. Os principais sistemas comerciais são os equipamentos ultrassônicos e os eletromagnéticos. O fluxômetro com transdutor eletromagnético é um método eficiente de detectar estenose de enxertos. Porém, este método é sensível à taxa de hematócrito do paciente, principalmente em vasos de menor calibre como artéria torácica interna (CANVER *et al.*, 1997, TABRIZCHI e PUGSLEY, 2000).

Os fluxômetros por ultrassom podem ser divididos em dois tipos, os baseados no efeito Doppler ou no Tempo de Trânsito. Ambos são utilizados na mensuração do fluxo, entretanto o fluxômetro Doppler depende de muitas variáveis, como por exemplo, distribuição homogênea das hemácias e da angulação do feixe do transdutor (HIROTANI *et al.*, 2001). O fluxômetro por tempo de trânsito é um método independente do padrão de fluxo, concentração de hemácias, e ângulo de insonação, sendo assim um método de medição com boa repetibilidade e reprodutibilidade (LAUSTSEN *et al.*, 1996; SANDERSON e YEUNG, 2002).

O emprego do fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito (*Transit Time Flow Meter* – TTFM) tem aumentado em cirurgias vasculares. Inicialmente era empregado somente em procedimentos cirúrgicos de artérias coronárias e vasos periféricos, mas hoje é possível utilizá-lo em procedimentos com vasos menores, como no sistema circulatório cerebral, graças à miniaturização dos sensores (NAKAYAMA *et al.*, 2001). A medição de fluxos (arteriais, venosos ou de enxertos) durante cirurgias no sistema vascular tem grande utilidade, pois possibilita maior controle da qualidade do procedimento, evitando erros operacionais que possam gerar baixo fluxo e conseqüente vasoespasma (WALPOTH *et al.*, 1998).

O TTFM permite uma avaliação intra-operatória rápida e confiável em cirurgias de revascularização do miocárdio, o que possibilita a diminuição de intercorrências no período pós-cirúrgico e aumenta as chances de sobrevivência do paciente (HIROTANI *et al.*, 2001).

O princípio de funcionamento do fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito (TTFM) baseia-se no fato de uma onda acústica, ao passar por um meio em movimento, ter seu tempo de percurso (tempo de trânsito) diminuído se estiver a favor do fluxo, ou aumentado se estiver contra o fluxo (DROST, 1978). Maiores detalhes no Capítulo III.

A qualidade da medição da vazão sanguínea em um vaso é função da precisão, acurácia, sensibilidade e linearidade do fluxômetro empregado. *Phantoms* de fluxo são empregados para avaliar estes parâmetros, sendo compostos de circuitos hidráulicos capazes de gerar padrões de fluxo conhecidos e reguláveis que podem ser usados para calibração.

Há exemplos de *phantoms* de fluxo com objetivo de avaliar fluxômetros ultrassônicos por método Doppler. Nestes há preocupação em relação ao fluido mimetizador do sangue, que deve conter partículas espalhadoras em suspensão (RICKEY *et al.*, 1995; POEPPING *et al.*, 2004). Já para o método por tempo de trânsito isso não é necessário, pois o retroespalhamento não é utilizado, mas somente a diferença do tempo de propagação de um pulso em sentidos contrário e a favor a um fluxo vigente.

Existem poucos trabalhos recentes de *phantom* de fluxo para calibração de fluxômetros ultrassônico por tempo de trânsito, e os mesmos utilizam métodos distintos para a calibração dos aparelhos. DROST (1978) fez a primeira publicação com o TTFM como método de medição independente do diâmetro do vaso ou posicionamento do sensor. Neste trabalho foi empregado um *phantom* composto de uma bomba peristáltica, para gerar fluxo pulsátil, acoplada a tubos de látex de parede fina na região de medição. AMARAL e MICHELINI (1997) calibraram seu TTFM utilizando um *phantom* composto de uma bomba peristáltica (fluxo pulsátil) ou por seringa (fluxo contínuo), e como tubos de medição utilizaram artérias carótidas retiradas de ratos. BELDI *et al.* (2000) e GROOM *et al.* (2001) calibraram o TTFM com uma bomba peristáltica e veias safenas humanas na área de medição. Estes trabalhos que utilizaram material biológico para a confecção do *phantom*, realizaram seus experimentos com uma solução salina para produzir a vazão a ser medida, com exceção de GROOM *et al.* (2001) que usou

fluido de circulação extracorporea (Normosol-R) com glóbulos vermelhos dissolvidos. Uma das empresas que comercializa o TTFM apresenta como exemplo de método de medição um *phantom* de fluxo constante, que utiliza pressão hidrostática para gerar o fluxo em tubos de látex ou poliuretano, utilizando água como fluido (TRANSONIC SYSTEM).

Atualmente não existe um método padronizado específico de calibração para TTFM. Os métodos conhecidos não apresentam um protocolo de experimento em comum e têm alto custo de execução. Logo, é necessário um método com protocolo bem definido e de fácil aquisição para calibração deste aparelho.

O presente trabalho consiste da montagem, ensaio, e calibração de um *phantom* capaz de gerar fluxos contínuos em uma faixa compatível com valores em pontes coronárias, para ser utilizado na calibração de um TTFM. Este trabalho se insere no contexto de um projeto de cooperação internacional (financiado pelo Programa *CYTED – Ciencia y Tecnología para el Desarrollo*). Esse é o primeiro estágio no desenvolvimento de um *phantom* capaz de mimetizar fluxos sanguíneos observados *in vivo*.

Capítulo II

Revisão Bibliográfica

Phantoms são corpos de prova que mimetizam propriedades de materiais, tendo como exemplo os *phantoms* ultrassônicos biológicos, os quais mimetizam propriedades acústicas de tecidos biológicos (normalmente, velocidade do som e coeficiente de atenuação). Já o *phantom* de fluxo sanguíneo é um circuito hidráulico capaz de gerar fluxos conhecidos comparáveis com os observados no sistema circulatório.

A maior parte dos *phantoms* de fluxo descritos na literatura objetiva a avaliação de fluxômetros, como o Doppler ultrassônico. Estes *phantoms* mimetizam tanto as propriedades acústicas de um vaso sanguíneo e do sangue, como também os parâmetros da circulação sanguínea. Um exemplo destes é apresentado por POEPPING (2004).

O TTFM é um método de medição que se baseia no tempo de vôo de uma onda pulsátil. A diferença da velocidade de propagação de um pulso em sentidos contrário e a favor de um fluxo vigente é a variável importante para a medição, sendo independente do retroespalhamento no meio de propagação, assim como de pequenas discrepâncias entre a velocidade de propagação assumida e a real (DROST, 1978).

Os tubos empregados na região de medição devem mimetizar as propriedades físicas do vaso, como elasticidade, complacência, espessura e atrito interno; e também as propriedades acústicas. Além disto, os vasos sanguíneos tem comportamento viscoelástico, o que significa que a resposta de suas paredes à tração varia ao longo do tempo (MELLO-AIRES, 1999).

Os tubos empregados em *phantom* Doppler são constituídos tradicionalmente de plástico ou borracha. Entretanto, materiais mais modernos, como o C-flex e o Látex,

têm velocidade de propagação mais próxima à do tecido. Contudo, tanto os materiais usuais quanto os mais modernos apresentam alto coeficiente de atenuação do ultrassom em relação ao dos vasos em tecidos biológicos (DINELEY *et al.*, 2006).

POEPPING *et al.* (2004) utilizaram silicone para reproduzir um vaso para fluxômetro Doppler ultrassônico. Por ser moldável, este material permitiu simular vários graus de estenose, e espessuras similares às encontradas nos vasos reais. O silicone é um material resistente, permitindo longevidade ao *phantom* de fluxo, a qual foi de dois anos no caso descrito por POEPPING *et al.* (2004) O material apresenta uma velocidade de propagação menor que a do tecido vivo, 1020 m/s (1540 m/s é o valor médio para tecidos moles) (WELLS, 1977). O coeficiente de atenuação é mais alto (18,1 dB/cm contra 3,0 dB/cm do tecido vivo, a 5 MHz), porém este coeficiente é próximo à linearidade com a frequência, diferente do C-flex que varia com a frequência na potência de 1,8 (POEPPING *et al.*, 2004).

Trabalhos envolvendo calibração *in vitro* de fluxômetros ultrassônico por tempo de trânsito apresentam normalmente dois tipos de sistemas de pressurização: por bombas peristálticas, como em GROOM *et al.* (2001); ou por pressão hidrostática, como, por exemplo, em GORDON (1995).

Normalmente estes *phantoms* visam gerar fluxo laminar, encontrado em vasos sanguíneos normais, o que facilita a obtenção de parâmetros para a quantificação da vazão no meio. Fluxos turbilhonares são de difícil caracterização, pois além de provocarem variações bruscas na direção do fluxo, introduzem erros nas medições por TTFM, por causar aumento da velocidade do fluxo próximo à parede do vaso onde a sensibilidade do aparelho é menor (DEAN *et al.*, 1996). GORDON (1995) demonstrou, experimentalmente, a perda da sensibilidade do TTFM em regiões próximas a estenoses, onde normalmente são gerados fluxos turbilhonares pela diminuição do

diâmetro interno do vaso de forma abrupta.

Aplicando-se uma pressurização hidrostática pode-se garantir que, na região de medição do sistema, haverá um fluxo laminar parabólico, na condição descrita na equação (1) (HEIN e O'BREIN, 1992).

$$L_{\min} = \frac{0,073\rho Q}{\mu}, \quad (1)$$

onde, ρ é a densidade, Q vazão, e μ a viscosidade dinâmica do fluido empregado, e L_{\min} representa o comprimento de um tubo (em metros) necessário para que um fluido em seu interior apresente fluxo laminar parabólico.

Os poucos métodos de calibração de TTFM utilizam os dois sistemas de pressurização já relatados. Nas regiões de medição são normalmente empregados materiais sintéticos como látex (DROST, 1978; TRANSONIC SYSTEM), e tubo de diálise (GORDON, 1995; BEDNARIK e MAY, 1995), ou se utilizam materiais biológicos, como, enxertos de veia safena de humanos (BELDI *et al.*, 2000; GROOM *et al.*, 2001) ou artérias carótidas de ratos (AMARAL e MICHELINI, 1997), carneiros (LUNDELL *et al.*, 1993) e porcos (BELDI *et al.*, 2000). Além de água, que é amplamente empregada como fluido de trabalho, nos experimentos que utilizaram materiais biológicos para a confecção do phantom, são relatados ensaios utilizando solução salina, com exceção de GROOM *et al.* (2001) que usou fluido de circulação extracorporea (Normosol-R) com glóbulos vermelhos dissolvidos.

Capítulo III

Fundamentação Teórica

Neste capítulo são descritos conceitos introdutórios a fluxômetros ultrassônicos por tempo de trânsito e a dinâmica dos fluidos em um sistema hidráulico.

III-1. Fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito

Fluxômetros são instrumentos utilizados para quantificar padrões de fluxo, utilizados em diferentes áreas de conhecimento, como Engenharia ou Saúde. A presente dissertação está focalizada num tipo de fluxômetro ultrassônico que utiliza o princípio do tempo de trânsito para avaliar fluxo sanguíneo no sistema cardiovascular.

III-1.1. Princípio físico da fluxometria por tempo de trânsito

O fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito toma como base o fato de uma onda acústica, ao se propagar por um meio em movimento, ter seu tempo de percurso (tempo de trânsito) diminuído se estiver a favor do fluxo, ou aumentado se estiver contra o mesmo (MOORE *et al.*, 2000). Na Figura III-1 está ilustrado este princípio.

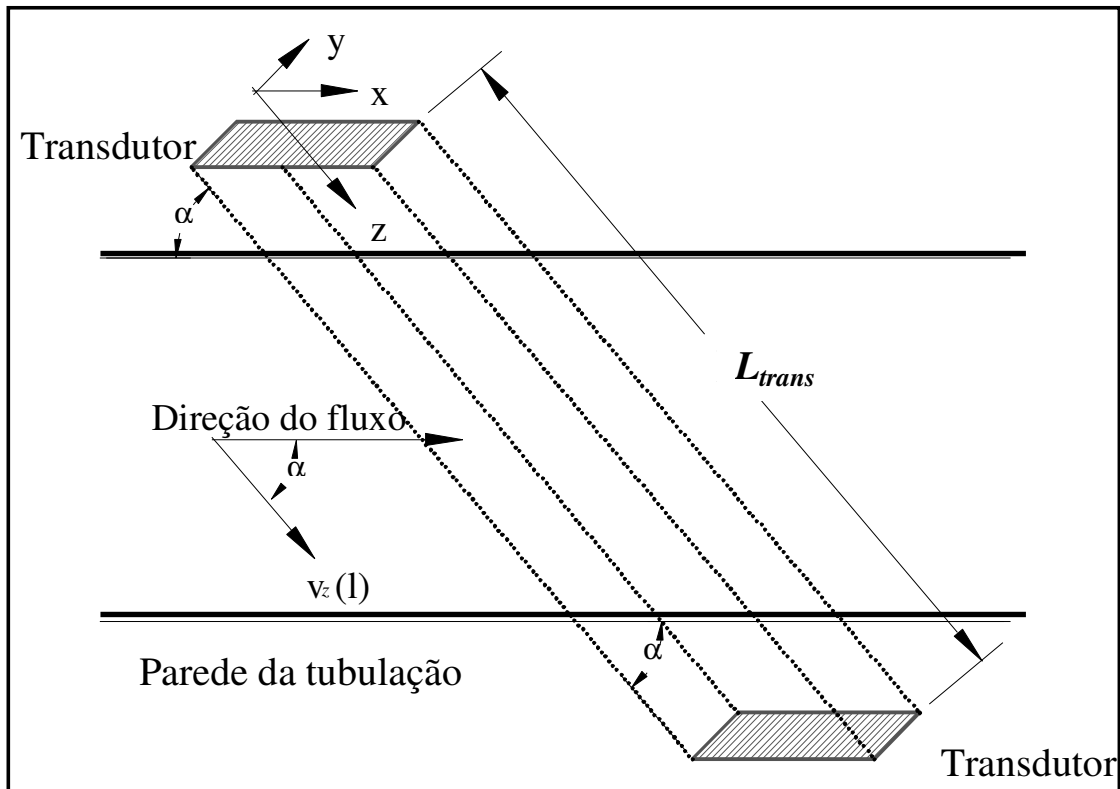


Figura (III-1). Diagrama representando o princípio físico de um fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito.

No diagrama (Fig. III-1), observa-se que a velocidade de propagação do pulso é um vetor resultante da adição da velocidade do som ao componente da velocidade do fluxo na direção da propagação (eixo Z), sendo, esta última, no mesmo sentido ou no sentido oposto à propagação (DROST, 1978).

Um trem de pulso emitido ao longo do eixo “ Z ” perpendicular ao plano “ $X-Y$ ” (Fig.III-1) do transdutor emissor, intercepta o eixo do fluxo em um ângulo α . Assumindo-se um fluxo laminar, os tempos de trânsito dos pulsos ultrassônicos nos dois sentidos, contra (t_1) e a favor (t_2) do fluxo, ao longo do eixo de propagação podem ser expressos pelas equações (2) e (3), respectivamente (DROST, 1978).

$$t_1 = \int_0^{L_{trans}} \frac{dl}{C_{som} - v_z(l) \cos \alpha}. \quad (2)$$

$$t_2 = \int_0^{L_{trans}} \frac{dl}{C_{som} + v_z(l) \cos \alpha}. \quad (3)$$

Nelas, α é o ângulo entre o eixo de propagação do pulso (que coincide com o eixo do transdutor) e o eixo do fluxo, L_{trans} a distância percorrida pelo pulso entre os transdutores, C_{som} a velocidade de propagação do som no meio, e $v_z(l)$ o vetor componente da velocidade do fluxo no eixo de propagação do pulso (z) na posição l .

Considerando que o trem de pulso cobre toda luz de um tubo com fluxo laminar em seu interior, a partir das equações (2) e (3) pode ser calculada a velocidade média do fluxo C pela equação (4). O volume de fluxo (vazão) Q no meio poderá ser então calculado, multiplicando-se C pela área A da seção da tubulação, equação (5) (MOORE *et al.*, 2000).

$$C = \frac{L_{trans} (t_1 - t_2)}{2t_1 t_2 \cos \alpha}. \quad (4)$$

$$Q = CA. \quad (5)$$

III-1.2. Fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito

O emprego deste fluxômetro em Medicina permite a avaliação do fluxo sanguíneo em artérias, veias e enxertos em cirurgias vasculares. Na Figura III-2 está representado o cabeçote típico de um destes equipamentos, que consiste em um refletor

metálico, e dois transdutores piezelétricos (proximal e distal) orientados em direções transversais, a 90° (GORDON, 1995). Quando excitado, o primeiro transdutor emite um trem de pulsos, que cruza o vaso, é refletido na superfície metálica, cruza novamente o vaso, chegando ao segundo transdutor. No instante seguinte, ocorre o inverso, o primeiro transdutor passa a receptor, e o segundo, emissor. Em ambos os percursos são medidos os tempos de trânsito médios, e para isso o feixe deve abranger toda a secção transversa do vaso.

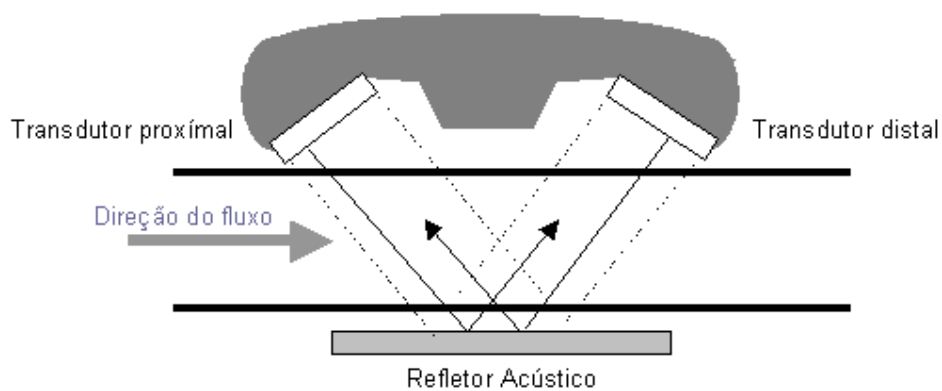


Figura (III-2). Fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito.

O objetivo de DROST (1978) foi construir o primeiro sistema, com fins médicos, para detecção direta de volume de fluxo por tempo de trânsito ultrassônico. A vantagem deste sistema é proporcionar um método de medição com um sensor que não pressione o vaso, e gere um sinal elétrico proporcional à vazão, com alto grau de independência do diâmetro, espessura de parede do vaso, e alinhamento transdutores-vaso.

O diagrama de blocos do fluxômetro é apresentado na Figura III-3 (DROST, 1978).

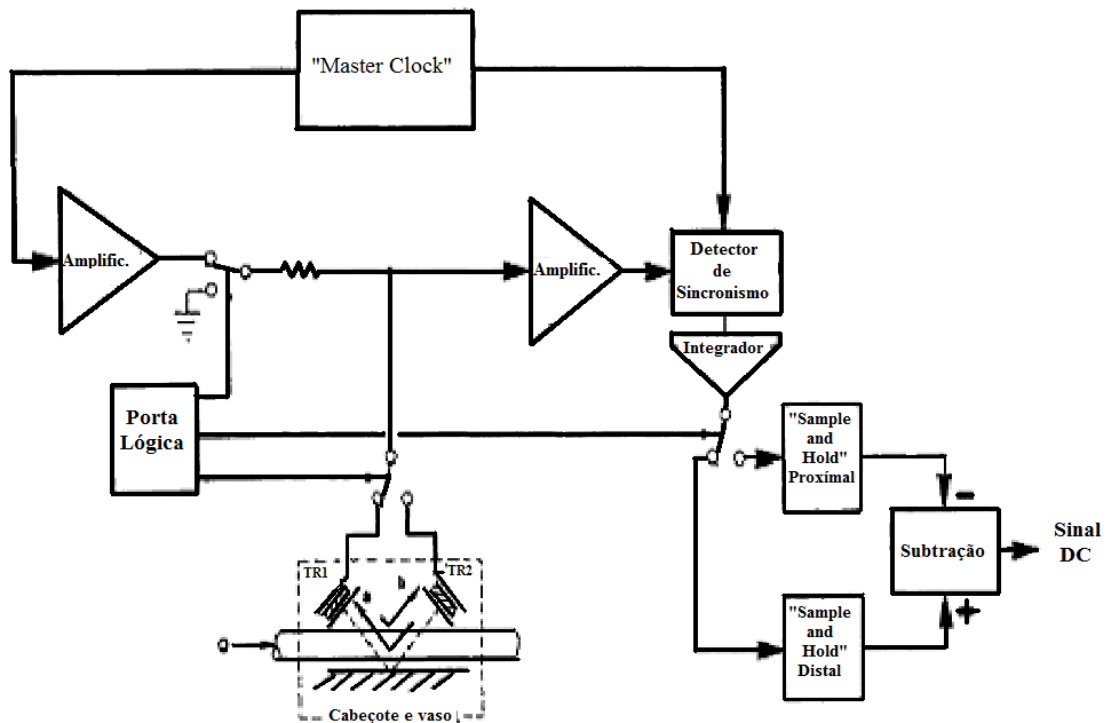


Figura (III-3). Diagrama de blocos do circuito eletrônico do fluxômetro (DROST, 1978).

O *master clock* é responsável pela geração do sinal que excita o transdutor transmissor e que é também injetado no detector de sincronismo. Uma porta lógica controla o ciclo de funcionamento do aparelho, pois determina o início da fase de emissão e de recepção de cada transdutor. No início do ciclo, a porta lógica determina a aplicação do sinal de excitação em um dos transdutores, colocando o outro no modo de recepção. O transdutor de excitação emite um trem de pulsos que dura cerca de $10\mu\text{s}$, até a porta lógica inverter a seleção, enquanto o receptor capta estes pulsos, transformando-os em sinais elétricos a serem amplificados e injetados no detector de sincronismo. A diferença de fase entre sinal injetado e sinal de referência é função do tempo de trânsito do sinal ultrassônico o qual atravessou a amostra que, por sua vez, é função do movimento do meio de propagação. Esta diferença de fase é expressa como um nível DC, após passar por um integrador, representando a velocidade média do fluido ao longo do eixo de propagação do sinal no meio. O sinal DC instantâneo é

armazenado no *sample and hold*. Quando ocorre a inversão entre transmissor e receptor, o mesmo processo se repete. A saída dos dois *sample and hold* é aplicada a um circuito que faz a subtração dos níveis DC e sua amplitude é proporcional à vazão do vaso.

Neste modelo (GORDON, 1995), o circuito de controle de tempo determina 10 μ s de emissão do trem de pulso por um dos transdutores. O pulso tem um tempo de propagação de cerca de 16 μ s até o outro transdutor, dependendo do tamanho do cabeçote e do caminho percorrido pelos ultrassom. Um intervalo de 500 μ s entre a emissão dos dois transdutores permite que todos os ecos sejam recebidos antes que a segunda metade do ciclo de mensuração comece. Assim, o circuito de subtração é atualizado, aproximadamente, a cada 1ms, para produzir a curva de volume X tempo.

III-2. Dinâmica dos fluidos

III-2.1. Fisiologia (Hemodinâmica)

O aparelho circulatório de mamíferos constitui-se de um sistema de tubos em circuito fechado, e não permite que seu conteúdo, o sangue, entre em contato direto com o meio extracirculatório. Os diferentes seguimentos do sistema cardiovascular têm características estruturais distintas, conforme a pressão a que estão sujeitos, ao volume de sangue, etc. As características estruturais e funcionais do sistema circulatório podem ser avaliadas e medidas de forma similar a qualquer sistema hidráulico fechado. O princípio físico que faz o sangue circular é a diferença do nível de energia entre os diferentes setores do circuito (MELLO-AIRES, 1999).

Nas coronárias, que são o foco desta dissertação, a circulação difere de outras partes do corpo porque a resistência ao fluxo de sangue é influenciada pelo ciclo cardíaco, de forma peculiar, como apresentado na Figura III-4. O fluxo coronário é pulsátil em consequência da pressão na aorta, onde as coronárias se originam. Porém,

devido à compressão extravascular na parede do ventrículo, existem variações fásicas no calibre em diferentes secções do leito vascular, gerando uma vazão descontínua que pode variar em casos específicos de 120 ml/min a 0 (zero) ml/min.

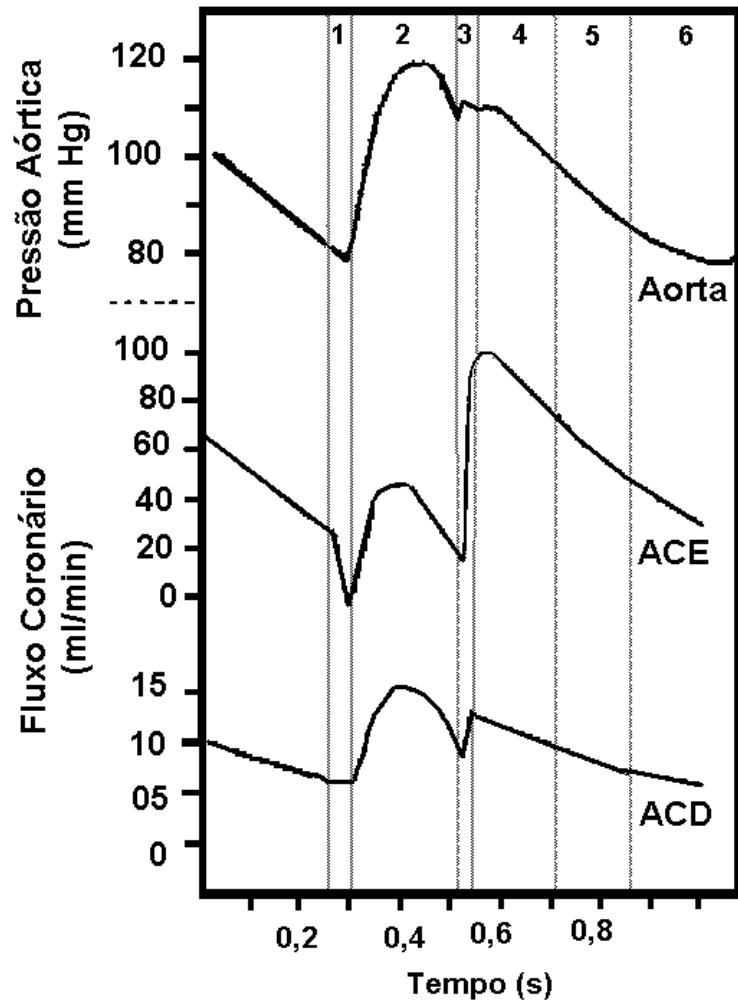


Figura (III-4). Relação entre fluxo fásico nas artérias coronárias direita (ACD) e esquerda (ACE) e pressão aórtica (MELLO-AIRES, 1999).

III-2.2. Noções de Mecânica dos fluidos

Líquidos submetidos a forças tangenciais permanecem em movimento enquanto esta força estiver sendo aplicada. O movimento se dá por deslizamento de suas partículas individuais na direção da tensão tangencial. Em líquidos reais observa-se também resistência ao deslizamento relativo entre partículas adjacentes, que é denominada viscosidade. Esta, portanto, é um dos fatores determinantes do tipo de escoamento de um líquido (MELLO-AIRES, 1999).

Escoamentos sem perdas, limitados por superfícies sólidas (tubos, dutos, válvulas e acessórios) são denominados internos. Escoamentos internos podem ser laminares ou turbulentos. O laminar é aquele no qual o fluido escoava em *laminae*, ou camadas. Nele, o perfil de velocidade das partículas vista através da seção transversal do tubo é parabólico, como na Figura (III-5.a), com uma velocidade máxima ao longo do eixo central que vai reduzindo-se progressivamente em direção às paredes. Já em um escoamento turbulento, o fluido não segue um padrão definido, onde as partículas se misturam de forma não-linear, conforme apresentado na Figura III-5.b (FOX, 1998).

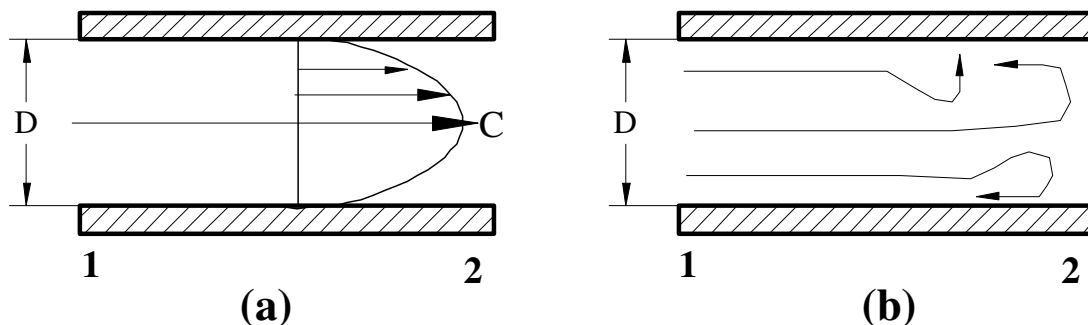


Figura (III-5). (a) Diagrama representando um escoamento laminar e (b) um escoamento turbulento.

No estudo da mecânica dos fluidos, o regime de escoamento em um duto pode ser determinado a partir do cálculo do número de Reynolds Re (equação 6):

$$Re = \frac{\rho DC}{\mu}, \quad (6)$$

que é um coeficiente adimensional, função da densidade do fluido ρ , diâmetro interno do tubo D , velocidade média de fluxo do fluido C , e viscosidade dinâmica do fluido μ . Em um escoamento interno, não controlado, o fluxo laminar corresponde a Re até 2000, e o fluxo turbulento corresponde a valores de Re acima de 3000. Valores de Re entre estes dois patamares são considerados de transição, com possibilidade de apresentar os dois tipos de fluxo. Em escoamentos laminares, o fator de atrito do líquido em relação ao duto condutor do mesmo é independente da rugosidade do duto, sendo apenas função do número de Reynolds (FOX, 1998).

Em um escoamento sem atrito, a equação (7) de Bernoulli poderia ser usada para calcular os efeitos das variações da velocidade e da altura (em relação a um ponto de referência) do circuito hidráulico. Esta equação traduz o princípio da conservação da energia. Em um escoamento sem perdas, pode-se afirmar que a soma da energia potencial gravitacional (gz), por unidade de massa, à energia potencial relacionada com a pressão do líquido (p/ρ), por unidade de massa, e à energia cinética do fluido ($C^2/2$), por unidade de massa, será igual do início ao final do trajeto (FOX, 1998).

$$\left(\frac{p}{\rho} + \frac{C^2}{2} + gz \right) = \text{constante} \quad . \quad (7)$$

Nesta equação, as variáveis relacionadas ao líquido são pressão p , densidade ρ , velocidade média de fluxo C , aceleração da gravidade g , e altura em relação ao ponto de referência z .

Já em um escoamento real, com viscosidade diferente de zero, há uma perda de energia devido ao atrito. Esta representa energia mecânica convertida em térmica, e é denominada como perda de carga h no sistema. A perda h , demonstrada na equação (8) (em m^2/s^2), é consequência da perda h_c por atrito distribuído em áreas constantes (de

geometria linear) do sistema mais a perda específica por acessórios h_a , como nas áreas de cotovelos, contrações, e outras porções do sistema de área não-constante (FOX, 1998):

$$\left(\frac{p_1}{\rho} + \frac{C_1^2}{2} + gz_1 \right) - \left(\frac{p_2}{\rho} + \frac{C_2^2}{2} + gz_2 \right) = h = h_c + h_a. \quad (8)$$

O balanço de energia expresso na equação (8) pode ser usado para avaliar a perda de carga em um tubo de áreas constantes h_c , com a posição 1 no início do tubo a posição 2 no final. Assim, $h_a = 0$, e $C_1 = C_2$; reduzindo a equação (8) para equação (9):

$$\frac{p_1 - p_2}{\rho} = g(z_2 - z_1) + h_c. \quad (9)$$

Caso o tubo seja horizontal, então $z_2 = z_1$ obtendo-se a equação (10):

$$\frac{p_1 - p_2}{\rho} = \frac{\Delta p}{\rho} = h_c. \quad (10)$$

Logo, a diferença de pressão no sistema é igual à perda de carga multiplicada pela densidade do fluido utilizado na tubulação. No caso de um escoamento laminar, a queda de pressão pode ser calculada em um tubo horizontal de comprimento L utilizando a equação (11) de Poiseuille (FOX, 1998):

$$\Delta p = \frac{128\mu L Q}{\pi D^4}. \quad (11)$$

Assim, unindo a equação (9) e a (10) obtém-se a equação (12) para calcular a perda de carga em tubos constantes (geometria linear) (h_c):

$$h_c = \frac{128\mu L Q}{\rho \pi D^4}. \quad (12)$$

A perda de carga em um trecho curvilíneo é maior do que aquela para escoamento em um trecho retilíneo de igual comprimento. A perda adicional é resultado do escoamento secundário, sendo representado de maneira conveniente por um

comprimento equivalente de tubo reto L_e , o qual substitui L na equação (12). L_e depende do raio relativo de curvatura, mostrado na Figura (III-6) para curvas de 90° (FOX, 1998).

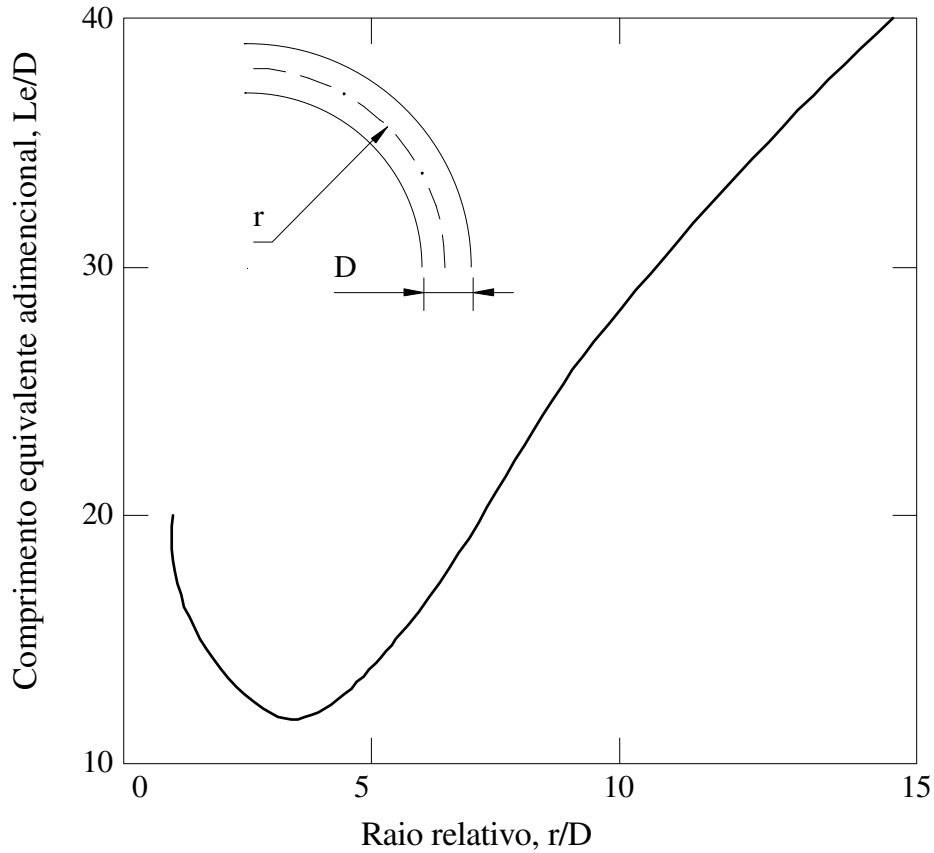


Figura (III-6). Comprimento equivalente adimensional (L_e/D) para trechos em curva de 90° (FOX, 1998).

Uma perda específica por acessório ou mudança súbita de área h_a pode ocorrer em um sistema hidráulico fechado. Essas perdas são menores se o sistema consiste em longos trechos de seção constante. As perdas de carga localizadas podem ser expressas como na equação (13), onde o coeficiente de perda K , que é adimensional, pode ser determinado experimentalmente para cada situação, ou por dados representativos encontrados na literatura. Serão apresentados os casos que aparecem nesta dissertação na Figura III-7 (FOX, 1998):

$$h_a = K \frac{8Q^2}{\pi^2 D^4} \cdot \quad (13)$$

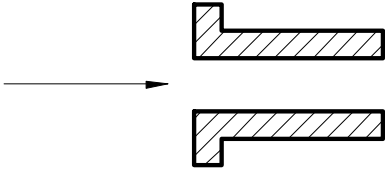
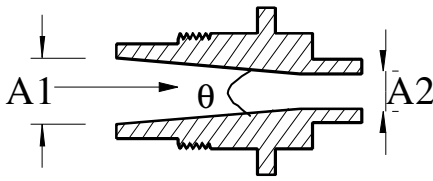
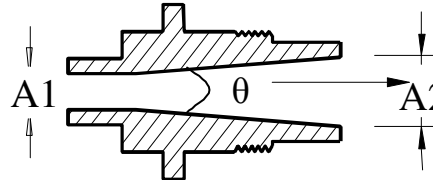
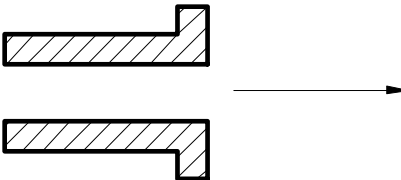
Tipo de entrada	K
Entrada com quinas vivas 	0,5
Contrações graduais 	A_2/A_1 $\theta=10^\circ$
	0,5 0,05
	0,25 0,05
	0,1 0,05
Expansões graduais 	A_2/A_1 $\theta=6^\circ$
	1,3 0,35
	2,0 0,6
	3,0 0,7
Saída com quinas vivas 	1,0

Figura (III-7). Coeficientes de perdas específicas por acessórios (FOX, 1998).

O fator de resistência física R intrínseco ao sistema pode ser considerado a soma dos fatores estruturais do *phantom* de fluxo que se interpõem a uma vazão ideal, sem perda de energia mecânica por atrito. R é relacionado às resistências nas regiões de tubo reto R_c somadas às resistências em acessórios R_a . Ao associar-se o lado direito da equação (10) ($\Delta P/\rho=h$) e a equação (13), de perda de carga em acessórios deduz-se a equação (14):

$$\Delta P = \left(\frac{K8\rho}{\pi^2 D^4} \right) Q^2, \quad (14)$$

onde K (coeficiente de perda), ρ (densidade do líquido), e D (diâmetro interno) são fatores estruturais que impõem resistência à vazão Q , gerando uma diferença de pressão ΔP . Logo, a equação (14) pode ser simplificada pela expressão: $\Delta P=R_a Q^2$, assim R_a é a resistência em acessórios.

De maneira análoga, a equação (12) e a equação (10) geram a equação (11), de Poiseuille, que pode ser reescrita da forma abaixo (equação 15),

$$\Delta p = \left(\frac{128\mu L}{\pi D^4 Q} \right) Q^2, \quad (15)$$

para, desta forma, poder ser simplificada na expressão: $\Delta P=R_c Q^2$, com R_c igual a resistência nas regiões de tubo reto. Assim, o fator de resistência R do sistema pode ser representado pela adição de R_c com R_a .

Neste trabalho, o fator de resistência estimado e o fator experimental serão apresentados no Capítulo V.

Capítulo IV

Materiais e Métodos

Neste capítulo são descritos a confecção do *phantom* de fluxo assim como os métodos para a avaliação da vazão e da diferença de pressão no sistema hidráulico.

IV-1. Materiais constituintes do *Phantom*

O *phantom* aqui descrito (diagrama na Fig. IV-1) consiste de: Fluido, Sistema de pressurização, e Região de medição.

IV-1.1. Fluido

Como fluido foram utilizados 1000 ml de água destilada e degaseificada.

IV-1.2. Sistema de pressurização

Definido como todo o circuito hidráulico com exceção da Região de Medição (*de*). Na Figura IV-1 pode-se observar o circuito que é montado com os seguintes elementos:

- (1) Bomba peristáltica (102FD/R – Watson Marlow Bredel – EUA);
- (2) Duas colunas (*C1* e *C2*), provetas de plástico com capacidade de 1000 ml, diâmetro interno de 64,5 mm, e altura de 420 mm, com conexões colocadas na base;
- (3) Tubos de interligação (*cdef*) de silicone de 6 mm de diâmetro interno e cerca de 60 cm de comprimento (no total);
- (4) Três tubos da bomba peristáltica (*ab*), para três faixas de vazão. Os tubos de silicone têm respectivamente diâmetros internos de 1,6 mm, 3,2 mm, e 4,8 mm, todos com espessura de parede de 1,6 mm e 55 cm de comprimento;
- (5) Região de medição (*de*) descrita com detalhes a seguir.

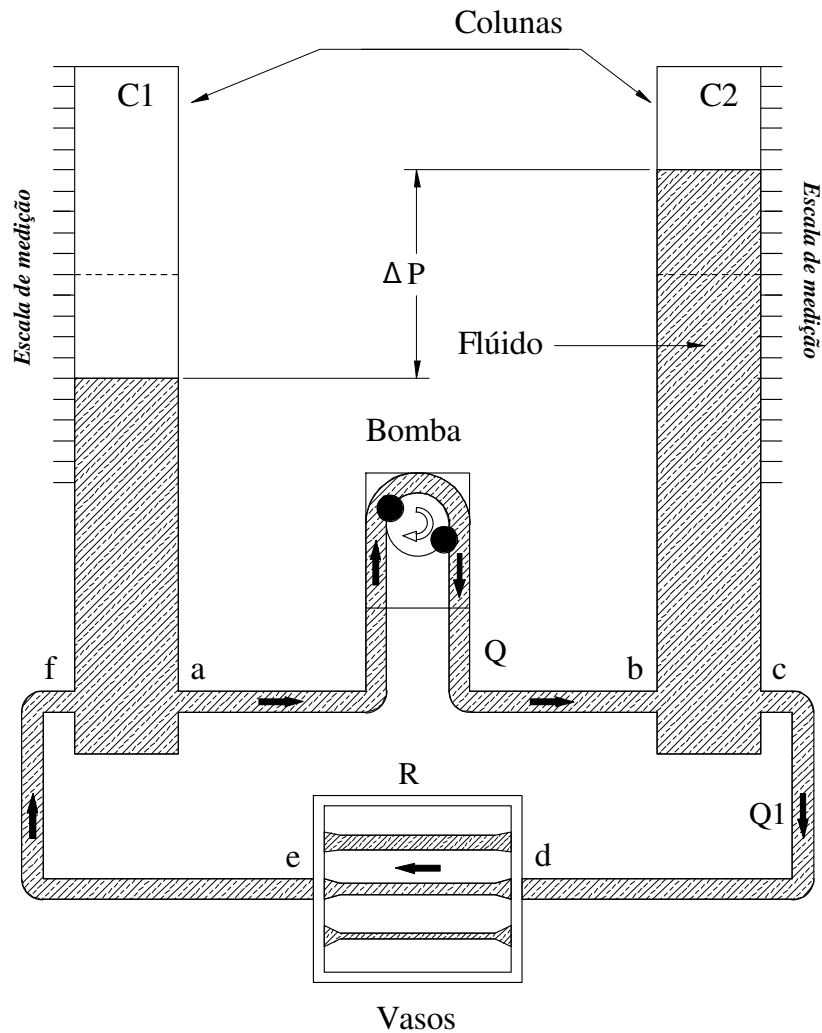


Figura (IV-1). Representação esquemática do circuito hidráulico do *phantom* de fluxo montado para geração de fluxo contínuo. As setas indicam o sentido de movimento do fluido. A bomba tem vazão média Q e, ao ser ligada, transfere fluido da coluna $C1$ para a coluna $C2$, gerando um desnível crescente. Um equilíbrio dinâmico é atingido quando a vazão Q em ab é igual à $Q1$ (em $cdef$). O parâmetro R é a soma de todas as resistências ao movimento do fluido em $cdef$, e ΔP a diferença de nível entre os fluidos em $C1$ e $C2$.

IV-1.3. Região de Medição

Na Figura IV-2, a região de medição (*de*) é onde o transdutor a ser calibrado é acoplado. Consiste numa moldura comportando três tubos com comprimento de 140 mm e diâmetro interno de dimensões similares às dos vasos (4,5 mm, 3 mm, e 2 mm). Foram empregados tubos de paredes finas (0,2 mm) para minimizar a interferência destas com o feixe ultrassônico. Os conectores são fabricados com orifício interno cônico, com ângulo de aproximadamente 6° entre as duas faces internas da secção lateral, de forma a fazer uma transição suave entre os tubos de conexão e os vasos, minimizando a formação de turbilhonamento. No experimento aqui relatado os tubos foram conectados em série, com fluxo chegando pelo tubo de maior calibre e saindo da região de medição pelo de menor calibre, para que as diferentes velocidades do fluxo estivessem disponíveis para a calibração. O tubo de interligação *cd* foi acoplado a um dos conectores do tubo de parede fina de 4,5 mm, enquanto o outro tubo de interligação *ef* foi acoplado ao conector do tubo de parede fina de 2 mm do lado oposto da moldura. As interligações entre os conectores restantes, do lado direito e esquerdo da moldura, foram realizadas com tubos de silicone de 6 mm de diâmetro interno e comprimento de 10 cm, fazendo uma curva de 180° com raio aproximado de 2 cm (Fig. IV-2).

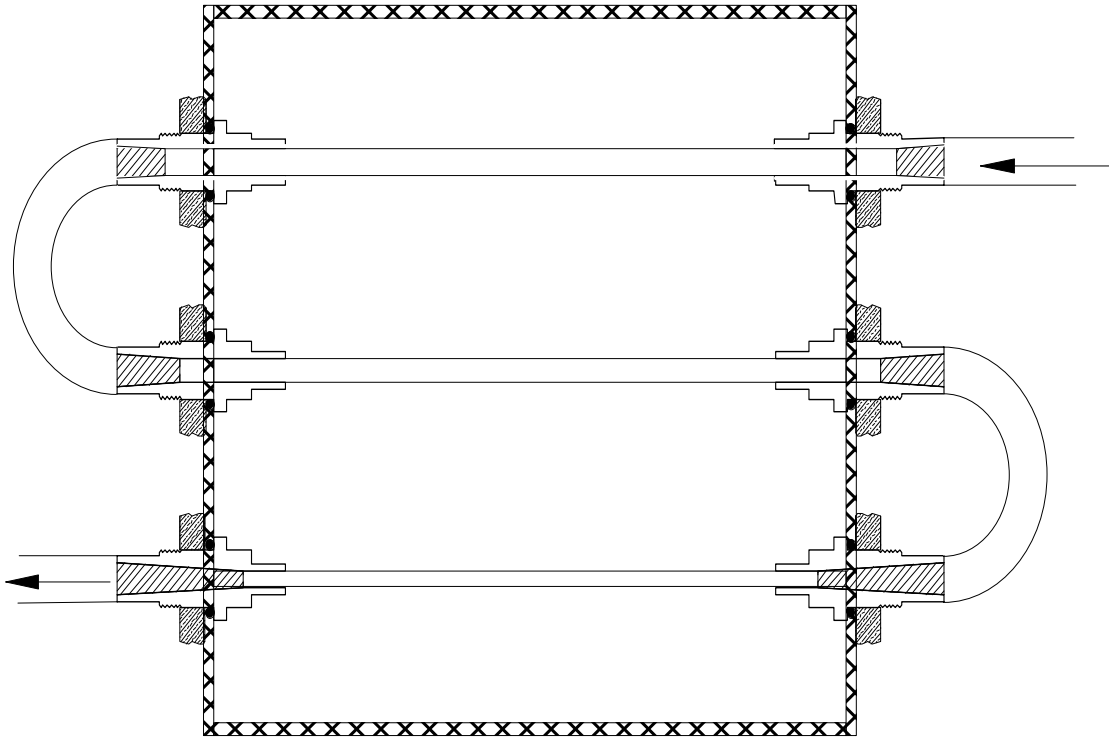


Figura (IV-2). Região de medição. Consiste em uma base (quadro retangular) de acrílico onde são fixados os conectores metálicos de orifício internos cônicos. Os pares de conectores são interligados pelos tubos de silicone de parede fina em diferentes diâmetros internos.

IV-2. Operação do *phantom* de fluxo

Estando a bomba parada, graças à conexão *cdef* não há desnível entre fluidos nas colunas *C1* e *C2*, significando que a diferença de pressão entre os pontos *c* e *f* (na base de cada coluna) é zero, ou seja, o sistema está em equilíbrio estático.

Ao se acionar a bomba, o fluido, com vazão Q se movimenta no sentido $a \rightarrow b$, gerando um desnível crescente (ΔP) entre os fluidos das colunas *C1* e *C2*, equivalente à diferença de pressão do início ao final de *cdef*, conforme visto na Figura IV-1. À medida que este desnível cresce, um fluxo $Q_I = f(\Delta P)$ é criado no sentido $c \rightarrow d \rightarrow e \rightarrow f$, tendendo a uma situação de equilíbrio dinâmico, na qual o fluxo da bomba é igual ao gerado pelo desnível (ou seja, $Q_I = Q$). Assim, a cada vazão Q proporcionada pela bomba, corresponde uma vazão idêntica Q_I , determinada pela diferença nível ΔP .

A bomba peristáltica apresenta uma resistência nominal a refluxo (612 cmH₂O) maior que a pressão máxima presente neste sistema (12 cm H₂O). Assim a vazão Q em ab é determinada apenas por sua velocidade de rotação e seu volume médio de ejeção em cada ciclo de bombeamento. Sua vazão é pulsátil e, a cada semiciclo, é bombeado sempre o mesmo volume. Seu acionamento é feito por um motor elétrico de alimentação contínua (6215A Power Supply – HP – EUA) em paralelo com um capacitor (Sangam Type 500 – EUA) de 10 μ F, com função de diminuir oscilações do motor elétrico. A velocidade de rotação pode variar em função da voltagem de alimentação (no caso, entre 4 e 12 Volts).

IV-3. Medição de vazão e pressão

A vazão Q no segmento ab foi medida a partir do volume ejetado pela bomba em um minuto. Assumindo-se que a influência da resistência encontrada pelo fluido ao se deslocar no segmento ab não afete a vazão, pode-se definir Q como função da tensão de alimentação do motor (que determina sua velocidade de rotação), e do diâmetro interno do tubo empregado na bomba. Na sua medição foram empregados: dois recipientes (Becker com 500 ml de capacidade), uma balança de precisão, um voltímetro e um cronômetro digital comercial comum, como é apresentado na Figura IV-3.

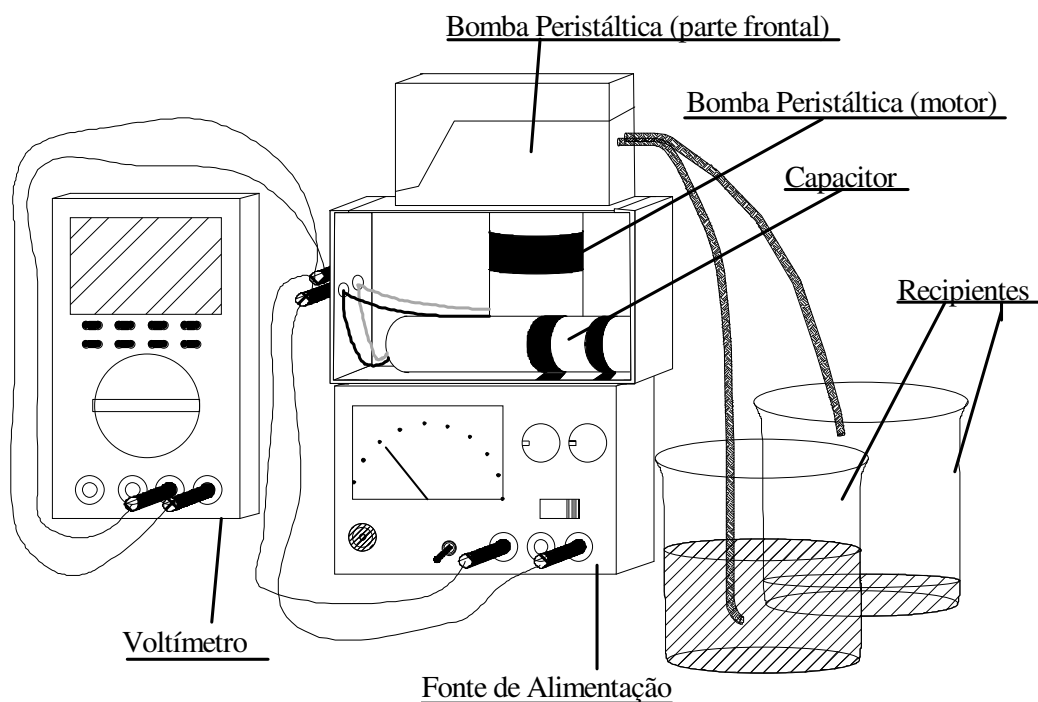


Figura (IV-3). Diagrama representando montagem de experimento para medição da vazão Q a partir do volume ejetado pela bomba em um minuto.

A medição da tensão de alimentação foi feita com um voltímetro (Tek DMM254 – Tektronix – EUA) com escala em miliVolts e precisão de $\pm 0,05$ Volts. A medição do volume foi feita pesando-se a massa de água bombeada em um minuto com uma balança (E200 – Mettler – Suíça) com escala em miligramas, precisão de $\pm 0,05$ gramas, e um cronômetro digital, com precisão de $\pm 0,05$ segundos. Na medição (Fig. IV-4), em ml/min, foram utilizados os três tipos de tubos da bomba (diâmetros internos de 1,6 mm, 3,2 mm, e 4,8 mm) para avaliar todas as possibilidades de vazão em cada uma das nove voltagens (de 12 a 4 Volts), e cada combinação foi repetida seis vezes.

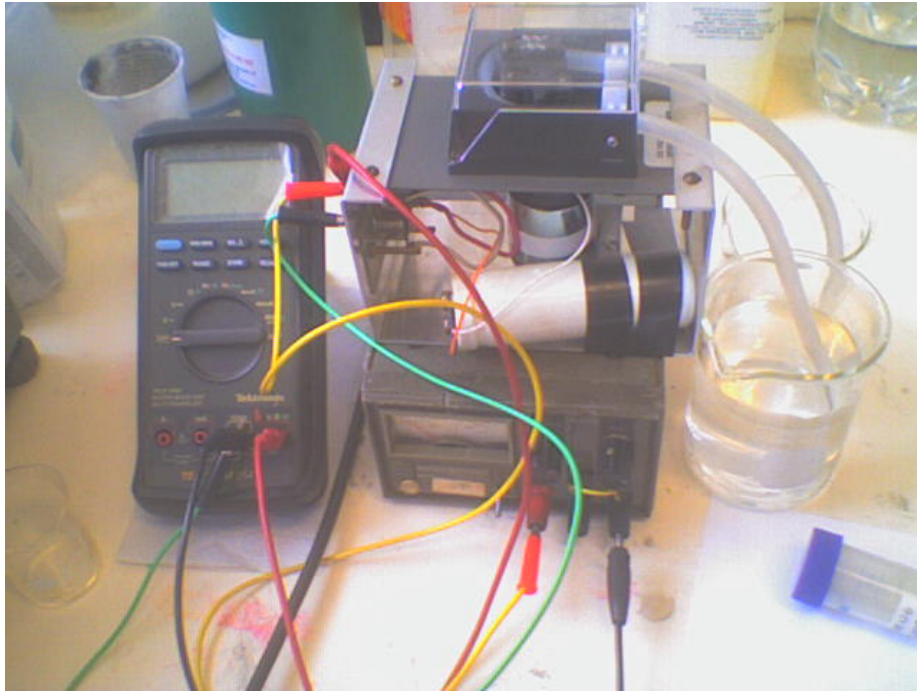


Figura (IV-4). Imagem da montagem do experimento para medida de Q .

A medição da diferença de nível entre os fluidos das colunas $C1$ e $C2$ (ΔP) no sistema hidráulico, com a bomba peristáltica ligada, foi feita utilizando-se uma escala milimetrada fixada às colunas, com precisão de $\pm 0,5$ mm, apresentada na Figura IV-5. Por esta ser a menor precisão do sistema, pode-se considerar a medição de ΔP como o fator determinante para a incerteza do método. Assim, o ΔP do sistema é obtido pelo desnível entre as colunas d'água, quando o sistema atinge seu equilíbrio dinâmico (diagrama da Fig. IV-6). Este valor é igual à diferença de pressão no sistema em centímetro de água. Na medição foram utilizados os três tipos de tubos da bomba (diâmetros internos de 1,6 mm, 3,2 mm, e 4,8 mm) para avaliar todas possibilidades de ΔP em cada uma das nove voltagens (de 12 a 4 Volts), e cada combinação foi repetida seis vezes.

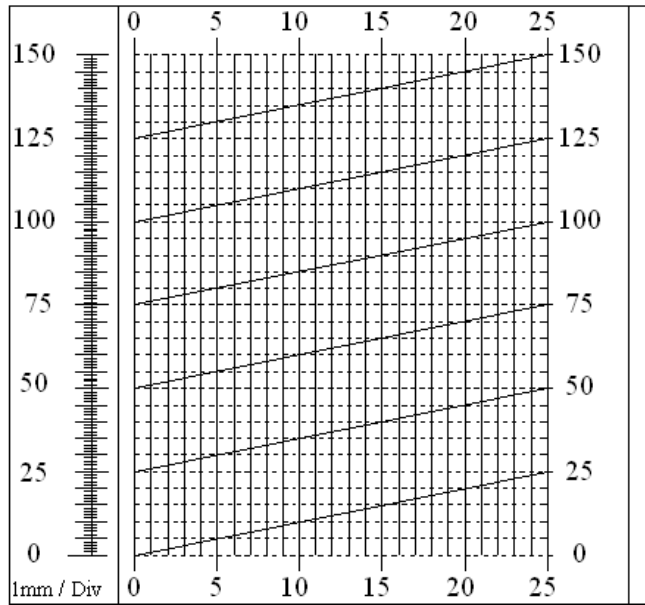


Figura (IV-5).Escala milimetrada fixada às colunas.

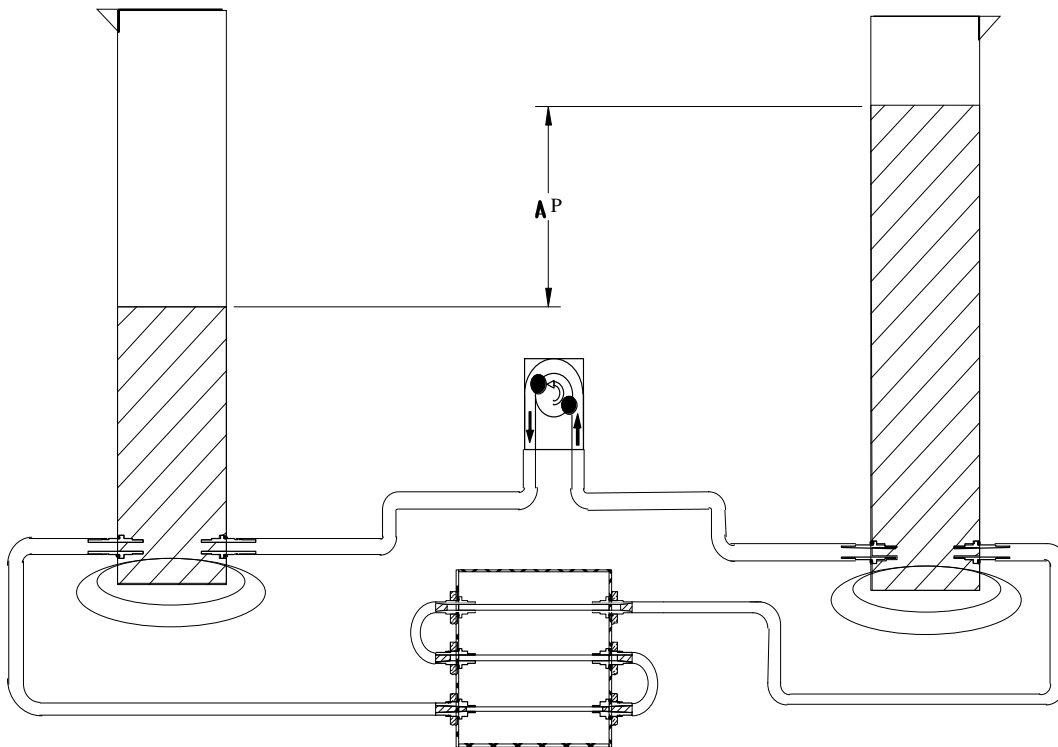


Figura (IV-6). Diagrama representando montagem de experimento para medida da diferença de níveis nas colunas C1 e C2 para medição do ΔP no sistema.

Os resultados obtidos foram avaliados por meio de análise estatística, em planilha Microsoft Excel 2000. Foram obtidos média e desvio-padrão das medições de vazão (Q) e de diferença de pressão (ΔP), e utilizado regressão linear para comparar a resistência do sistema hidráulico obtida experimentalmente e a estimada com as equações do capítulo III.

Capítulo V

Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos a partir da montagem experimental descrita no capítulo IV. São analisadas as características do *phantom* de fluxo proposto para calibração de um fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito. Dentre estas estão a faixa de vazões possíveis (ml/min) e as diferenças de pressão produzidas no sistema (trecho *cdef*) em cmH₂O. É também ilustrada a análise da dinâmica dos fluidos, onde é feita a comparação entre a resistência do sistema obtida experimentalmente e a calculada de acordo com as equações descritas no Capítulo III.

V-1. Medição da vazão

As medições realizadas na vazão da bomba cobriram toda a faixa de variação possível pela combinação das tensões de alimentação variáveis de 4 a 12 Volts com os diâmetros dos tubos internos de: 1,6 mm, 3,2 mm, e 4,8 mm. Os resultados, apresentados no gráfico da Figura V-1, variaram de $4,43 \pm 0,14$ ml/min a $106,88 \pm 0,21$ ml/min.

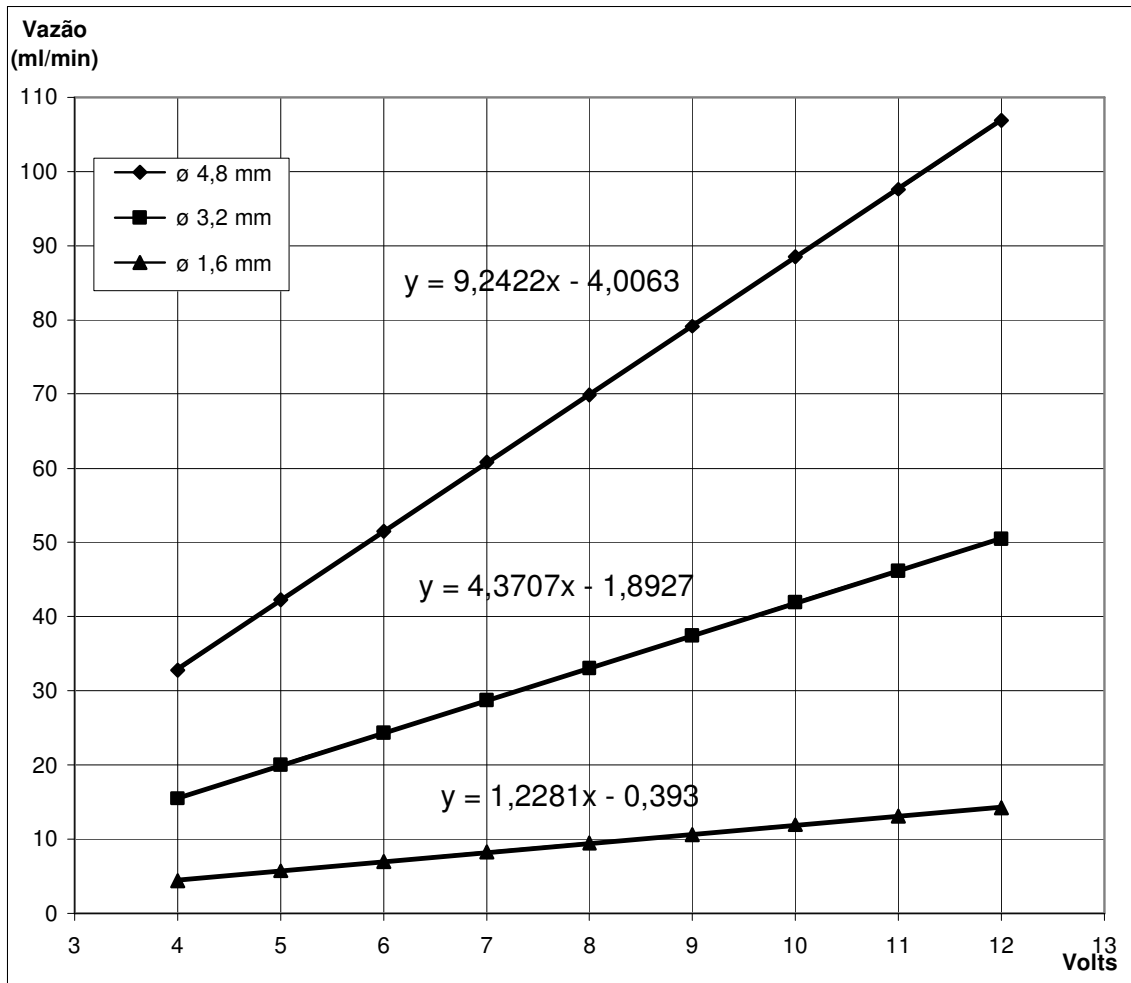


Figura (V-1). Gráfico de vazões Q possíveis com a bomba peristáltica (em ml/min), em função da voltagem da fonte de alimentação (de 4 a 12 Volts) e os tubos de bomba peristáltica (diâmetro interno de 4,8; 3,2 e 1,6 mm).

V-2. Medição da diferença de pressão

A avaliação da diferença de pressão do sistema (ΔP), na região *cdef* (Fig IV-1), foi obtida para as nove voltagens da fonte de alimentação, e com os tubos da região de medição (trecho *de*) colocados em série (Fig IV-6). Os resultados variaram de um valor 0,2 cmH₂O a 12,53±0,82 cmH₂O, apresentados no gráfico da Figura (V-2).

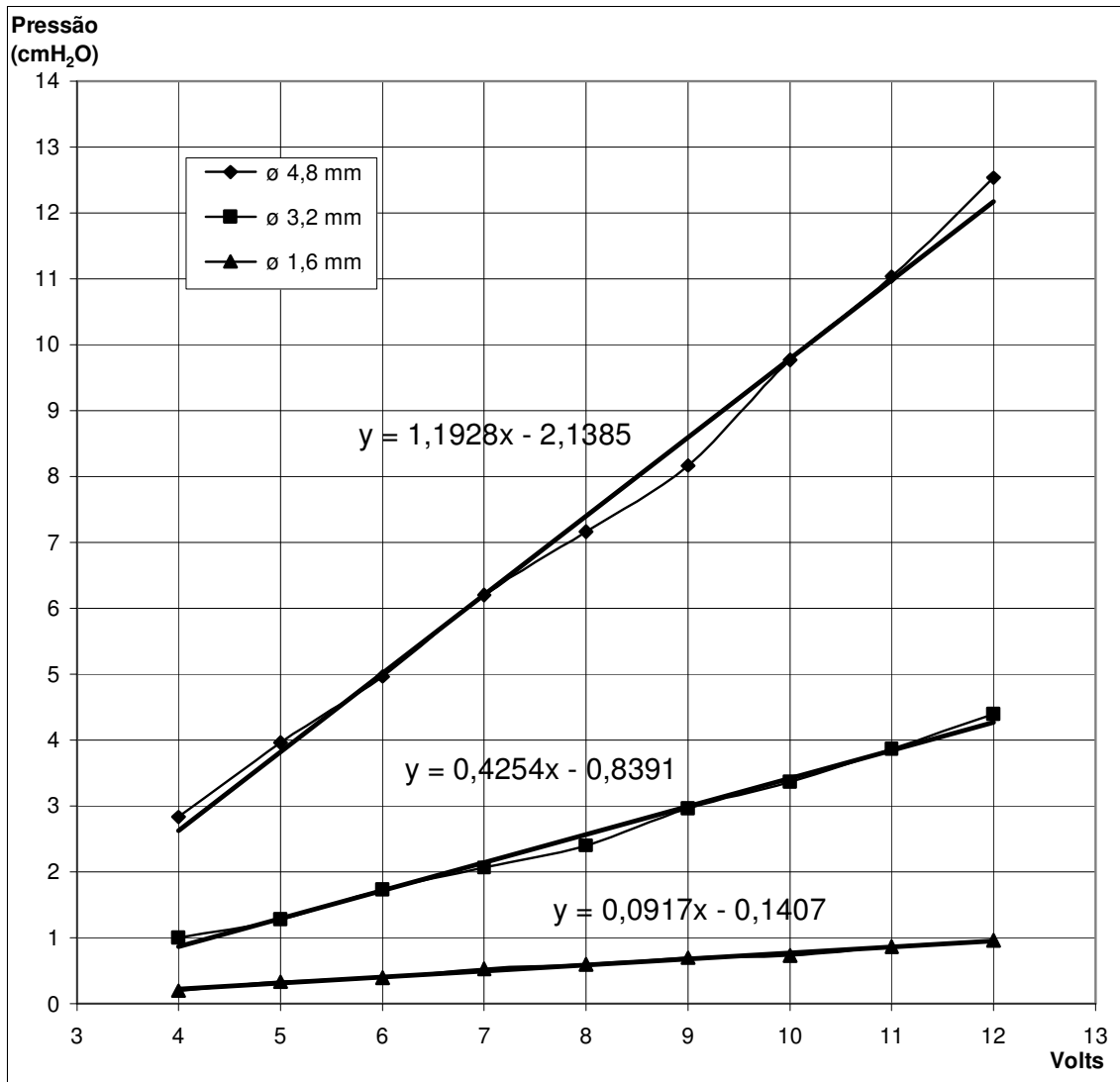


Figura (V-2). Gráfico de pressão ΔP do sistema com região de medição organizada em série, em cmH₂O, em função das diferentes voltagens (de 4 a 12 Volts).

V-3. Relação da diferença de pressão com a vazão

Na Figura (V-3) é representado o gráfico da relação pressão (ΔP) por vazão (Q). É possível observar que a relação é aproximadamente linear e também dependente do diâmetro do tubo.

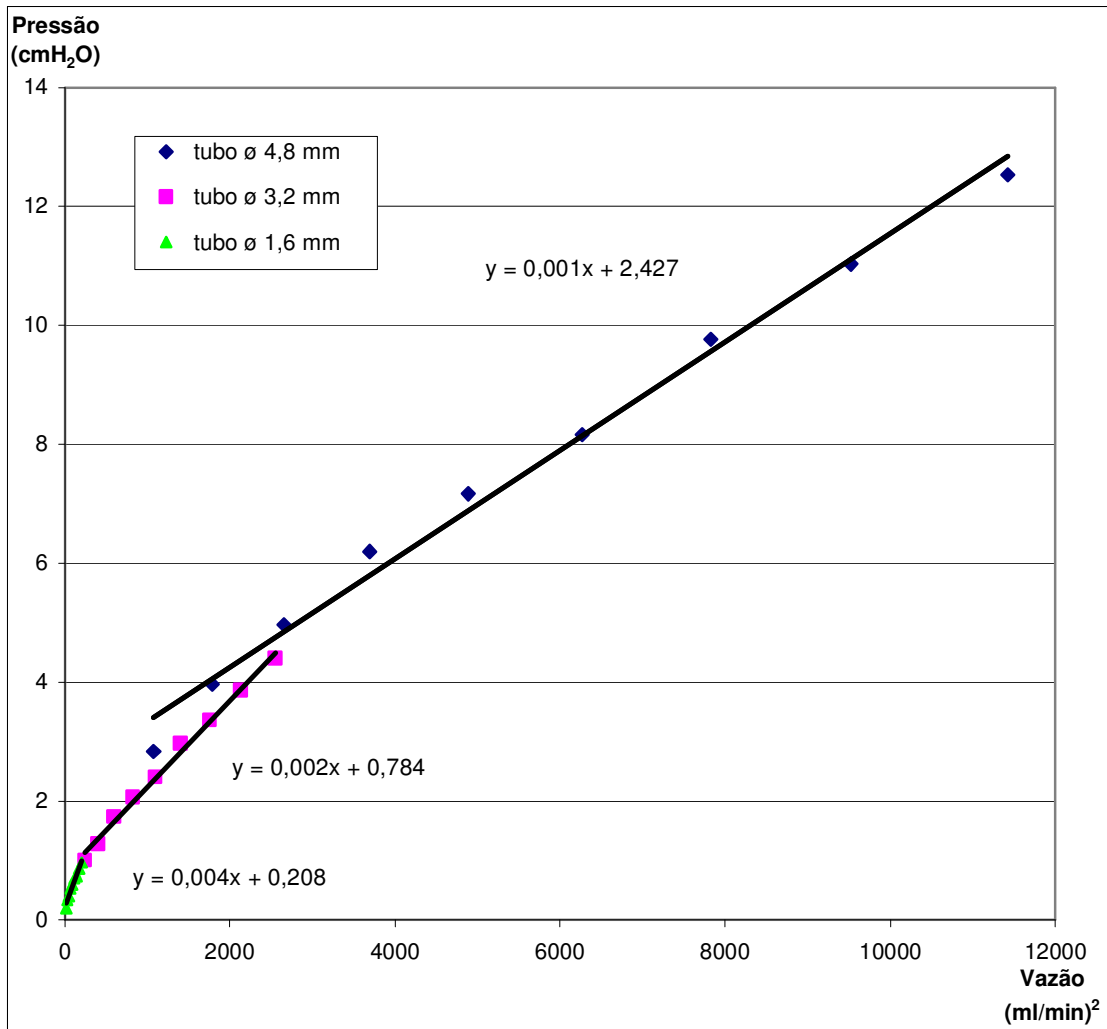


Figura (V-3). Gráfico da relação de ΔP por $(Q)^2$, em cada um dos tubos da bomba peristáltica, com suas respectivas retas de regressão.

V-4. Considerações sobre a mecânica dos fluidos no sistema

Por meio das medidas de vazão experimental e de dados referentes às características físicas do sistema hidráulico do *phantom* de fluxo, foi possível estimar parâmetros relacionados à mecânica dos fluidos, como Número de Reynolds Re , a distância mínima L_{min} , e o fator de resistência R esperado. Maiores detalhes destes parâmetros são descritos a seguir.

V-4.1. Estimativa do Número de Reynolds

Como foi visto (item III-2.2), o número de Reynolds Re define se um fluxo é laminar ou não e pode ser calculado pela equação (6). Nela, C foi obtido dividindo Q experimental pela área do menor raio de tubo no sistema, e foram utilizados os valores de 1000 Kg/m^3 para a densidade da água ρ e 10^{-3} Kg/s.m para viscosidade dinâmica μ . Assim, pode-se obter a faixa de valores de Re para cada uma das vazões possíveis no tubo de parede fina da região de medição (de) de 2 mm (por ser o menor diâmetro dentro do sistema), apresentado no gráfico da Figura V-4.

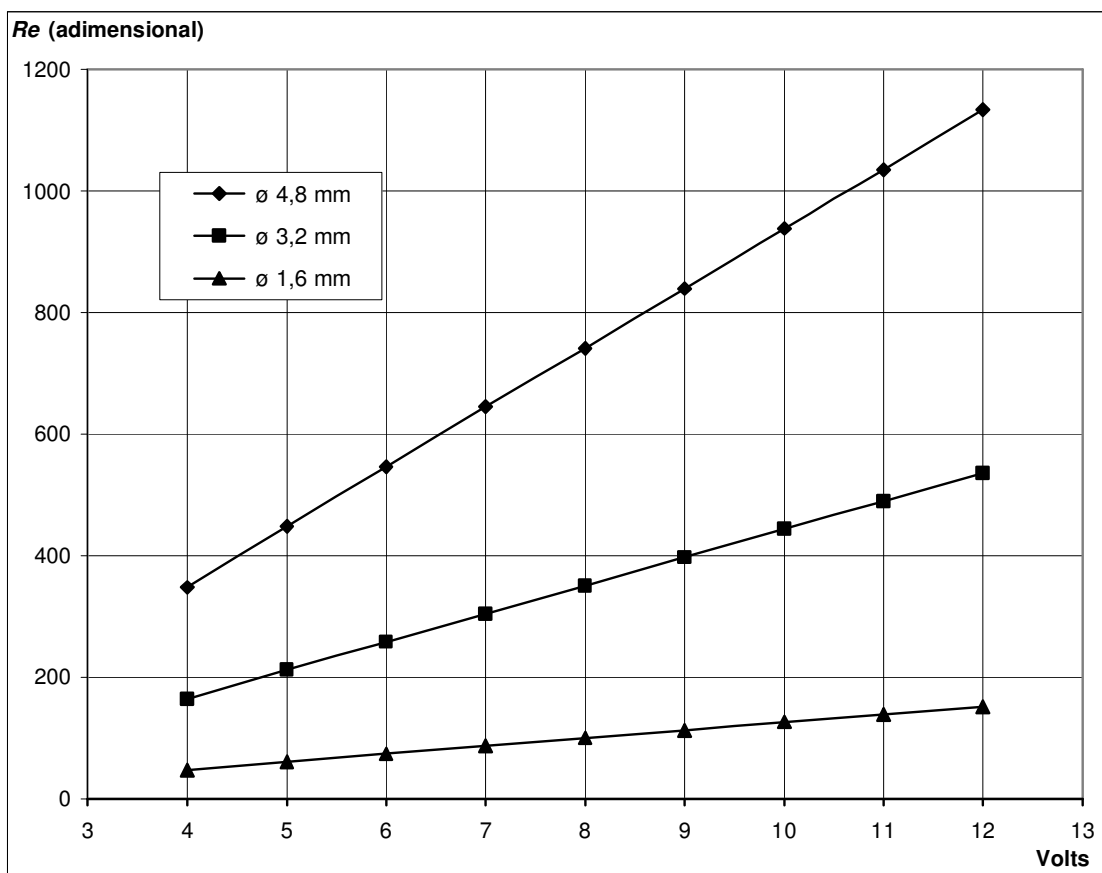


Figura (V-4). Gráfico da relação do número de Reynolds em função da variação da voltagem (de 4 a 12 Volts) e tubos de bomba peristáltica (diâmetro interno de 4,8; 3,2 e 1,6 mm), os quais geram diferentes vazões no sistema. O maior Re possível no sistema é 1134,07 (fluxo ainda laminar).

V-4.2. Estimativa L_{min} para perfil parabólico de fluxo

A distância mínima L_{min} para um fluxo de vazão contínua se tornar laminar com perfil parabólico pode ser calculada com a equação (1) (HEIN e O'BRIEN, 1992). Portanto, pode-se obter o valor do L_{min} na região de medição (de) em cada uma das vazões possíveis no sistema, apresentado no gráfico da Figura V-5.

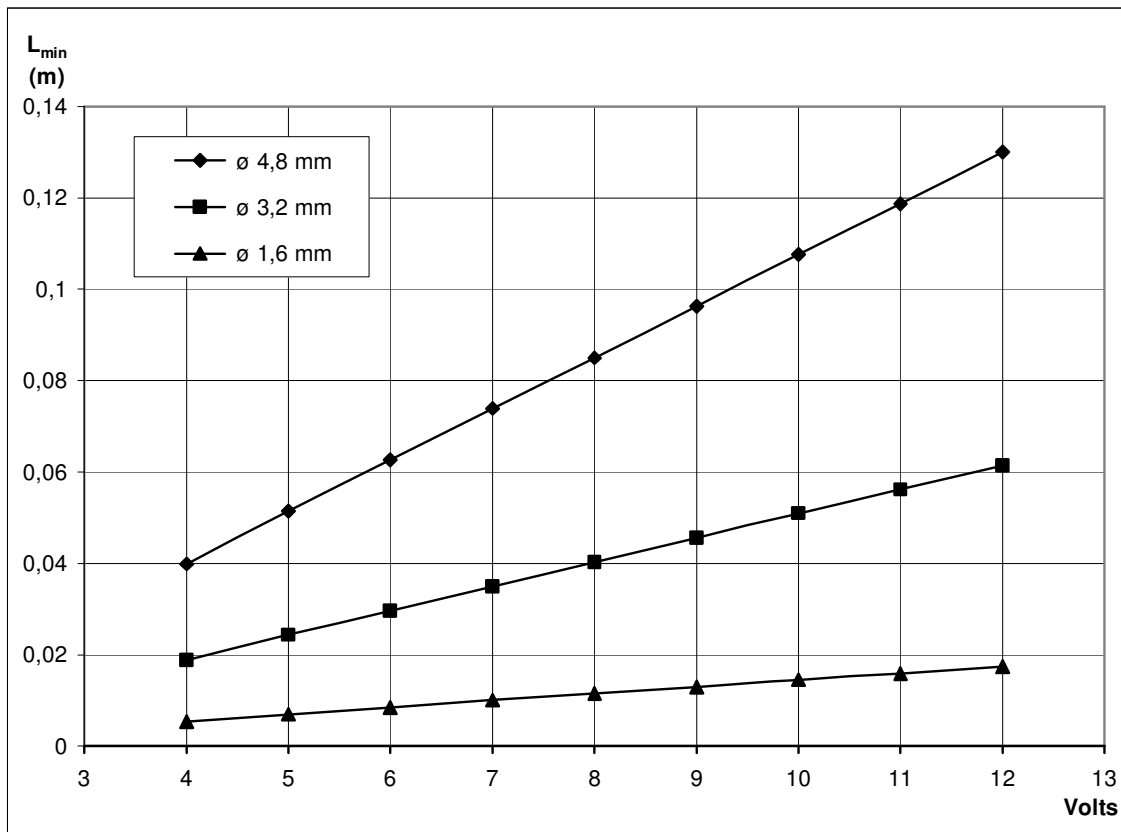


Figura (V-5). Gráfico da relação da distância mínima L_{min} para que um fluxo de vazão contínua se torne laminar em função da variação da voltagem (de 4 a 12 Volts) e tubos de bomba peristáltica (diâmetro interno de 4,8; 3,2 e 1,6 mm), os quais geram diferentes vazões no sistema. A maior L_{min} possível no sistema é de 13 cm.

V-4.3. Comparação das resistências experimental e estimada

O R estimado é calculado a partir da adição das R_a as R_c do phantom, definidos nas equações (14) e (15), conforme a estrutura do phantom definida no Capítulo IV. O cálculo do R experimental se baseia na equação (15) e é obtido como a diferença de pressão medida ΔP dividida pelo quadrado da vazão experimental Q . No gráfico da Figura V-6, são comparados os valores do fator R obtidos de ambas as formas.

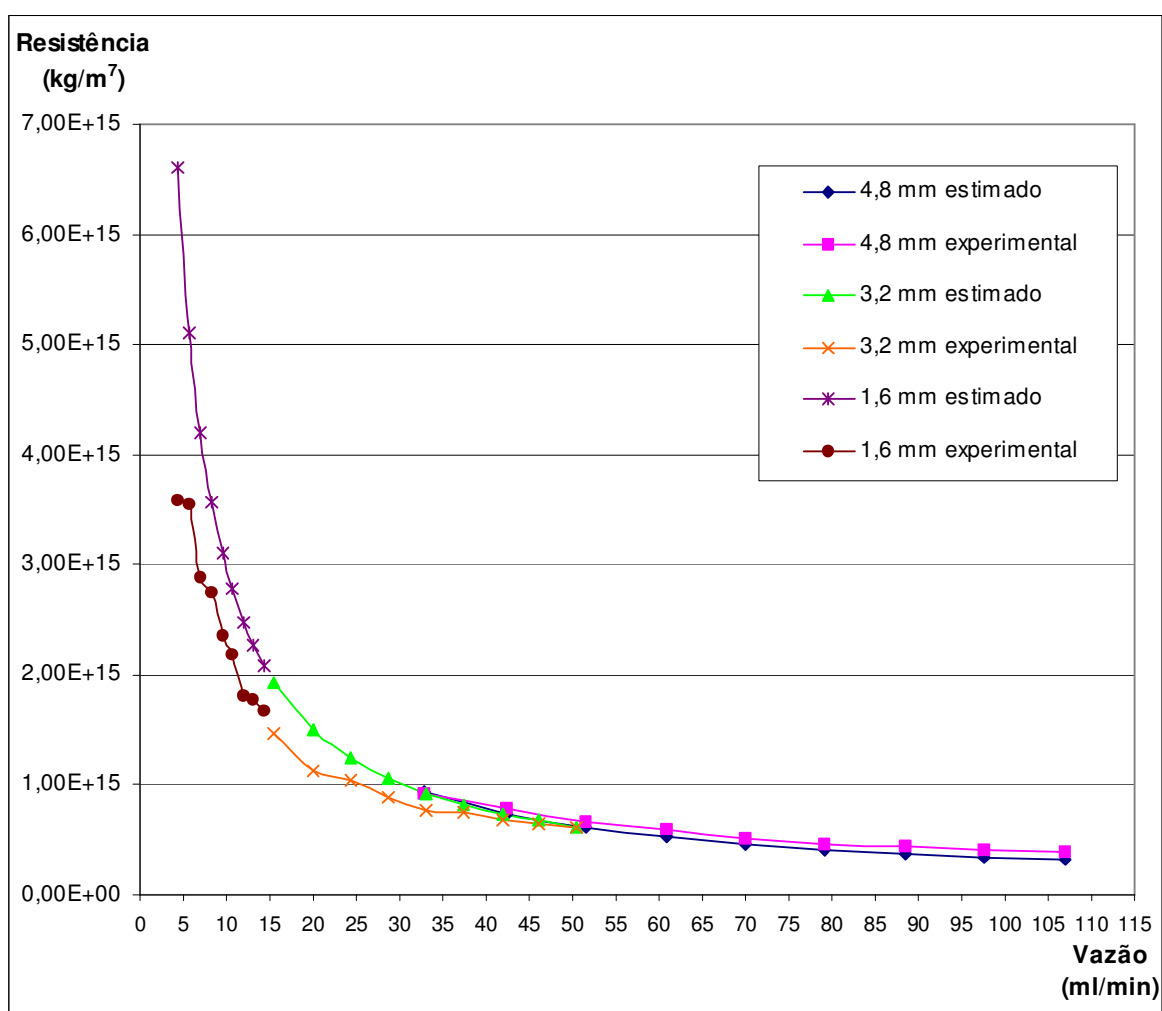


Figura (V-6). Gráfico da comparação do fator de resistência R (em kg/m^7) experimental e estimada com o *phantom* de fluxo utilizando cada um dos tubos da bomba peristáltica. Valores em função das vazões Q empregadas no experimento (em ml/min).

Em uma comparação das médias de fatores de resistência experimental e estimada utilizando regressão, gráfico da Figura V-7, obteve-se o valor estatístico $R^2 = 0,99$ para o tubo da bomba peristáltica de 4,8 mm de diâmetro interno, $R^2 = 0,99$ para o tubo da bomba peristáltica de 3,2 mm de diâmetro interno, e $R^2 = 0,92$ para o tubo da bomba peristáltica de 1,6 mm de diâmetro interno. Logo, pode se assumir que as médias dos fatores de resistência experimental e estimada são similares.

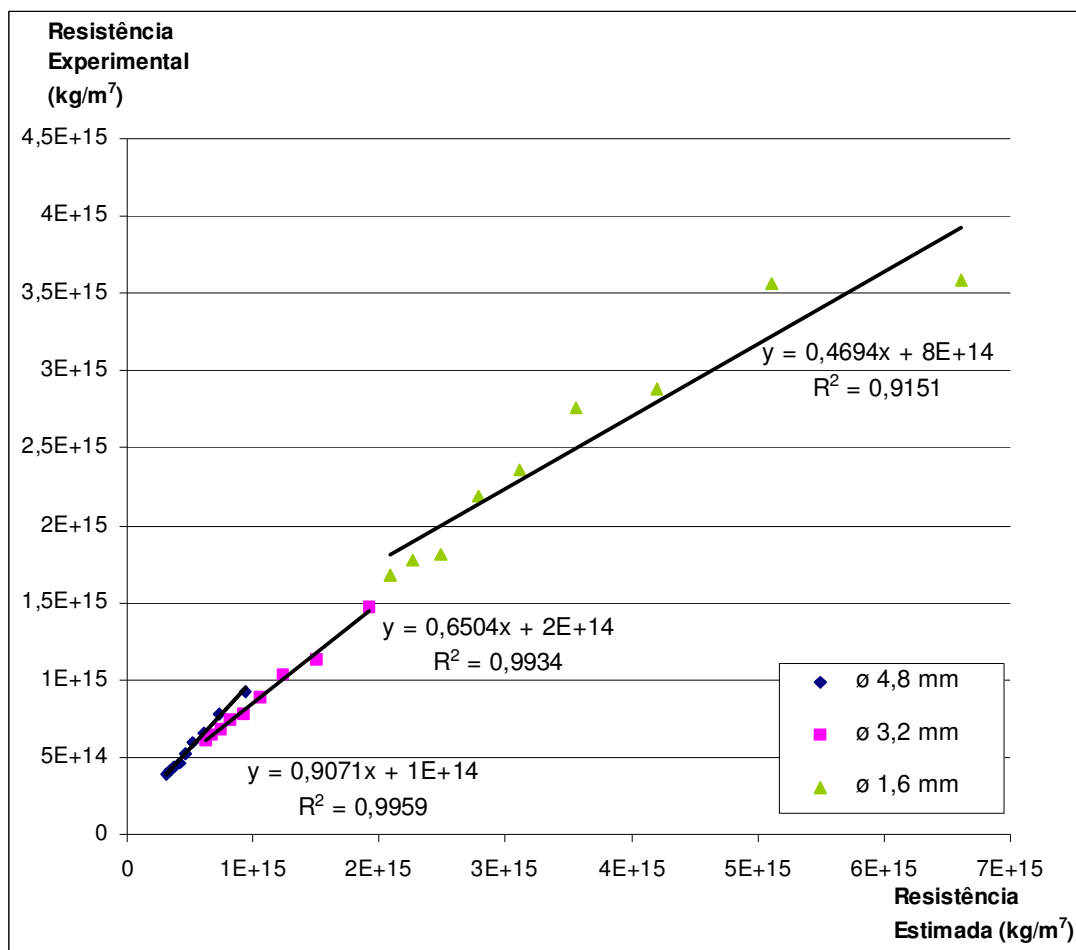


Figura (V-7). Gráfico da relação entre os fatores de resistência R (em kg/m^7) experimental e estimado, em cada um dos tubos da bomba peristáltica, com suas respectivas retas de regressão e coeficientes de regressão.

Capítulo VI

Discussão

O objetivo deste estudo foi desenvolver um *phantom* de fluxo capaz de gerar fluxos contínuos em uma faixa compatível com aqueles em pontes coronárias, para ser utilizado na calibração de um fluxômetro TTFM.

A literatura apresenta poucos trabalhos de métodos de calibração específicos para fluxômetros baseados em tempo de trânsito ultrassônico. Além destes, existem exemplos de *phantoms* de fluxo destinados à calibração de aparelhos de medição por Doppler ultrassônico, mas estes, apesar de utilizarem métodos possíveis de avaliar o comportamento do TTFM, não são específicos para o mesmo, tendo características adicionais não necessárias a esta medição.

Phantoms de fluxo destinados a aparelhos que utilizam o método Doppler ultrassônico necessitam de fluidos que mimetizem o espalhamento das organelas do sangue. Este tipo de fluido não é necessário para fluxômetros do tipo TTFM, pois estes utilizam apenas a diferença dos tempos de vãos de um pulso no sentido contrário e a favor do fluxo.

O método de medição por TTFM não exige que as propriedades do som nas paredes do tubo sejam idênticas às do vaso, pois a influência destas é anulada naturalmente pelo procedimento de subtração dos tempos de trânsito. Ainda assim, foram empregados neste trabalho tubos de silicone de parede fina, para que a interferência (atenuação) no sinal recebido pelo aparelho a ser testado seja mínima. A opção pelo silicone se deveu à sua estabilidade e por apresentar a atenuação e velocidade de propagação favoráveis, conforme POEPPING *et al.* (2004), que utilizaram tais tubos em *phantoms* para fluxômetro por Doppler ultrassônico. No *phantom* descrito nesta dissertação o fluxo é constante, portanto, a despeito de um

transiente inicial, o comportamento viscoelástico dos tubos utilizados não é evidenciado.

Neste trabalho, optou-se por simular uma vazão de regime contínuo, pois isto facilita a obtenção de um fluxo laminar, uma vez que ocorrem erros de medição pelo TTFM quando o fluxo é turbilhonar, conforme descrito por GORDON (1995) e DEAN *et al.* (1996). No *phantom* apresentado nesta dissertação, a vazão é gerada por meio de pressurização hidrostática (diferença de altura de colunas d'água), a fim de se garantir um fluxo laminar na região de medição para calibração do TTFM. As duas colunas têm a função de amortecer oscilações de vazão originárias da bomba peristáltica. Graças à grande diferença entre o diâmetro nas colunas e o diâmetro dos tubos utilizados na bomba peristáltica, a variação do nível d'água nas colunas é desprezível. Se necessário, é possível gerar um fluxo pulsátil eliminando as colunas do circuito.

Phantoms de fluxo para calibração de TTFM descritos na literatura utilizam diversos materiais e métodos para atingir o seu objetivo. Alguns apresentam similaridade com o *phantom* apresentado nesta dissertação. Não foi encontrada nenhuma citação de *phantom* de fluxo para TTFM projetado com tubos de silicone nas regiões de medição, porém, a água tem sido o fluido mais utilizado (DROST, 1978; GORDON, 1995; BEDNARIK e MAY, 1995), exceto quando o fluido foi solução salina, nos casos em que veias e artérias foram empregadas (LUNDELL *et al.*, 1993, AMARAL e MICHELINI, 1997, BELDI *et al.*, 2000; GROOM *et al.*, 2001). A utilização de sistemas de pressurização por pressão hidrostática para calibrar o TTFM foi encontrado somente no manual de calibração da TRANSONIC SYSTEM. GORDON (1995) utilizou uma câmara pressurizada com um ventilador mecânico para gerar diferença de pressão.

Os resultados apresentados neste trabalho indicam que o sistema produz vazões Q compatíveis com as de artérias do sistema vascular humano (MELLO-AIRES, 1999), portanto, podendo ser usado para calibrar o TTFM (Fig. V-1).

A utilização da escala milimetrada, colocada nas colunas d'água, levou a resultados satisfatórios nas medições de ΔP em vazões altas (tubo da bomba peristáltica de diâmetro interno de 4,8mm e 3,2mm). Porém, foi mais difícil a medição da ΔP em vazões baixas, com possíveis vieses devido à pequena variação do nível de coluna d'água a ser percebida a olho nu.

Nos resultados, também é possível se observar que a relação entre vazão Q e a diferença de pressão ΔP não é linear (Fig. V-3). Entretanto, é importante salientar que, respeitadas as especificações do fabricante da bomba, a vazão será sempre a mesma para cada voltagem aplicada à bomba.

As estimativas do número de Reynolds Re e da distância mínima para se obter fluxo laminar parabólico L_{min} foram realizadas a partir dos dados de vazão Q , função da voltagem de alimentação da bomba. Observa-se que o Re máximo no *phantom* não ultrapassa 2000 (Fig. V-4), logo, mesmo no tubo de menor diâmetro (2mm) no segmento *de* e na maior vazão (106,88 ml/min), o fluxo tenderá a ser laminar (FOX, 1998). A possibilidade de haver fluxo laminar no segmento de medição *de* também é comprovada na Fig. V-5, pois o maior L_{min} é de 13 cm e o comprimento dos tubos de parede fina em *de* têm 14 cm.

A comparação entre o fator de resistência do sistema hidráulico estimado com o experimental (Fig. V-6) salienta a similaridade entre os dois resultados. Nos casos de maior vazão no *phantom*, as curvas são bastante similares, mas nos casos de menores vazões as curvas apresentam valores mais distintos. Isto pode ser atribuído à dificuldade de se medir com precisão o valor de ΔP para vazões baixas durante o experimento.

É importante assinalar que, se for utilizado um fluido consistindo de H₂O e glicerina a 10% (RAMNARINE *et al*, 1998) que apresenta a mesma velocidade de propagação do sangue, o valor da viscosidade seria maior, e conseqüentemente as relações pressão-vazão aqui apresentadas devem ser corrigidas.

O próximo passo é a simulação de fluxo pulsátil e calibração do mesmo, para estudar a sensibilidade do TTFM. Outros passos para a continuação do trabalho incluem a caracterização acústica e de propriedades elásticas dos tubos de silicone, e a inclusão de fluido com propriedades reológicas similares ao sangue para possibilitar a utilização do sistema também em fluxômetros por Doppler ultrassônico.

Capítulo V

Conclusão

Foi projetado e construído um *phantom* capaz de gerar valores de fluxo similares aos observados em pontes coronárias, para calibração de sistemas de medição de fluxo por TTFM. As curvas de resistência em função da pressão e vazão obtidas em testes experimentais utilizando água estão em acordo com o modelo teórico baseado em equações da mecânica dos fluidos. Este *phantom* gera fluxos constantes conhecidos, tem montagem de baixo custo padronizada, e é possível de ser reproduzida, portanto, está em condições de uso imediato.

Referências Bibliográfica

AMARAL, S.L., MICHELINI, L.C., 1997, “Validation of transit-time flowmetry for chronic measurements of regional blood flow in resting and exercising rats”, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 30, pp. 897-908.

BEDNARIK, J.A., MAY, C.N., 1995, “Evaluation of a transit-time system for the chronic measurement of blood flow in conscious sheep”, *Journal of Applied Physiology*, v. 78, n. 2, pp. 524-530.

BELDI, G., BOSSHARD, A., HESS, O.M., *et al.*, 2000, “Transit Time Flow Measurement: Experimental validation and comparison of three different systems”, *Annals of Thoracic Surgeons*, v. 70, pp. 212-217.

CANVER, C.C., COOLER, S.D., MURRAY, E.L., *et al.*, 1997, “Clinical importance of measuring coronary graft flows in the revascularized heart. Ultrasonic or electromagnetic?”, *Journal of Cardiovascular Surgery*, v. 38, pp. 211-215.

DEAN, D.A., JIA, C.X., CABRERIZA, S.E., *et al.*, 1996, “Validation study of a new transit time ultrasonic flow probe for continuous great vessel measurements”, *ASAIO Journal*, v. 42, pp. M671-M676.

DINELEY, J., MEAGHER, S., POEPPING, T.L., *et al.*, 2006, “Design and characterization of a wall motion phantom”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 32, n. 9, pp. 1349-1357.

DROST, C.J., 1978, "Vessel diameter-independent volume flow measurements using ultrasound" *Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium*, v. 17, p. 299-302.

FOX, R.W., MCDONALD, A.T., 1998, *Introdução à mecânica dos fluidos*. 4 ed. Rio de Janeiro, Brasil, LTC.

GORDON, I., 1995, "Effects of stenosis on transit-time ultrasound measurement of blood flow", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 21, n. 5, pp. 623-633.

GROOM, R., TRYZELAAR, J., FOREST, R., *et al.*, 2001, "Intra-operative quality assessment of coronary artery bypass grafts", *Perfusion*, v.16, pp. 511-518.

HEIN, I.A., O'BRIEN, W.D., 1992, "A flexible blood flow phantom capable of independently producing constant and pulsatile flow with a predictable spatial flow profile for ultrasound flow measurement validations" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 39, n. 11, pp. 1111-1122

HIROTANI, T., KAMEDA, T. SHIROTA, S., *et al.*, 2001, "An evaluation of intraoperative transit time measurement of coronary bypass flow", *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, v. 19, pp. 848-852.

LAUSTSEN, J., PEDERSEN, E.M., TERP, K., *et al.*, 1996, "Validation of a New Transit Time Flowmeter in Man", *European Journal of Endovascular Surgery*, v. 12, pp. 91-96.

LUNDELL, A., BERGQVIST, D., MATTSSON, E., *et al.*, 1993, "Volume blood flow measurements with a transit time flowmeter: an *in vivo* and *in vitro* variability and validation study", *Clinical physiology*, v.13, pp. 547-557.

MELLO-AIRES, M., 1999, *Fisiologia*, 2 ed., Rio de Janeiro, Brasil, Guanabara Koogan.

MOORE, P.I., BROWN, G.J., STIMPSON, B.P., 2000, "Ultrasonic transit-time flowmeters modeled with theoretical velocity profiles: methodology", *Measurement Science and Technology*, v. 11, pp. 1802-1811.

NAKAYAMA, N., KURODA, S., HOUKIN, K., *et al.*, 2001, "Intraoperative Measurement of Arterial Blood Flow Using a Transit Time Flowmeter: Monitoring of Hemodynamic Changes During Cerebrovascular Surgery", *Acta Neurochirurgica*, v. 143, pp. 17-24.

POEPPING, T.L., NIKOLOV, H.N., THORNE, M.L., *et al.*, 2004, "A thin-walled carotid vessel *phantom* for Doppler ultrasound flow studies", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 30, n. 8, pp. 1067-1078.

RAMNARINE, K.V., NASSIRI, D.K., HOSKINS, P.R., *et al.*, 1998, "Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 24, n. 3, pp. 451-459.

RICKEY, D.W., PICOT, A., CHRISTOPHER, D.A., *et al.*, 1995, “A wall-less vessel phantom for Doppler ultrasound studies”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 21, n. 9, pp. 1163-1176

SANDERSON, M. L., YEUNG, H., 2002, “Guidelines for the use of ultrasonic non-invasive metering techniques”, *Flow Measurement and Instrumentation*, v. 13, pp. 125-142.

SANISOGLU, I., GUDEN, M., BALCI, C., *et al.*, 2003, “Comparison of Intraoperative Transit-Time Flow Measurement with Early Postoperative magnetic Resonance Flow Mapping in Off-pump Coronary Artery Surgery”, *Texas Heart Institute Journal*, v. 30, n. 1, pp. 31-37.

SHIN, H., YOZU, R., MITSUMARU, A., *et al.*, 2001, “Intraoperative Assessment of Coronary Artery Bypass Graft: Transit-Time Flowmetry Versus Angiography”, *Annals of Thoracic Surgery*, v. 72, pp. 1562-1565.

TABRIZCHI, R., PUGSLEY, M.K., 2000, “Methods of blood flow measurement in the arterial circulatory system”, *Journal of Pharmacological and Toxicological Methods*, v. 44, pp. 375-384.

TRANSONIC SYSTEM INC, “Flowprobe bench calibration”. Disponível em:

<http://www.transonic.com/calibration.shtml>. Acesso em: 07 jun. 2009, 17:00:00.

WALPOTH, B.H., BOSSHARD, A., GENYK, I., *et al.*, 1998, “Transit-Time Flow Measurement for Detection of Early Graft Failure During Myocardial Revascularization”, *Annals of Thoracic Surgery*, v. 66, pp. 1097-1100.

WELLS, P.N.T., 1977, *Biomedical Ultrasound*, 1 ed. London, United Kingdom, Academic Press.