

ROBSON COLANTONIO

**ESTUDO E IMPLEMENTAÇÃO DE UM MEDIDOR DE
VAZÃO ELETROMAGNÉTICO PARA PESQUISA NA ÁREA
DE CIRCULAÇÃO ASSISTIDA**

SÃO CAETANO DO SUL

2007

ROBSON COLANTONIO

**ESTUDO E IMPLEMENTAÇÃO DE UM MEDIDOR DE
VAZÃO ELETROMAGNÉTICO PARA PESQUISA NA ÁREA
DE CIRCULAÇÃO ASSISTIDA**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia Mauá do Centro Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia para obtenção do Título de Mestre em Engenharia de Processos Químicos e Bioquímicos.

Linha de Pesquisa: Análise e Controle de Processos Químicos e Bioquímicos.

Orientador: Prof. Dr. Júlio César Lucchi

SÃO CAETANO DO SUL

2007

ROBSON COLANTONIO

***“Estudo e Implementação de um Medidor de Vazão Eletromagnético
para Pesquisa na Área de Circulação Assistida”***

Dissertação aprovada como requisito para obtenção do
Título de Mestre em Engenharia de Processos Químicos e
Bioquímicos da Escola de Engenharia Mauá do Centro
Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia.

Linha de Pesquisa: Análise e Controle de Processos
Químicos e Bioquímicos.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Júlio César Lucchi
Orientador
Escola de Engenharia Mauá

Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade
Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia
Departamento de Bioengenharia.

Prof. Dr. Rubens Gedraite
Escola de Engenharia Mauá

São Caetano do Sul, 14 de dezembro de 2007

AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao Instituto Dante Pazzanese pelo apoio, cedendo o material necessário para os ensaios, equipamentos de medição e acompanhamento no desenvolvimento da pesquisa.

RESUMO

Esta dissertação apresenta o desenvolvimento e a avaliação de um fluxômetro eletromagnético (FE). Institutos de pesquisas e universidades vêm utilizando fluxômetros por ultra-som (FUS), destinados ao uso médico na área de circulação assistida, em simuladores hidrodinâmicos com capacidade de simular o sistema cardiovascular. Baseado na indução eletromagnética para medição de vazão em um fluido iônico, o FE desenvolvido mostrou ser uma solução de baixo custo quando comparado com o FUS. O transdutor eletromagnético foi montado em um tubo de plástico com diâmetro interno de 9,5 mm, excitado por um campo magnético de 0,35 Tesla, possui 4 eletrodos que ligados a um circuito eletrônico fornecem tensão elétrica proporcional à velocidade do fluido. Para a realização dos ensaios, foram utilizados, um simulador cardiovascular e um FUS modelo HT 110 (*Transonic Systems Inc., New York, USA*) como referência. Os dados foram obtidos por uma placa modelo PCI-6036E e processados pelo software *LabView®*, versão 7.1 (*National Instruments, New York, USA*). Comparando-se os valores obtidos nos ensaios, o maior erro porcentual relativo foi de $1,49 \pm 1,25 \%$ com valores de pico de vazão na ordem de 8 L/min e valor médio de 2,06 L/min. Entre os ensaios, destaca-se o baixo desvio padrão de 0,043 L/min do FE para uma vazão de 3,56 L/min. Em um dos gráficos de vazão do FE observa-se um comportamento não monotônico, que sugere um maior conteúdo harmônico confirmado por uma análise da resposta em frequência, com maior amplitude na segunda, terceira e quarta harmônicas. Os ensaios, resultados e análises indicam que o FE pode substituir o FUS usado como referência.

Palavras-Chave: Medida de vazão. Fluxômetro eletromagnético. Simulador cardiovascular.

ABSTRACT

This dissertation presents the development and evaluation of a low cost electromagnetic flow meter (EF), useful for cardiovascular simulation systems. Research institutes and universities have been using ultrasonic flow meter (UF), destined to medical use in the area of assisted circulation and in hydrodynamic simulators capable to mimic the human cardiovascular system. EF measures flow of ionic fluids based on electromagnetic induction, the developed EF showed to be a solution with low cost when compared with the UF. A special transducer was assembled directly on a plastic tube with 9,5 mm of inner diameter. The transducer has 4 electrodes and, when excited by a magnetic field of 0,35 Tesla, detects electric tension that is proportional to the fluid velocity. For the accomplishment of the assays, a cardiovascular simulator and a UF model HT 110 (*Transonic Systems Incorporation, New York , the USA*) had been used as reference. The results were acquired by a PCI-6036E card and processed by software *LabView®*, version 7.1 (*National Instruments, New York , USA*). The largest relative error was of $1,49 \pm 1,25\%$, with outflow peak values about of 8 L/min and outflow average value of 2,06 L/min. The results from EF showed a standard deviation (SD) of 0,043 L/min for a flow of 3,56 L/min. In one flow signal from the EF, the non monotonic behavior suggests a rich harmonic signal, which was confirmed by an analysis in the frequency domain, with bigger amplitude in second, third and fourth harmonics. In vitro performance tests indicated that our EF can substitute the commercial available UF.

Keywords: Blood flow. Electromagnetic flow meter. Cardiovascular simulation system.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURA 2.1 – TUBO DE PITOT
- FIGURA 2.2 – TUBO DE VENTURI
- FIGURA 2.3 – PLACA DE ORIFÍCIO
- FIGURA 2.4 – ESCOAMENTO DE ÁGUA ATRAVÉS DE UMA PLACA DE ORIFÍCIO
- FIGURA 2.5 – MEDIDOR ROTATIVO TIPO TURBINA
- FIGURA 2.6 – TUBO CONDUTOR DO FE
- FIGURA 2.7 – MEDIDOR ELETROMAGNÉTICO
- FIGURA 2.8 – MEDIDOR ULTRA-SÔNICO DOPPLER
- FIGURA 2.9 – MEDIDOR ULTRA-SÔNICO POR TEMPO DE TRÂNSITO
- FIGURA 3.1 – CORAÇÃO HUMANO
- FIGURA 3.2 – CORAÇÃO DIREITO
- FIGURA 3.3 – CORAÇÃO ESQUERDO
- FIGURA 3.4 – SIMULADOR ELETRO-FLUIDODINÂMICO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR
- FIGURA 3.5 – DIAGRAMA DO CICLO DE TRABALHO CARDIACO
- FIGURA 3.6 – RESULTADOS DA SIMULAÇÃO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR
- FIGURA 3.7 – DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA CIRCULATÓRIA MECÂNICA
INTRAVENTRICULAR DE FLUXO AXIAL
- FIGURA 3.8 – DISPOSITIVO DESMONTADO DEMONSTRANDO A SIMPLICIDADE DO SISTEMA
- FIGURA 3.9 – MODELO DE UM CORAÇÃO ARTIFICIAL AUXILIAR (CAA)
- FIGURA 3.10 – VENTRÍCULOS DE USO TEMPORÁRIO THORATEC
- FIGURA 3.11 – DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR DE USO TEMPORÁRIO
THORATEC
- FIGURA 3.12 – DIAGRAMA DE UMA BOMBA ESPIRAL
- FIGURA 3.13 – BOMBA SANGUÍNEA ESPIRAL
- FIGURA 4.1 – CAMPO MAGNÉTICO UNIFORME E NÃO UNIFORME
- FIGURA 4.2 – LINHAS DE CAMPO
- FIGURA 4.3 – DIREÇÃO DO VETOR CAMPO MAGNÉTICO B

- FIGURA 4.4 – TENSÃO INDUZIDA EM CONDUTORES QUE CORTAM UM CAMPO MAGNÉTICO
- FIGURA 4.5 – REGRA DE FLEMING PARA AÇÃO GERADORA
- FIGURA 4.6 – SENTIDO DA CORRENTE INDUZIDA NUM CONDUTOR
- FIGURA 4.7 – POLAROGRAMA TÍPICO PARA UMA SOLUÇÃO DE CD(II) EM HCL 1 MOL L⁻¹
- FIGURA 4.8 – POLAROGRAMA DA CORRENTE RESIDUAL
- FIGURA 4.9 – DISPOSIÇÃO DOS ELEMENTOS DO TRANSDUTOR ELETROMAGNÉTICO
- FIGURA 4.10 – PROTÓTIPO DO TRANSDUTOR ELETROMAGNÉTICO
- FIGURA 4.11 – SUPORTE DO IMÃ DO TRANSDUTOR
- FIGURA 4.12 – ENSAIO PARA VERIFICAÇÃO DO CAMINHO MAGNÉTICO NO SUPORTE
- FIGURA 4.13 – SUPORTE DO IMÃ DO TRANSDUTOR, VISTA LATERAL
- FIGURA 4.14 – SUPORTE DO IMÃ DO TRANSDUTOR, VISTA SUPERIOR
- FIGURA 4.15 – MODELO DE UM APLIFICADOR DIFERENCIAL
- FIGURA 4.16 – MODELO DE UM APLIFICADOR PARA ELETROCARDIOGRAFIA
- FIGURA 4.17 – APLIFICADOR UTILIZADO NO FE, APRESENTA AJUSTE DE OFF-SET
- FIGURA 4.18 – AMPLIFICADOR MONTADO EM PLACA PADRÃO
- FIGURA 4.19 – MONTAGEM FINAL DO FE
- FIGURA 4.20 – HARDWARE DO SAD
- FIGURA 4.21 – MONITOR DO COMPUTADOR APRESENTANDO COLETA DE DADOS COM O SOFTWARE LABVIEW®
- FIGURA 5.1 – TRANSDUTOR ULTRA-SÔNICO
- FIGURA 5.2 – MEDIDOR ULTRA-SÔNICO POR TEMPO DE TRÂNSITO, MODELO HT-110 DA TRANSONIC SYSTEMS INC
- FIGURA 5.3 – FORMAS DE ONDA DO 1º ENSAIO COM VAZÃO DE 2,06 L/MIN E 58,8 BPM
- FIGURA 5.4 – FORMAS DE ONDA DO 2º ENSAIO COM VAZÃO DE 3,58 L/MIN E 93,8 BPM
- FIGURA 5.5 – GRÁFICO DO 2º ENSAIO COM ANÁLISE DA RESPOSTA EM FREQUÊNCIA USANDO FFT
- FIGURA 5.6 – TABELA 1

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	13
2.1	CONSIDERAÇÕES SOBRE A MEDIDA DE VAZÃO	13
2.2	CONSIDERAÇÕES SOBRE MEDIDORES INDIRETOS USANDO DIFERENÇA DE PRESSÃO	14
2.2.1	Tubo de Pitot	15
2.2.2	Tubo de Venturi	16
2.2.3	Placa de Orifício	17
2.3	CONSIDERAÇÕES SOBRE MEDIDORES ROTATIVOS	18
2.4	CONSIDERAÇÕES SOBRE MEDIDORES ESPECIAIS DE VAZÃO	19
2.4.1	Medidores eletromagnéticos	20
2.4.2	Medidor ultra-sônico por efeito Doppler	21
2.4.3	Medidor ultra-sônico por tempo de trânsito	22
2.5	CONSIDERAÇÕES SOBRE A ESCOLHA E CARACTERIZAÇÃO DE UMA TÉCNICA DE MEDIDA DE VAZÃO VOLTADA À PESQUISA NA ÁREA DE CIRCULAÇÃO ASSISTIDA	23
3	CARACTERIZAÇÃO E SIMULAÇÃO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR	25
3.1	ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR HUMANO	25
3.2	CARACTERIZAÇÃO DE UM SIMULADOR ELETRO-FLUIDODINÂMICO	29
3.2.1	Modelo do ventrículo esquerdo	30
3.2.2	Análogo elétrico do sistema cardiovascular humano	31
3.2.3	Controlador eletrônico e simulador físico	32

3.3	CIRCULAÇÃO ASSISTIDA E EXTRACORPÓREA	33
4	IMPLEMENTAÇÃO DE UM MEDIDOR ELETROMAGNÉTICO	37
4.1	TEORIA E ESTUDO DO MEDIDOR ELETROMAGNÉTICO	37
4.1.1	Conceitos e definições sobre o magnetismo	37
4.1.2	Densidade de campo magnético ou densidade de fluxo magnético	38
4.1.3	Indução eletromagnética, lei de Faraday e lei de Lenz	40
4.1.4	Tensão induzida em condutores que cortam um campo magnético	41
4.2	EFEITOS SECUNDÁRIOS	45
4.2.1	Voltametria	45
4.2.2	Oxigênio dissolvido no fluido do simulador cardiovascular	48
4.3	PROJETO DO TRANSDUTOR ELETROMAGNÉTICO	50
4.3.1	Montagem do protótipo do transdutor eletromagnético	51
4.4	CIRCUITO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO UTILIZADO ...	54
4.4.1	Implementando a realimentação: técnica usada para amplificador de ECG	55
4.4.2	Projeto final do amplificador realimentado	56
4.5	AQUISIÇÃO DE DADOS DO FLUXÔMETRO ELETROMAGNÉTICO	58
4.5.1	Introdução ao software do LabView®	59
4.5.2	Filtro digital de média móvel	60
5	ENSAIOS E ANÁLISE DOS RESULTADOS	61
5.1	PROCEDIMENTO PARA CALIBRAÇÃO DOS MEDIDORES	62
5.2	RESULTADOS E GRÁFICOS DOS ENSAIOS	63
5.2.1	Primeiro ensaio	63
5.2.2	Segundo ensaio	64
5.2.3	Análise estatística dos dados obtidos nos ensaios	66
6	CONCLUSÃO	67

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO

A cardiologia, em especial a cirurgia cardiovascular, é uma área que apresentou, nas últimas décadas, um grande desenvolvimento no Brasil. Técnicas cirúrgicas, dispositivos para implantes como válvulas e próteses vasculares, sistemas de apoio e assistência circulatória ou ventricular estão constantemente em aperfeiçoamento e testes (ANDRADE, 1999). Estes sistemas podem auxiliar um coração deficiente no trabalho de impulsionar o sangue pelo corpo. Para o desenvolvimento e criação de novos dispositivos de assistência ventricular, o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC), com apoio da Fundação Adib Jatene, vem desenvolvendo um simulador hidrodinâmico (FELIPINI, 2005) com capacidade de reproduzir os níveis de pressão e vazão observados em vários pontos do sistema cardiovascular humano como, por exemplo, a simulação dos grandes vasos, a veia pulmonar e artéria aorta (TIMMS, 2005). A medição de vazão é muito importante nestes simuladores, sendo necessário não somente a medida de valores médios, mas também a monitoração em tempo real dos valores instantâneos. Os medidores de vazão, fluxômetros, por ultra-som (FUS) desenvolvidos para serem utilizados em cirurgias, podem ser usados em simuladores apresentando boa eficiência. Dentre algumas das metodologias utilizadas pelos FUS destaca-se a por tempo de trânsito, que se baseia na variação do tempo de deslocamento de uma onda ao atravessar um fluido em movimento (CARR, 1988; CHRISTENSEN, 1988). Em alguns casos, o elevado custo de um FUS pode inviabilizar sua utilização nestes simuladores, o que abre espaço para novas alternativas com menor custo.

Existem medidores eletromagnéticos de vazão ou fluxômetros eletromagnéticos (FE) que são muito utilizados na área industrial (DELMEE, 2003) e em equipamentos para área médica (CARR, 1988). Um FE opera com base na Lei de Indução. Em 1820, Oersted descobriu que uma corrente elétrica produz campo magnético. A partir dessa descoberta, o

inglês Michael Faraday e o americano Joseph Henry dedicaram-se a obter o efeito inverso, ou seja, obter corrente elétrica a partir do campo magnético (HAYT, 2003). Após diversas experiências e estudos, Faraday concluiu que a simples presença do campo magnético não gera corrente elétrica. Para gerar corrente é necessário variar o fluxo magnético, fenômeno chamado de indução eletromagnética. Para medição de vazão em um fluido iônico observa-se que a variação do fluxo magnético ocorre de modo similar ao movimento de um condutor retilíneo dentro de um campo magnético fixo, ou seja, o deslocamento do fluido dentro do vaso que o conduz. Um campo magnético aplicado no sentido perpendicular ao vaso por onde circula o fluido, induz neste uma tensão elétrica que pode ser medida por em eletrodos (CARR, 1988; DELMEE, 2003). Um circuito eletrônico converte a tensão entre os eletrodos em informação proporcional à vazão observada dentro do transdutor.

Esta dissertação tem como objetivo apresentar uma solução de baixo custo e fácil implementação para a medida de vazão em tempo real. Após a comparação de algumas das técnicas de medição disponíveis, a eletromagnética foi eleita a mais indicada, apresenta-se então a construção de um transdutor de fluxo (BEVIR, 1970; HEMP, 1981) e os ensaios de medida de vazão. Os ensaios foram realizados no simulador cardiovascular do IDPC e os resultados obtidos foram comparados com um FUS destinado ao uso médico, modelo HT110 (*Transonic Systems Inc, New York, USA*), que utiliza a técnica de ultra-som e tempo de trânsito (CARR, 1988; CHRISTENSEN, 1988). Nos primeiros ensaios, algumas interferências foram observadas durante a aquisição do sinal elétrico no transdutor. Um ruído induzido na faixa de 60 Hz e um pequeno nível de corrente contínua (DC) entre os eletrodos (HILL, 1982) ocasionando erros nas medidas e na calibração. Os problemas foram corrigidos com o desenvolvimento de um amplificador eletrônico específico para esta aplicação com uma topologia similar àquela utilizada em amplificadores de eletrocardiografia (ECG) (CARR, 1988) e acrescentado um recurso para ajustes de *off-set*.

CAPÍTULO 2

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste Capítulo são apresentadas algumas das técnicas de medição de vazão (MARTINS, 1998). Estas técnicas são comparadas e avaliadas para a aplicação desejada. Define-se a eletromagnética como uma solução de medida de vazão para o simulador hidrodinâmico do sistema cardiovascular, em construção no IDPC (FELIPINI, 2005).

2.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A MEDIDA DE VAZÃO

Vazão pode ser definida como a quantidade de material que passa por uma determinada seção em um certo intervalo de tempo, ou seja, é o produto da velocidade pela área da seção por onde o material escoar. Quando esta velocidade é expressa em unidades de massa, tem-se a vazão mássica e caso seja expressa em termos de volume tem-se a vazão volumétrica. Existem vários métodos para se medir a vazão, a escolha de um método é feita levando-se em conta os seguintes fatores: material, volume, precisão e controle exigido.

Existem três tipos fundamentais de medidores de vazão: indiretos, diretos e especiais (DELMEE, 2003).

2.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE MEDIDORES INDIRETOS USANDO DIFERENÇA DE PRESSÃO

Utilizando fenômenos intimamente relacionados à quantidade de fluido passante e através da perda de carga variável com área do duto constante.

Considerando-se uma tubulação, chama-se perda de carga dessa tubulação a queda de pressão sofrida pelo fluido ao atravessá-la. As causas da perda de carga são: atrito entre o fluido e a parede interna do tubo, mudança de pressão e velocidade devido a uma curva ou um obstáculo, etc. Os diversos medidores de perda de carga variável usam diferentes obstáculos ao fluxo do líquido, provocando uma queda de pressão. Relacionando essa perda de pressão com a vazão, determina-se a medição de vazão (MARTINS, 1998). Uma desvantagem observada em todas as formas apresentadas é a utilização de no mínimo duas células de carga, e um circuito eletrônico específico com capacidade de converter as leituras de diferença de pressão em vazão.

2.2.1 Tubo de Pitot

É um dispositivo utilizado para medição de vazão através da velocidade detectada em um determinado ponto da tubulação. O tubo de Pitot é um tubo com uma abertura em sua extremidade, sendo esta, colocada na direção da corrente fluida de um duto, mas em sentido contrário (MARTINS, 1998). A diferença entre a pressão total e a pressão estática na linha nos fornecerá a pressão dinâmica, a qual é proporcional ao quadrado da velocidade. A Figura 2.1 apresenta a construção de um tubo de Pitot.

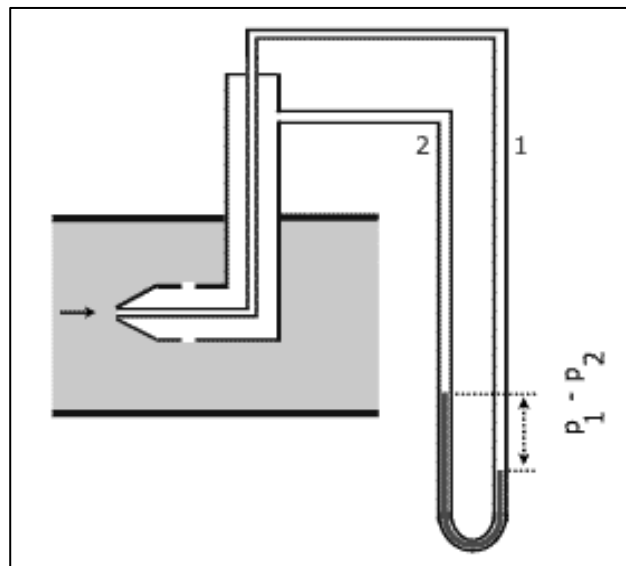


FIGURA 2.1 – TUBO DE PITOT
(1) Tubo condutor da pressão total, (2) Tubo condutor da pressão estática

O tubo de Pitot mede apenas a velocidade do ponto de impacto e não a velocidade média do fluxo. Assim sendo, a indicação da vazão não será correta se o tubo de impacto não for colocado no ponto onde se encontra a velocidade média do fluxo.

Alguns detalhes devem ser observados visto que o eixo axial do tubo de pitot deve ser paralelo ao eixo axial da tubulação e livre de vibrações (DELMEE, 2003). Também o fluido deverá estar presente em uma única fase (líquido, gás ou vapor).

2.2.2 Tubo de Venturi

Os fluidos sob pressão, na passagem através de tubos convergentes ganham velocidade e perdem pressão, ocorrendo o oposto em tubos divergentes. A Figura 2.2 apresenta um dispositivo com três pontos para tomada de pressão.

Caso seja utilizado um tubo convergente, a velocidade do fluido aumenta enquanto passa pela seção menor, ponto (B) da Figura 2.2, já que num dado tempo à mesma quantidade do fluido passa pelo tubo, tanto na seção menor como no trecho de diâmetro mais largo, pontos (A) e (C) da Figura 2.2. Devido à velocidade maior do fluido ao passar através da seção estreita, ocorre uma queda na pressão (MARTINS, 1998).

Sendo ligados medidores de pressão às derivações, a pressão da seção com menor diâmetro será menor do que a pressão da seção com maior diâmetro, e esta diferença depende da vazão do fluido. Desta forma, através desta diferença, pode-se determinar a vazão média no tubo.

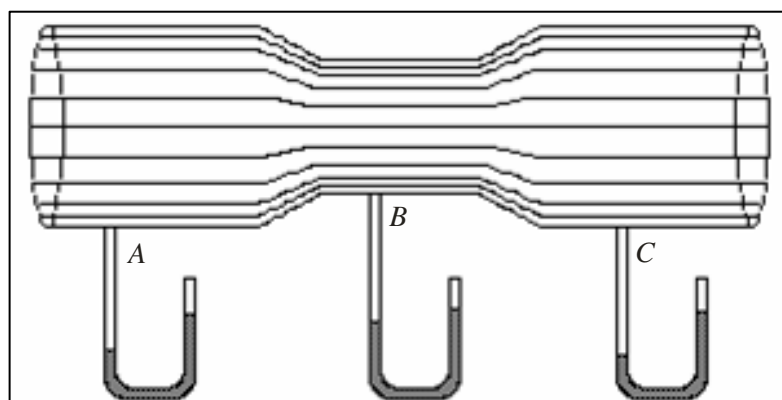


FIGURA 2.2 – TUBO DE VENTURI
(A) Seção maior, (B) Seção menor, (C) Seção maior

2.2.3 Placa de Orifício

De todos os elementos primários inseridos em uma tubulação para gerar uma pressão diferencial e assim efetuar medição de vazão, a placa de orifício é a mais simples, de menor custo e a mais empregada. Consiste basicamente de uma chapa metálica, perfurada de forma precisa e calculada, a qual é instalada perpendicularmente ao eixo da tubulação entre flanges. Sua espessura varia em função do diâmetro da tubulação e da pressão da linha (MARTINS, 1998). O diâmetro do orifício é calculado de modo que seja o mais preciso possível, e suas dimensões sejam suficientes para produzir, à máxima vazão, uma pressão diferencial máxima adequada. O dispositivo está apresentado na Figura 2.3, a tomada de pressão é feita nos pontos (A) e (B). A Figura 2.4 apresenta um ensaio utilizando água, observa-se a turbulência gerada e os pontos de maior e menor velocidade.

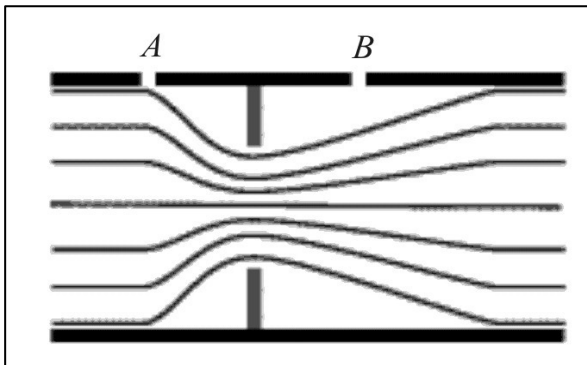


FIGURA 2.3 – PLACA DE ORIFÍCIO
(A) Tomada da maior pressão, (B) Tomada de menor pressão

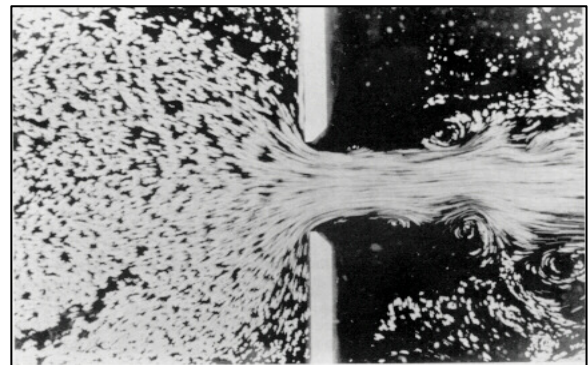


FIGURA 2.4 – ESCOAMENTO DE ÁGUA
ATRAVÉS DE UMA PLACA DE ORIFÍCIO

A placa de orifício pode ser ajustada mais convenientemente entre flanges de tubo adjacentes e pontos de tomadas de impulso feitos em lugares adequados, uma montante da placa e o outro em um ponto no qual a velocidade, devido à restrição, seja máxima.

2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE MEDIDORES ROTATIVOS

Utilizando diretamente a força imposta pela velocidade do fluido o dispositivo a transforma em movimento mecânico de rotação, que pode ser diretamente proporcional a vazão, facilitando a medição (DELMEE, 2003). Devido à inércia do rotor as medidas serão sempre lentas e com valores médios. Dentre os tipos existentes, será considerado o medidor tipo Turbina, apresentado na Figura 2.5.

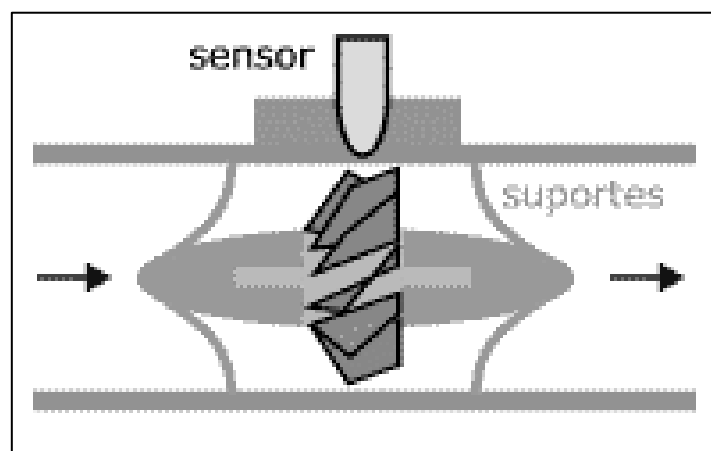


FIGURA 2.5 – MEDIDOR ROTATIVO TIPO TURBINA

Um medidor de vazão tipo turbina consiste basicamente de um rotor provido de palhetas, suspenso numa corrente de fluido com seu eixo de rotação paralelo à direção do fluxo. O rotor é acionado pela passagem de fluido sobre as palhetas em ângulo, a velocidade angular do rotor é proporcional à velocidade do fluido que, por sua vez, é proporcional à vazão do volume. Uma bobina sensora na parte externa do corpo do medidor detecta o movimento do rotor. Esta bobina é alimentada, produzindo um campo magnético (DELMEE, 2003). Como as palhetas do rotor são feitas de material ferroso, à medida que cada palheta passa em frente à bobina corta o campo magnético e produz um pulso. O sinal de saída é uma seqüência de pulsos de tensão que representam um volume determinado de líquido, com boa linearidade.

Unidades eletrônicas associadas permitem indicar a vazão unitária ou o volume totalizado, podendo efetuar a correção automática da temperatura, pressão e outras funções. Embora a teoria básica de um medidor a turbina seja muito simples, o projeto detalhado é muito trabalhoso e complexo, o desempenho final depende de numerosos fatores, tais como: ângulo da palheta, o tipo de mancais, o número de palhetas, bem como a usinagem e montagem dentro das tolerâncias rígidas. Pode-se observar uma linearidade da medição e facilidade de conversão, existe uma relação direta entre a frequência do sinal e a vazão do fluido.

2.4 CONSIDERAÇÕES SOBRE MEDIDORES ESPECIAIS DE VAZÃO

Os medidores de vazão tradicionais apresentam algumas limitações. Uma das mais restritivas é o fato dos sensores primários precisarem ser submersos (invasivo) no fluido a ser medido. Esta característica tem a desvantagem de produzir perda de pressão na linha e também o acúmulo de partículas ou impurezas no sensor, proporcionando resultados incertos de medição. Os medidores de vazão do tipo especial podem superar exatamente essas limitações.

No simulador hidrodinâmico (FELIPINI, 2005) a medição de vazão é muito importante, sendo necessário não somente a medida de valores médios, mas também a monitoração em tempo real dos valores instantâneos.

Dentre as diversas construções disponíveis, a metodologia eletromagnética e a ultrassônica são as mais indicadas para este trabalho.

2.4.1 Medidores eletromagnéticos

A Figura 2.6 apresenta um campo magnético (B) atuando no sentido perpendicular a um tubo condutor por onde circula o fluido e uma tensão elétrica, $e(t)$, é induzida nos eletrodos (E) e (E'): lei de Faraday. A Figura 2.7 apresenta o dispositivo, uma bobina pode gerar um campo magnético (B) fixo ou variável no tempo (CARR, 1998). Uma tensão elétrica, diretamente proporcional à velocidade do fluxo, é gerada nos eletrodos (E) e (E').

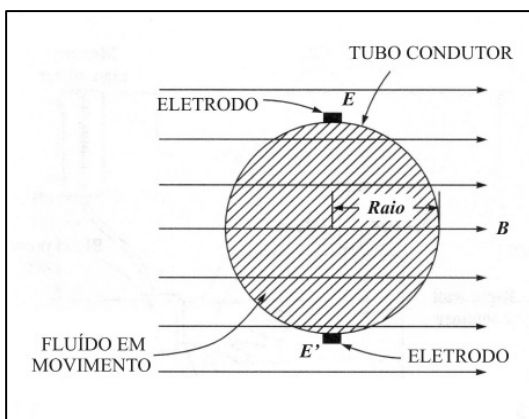


FIGURA 2.6 – TUBO CONDUTOR DO FE
(B) Campo magnético, (E) e (E') Eletrodos

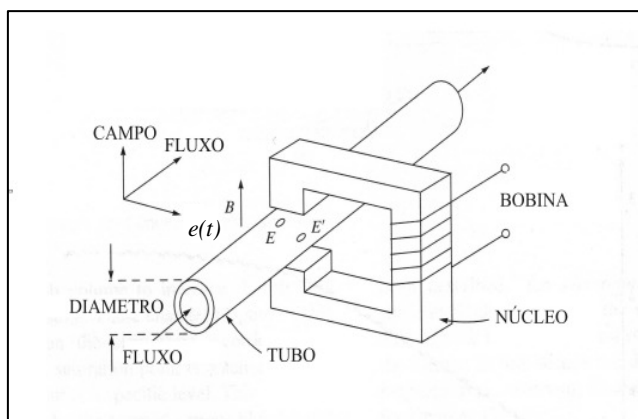


FIGURA 2.7 – MEDIDOR ELETROMAGNÉTICO
(B) Campo magnético, (E) e (E') Eletrodos

A técnica eletromagnética para medição de vazão é uma das mais flexíveis e universais dentre os métodos disponíveis. Sua perda de carga é equivalente a de um trecho reto de tubulação, já que não possui qualquer obstrução. É virtualmente insensível à densidade e à viscosidade do fluido de medição. Medidores magnéticos são ideais para medição de produtos químicos altamente corrosivos, fluidos com sólidos em suspensão, lama, água, polpa de papel. Sua aplicação estende-se desde saneamento até indústrias químicas, papel e celulose, mineração e indústrias alimentícias (DELMEE, 2003). A única restrição, em princípio é que o fluido tem que ser eletricamente condutivo. Tem ainda como limitação o fato de fluidos com propriedades magnéticas adicionarem um certo erro de medição.

2.4.2 Medidor ultra-sônico por efeito Doppler

A frequência de uma onda sonora sofre alterações quando existe movimento relativo entre a fonte transmissora e a receptora. A variação da frequência em função da velocidade é chamada de efeito DOPPLER (CARR, 1998; CHRISTENSEN, 1988; DANTA, 2000). Apresentado na Figura 2.8, uma partícula refletora se movimenta em relação a um receptor (*B*) igualmente estacionário, a variação da frequência é proporcional à velocidade relativa entre o transmissor e o receptor (*B*), ou seja, entre a partícula refletora e o receptor (*B*). Este princípio é aplicado para a medição da velocidade média ou vazão em um tubo, desde que o fluido contenha partículas refletoras em quantidade suficiente, tais como sólidos ou bolhas de gás.

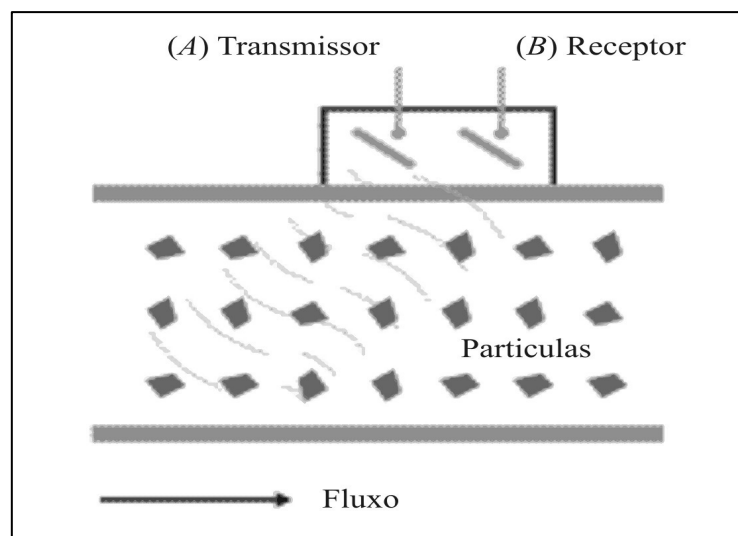


FIGURA 2.8 – MEDIDOR ULTRA-SÔNICO DOPPLER
(A) Transmissor, (B) Receptor

O transmissor e o receptor de ultra-som acham-se alojados lado a lado, dentro de um cabeçote medidor. Desta forma um circuito eletrônico poderá medir as frequências e pela diferença obter a velocidade média no fluido.

2.4.3 Medidor ultra-sônico por tempo de trânsito

Para esta técnica, a medida de vazão em fluidos com partículas refletoras, pode ser prejudicada. Seu funcionamento parte do princípio da medição de diferenças entre velocidade de propagação dos pulsos ultra-sônicos, quando aplicados à jusante ou a montante. Essa diferença de velocidade acarreta uma diferença de tempo na passagem, nos dois sentidos, sendo proporcional à velocidade do fluxo e também à vazão (CARR, 1998; CHRISTENSEN, 1988). Por esta razão, instalam-se sobre uma tubulação, conforme apresentado na Figura 2.9, duas unidades de dupla função: transmissora e receptora, (A) e (B), de ultra-som de tal forma que a sua linha de ligação, de comprimento conhecido (D), forme um ângulo (Θ) com o vetor da velocidade do fluxo no tubo.

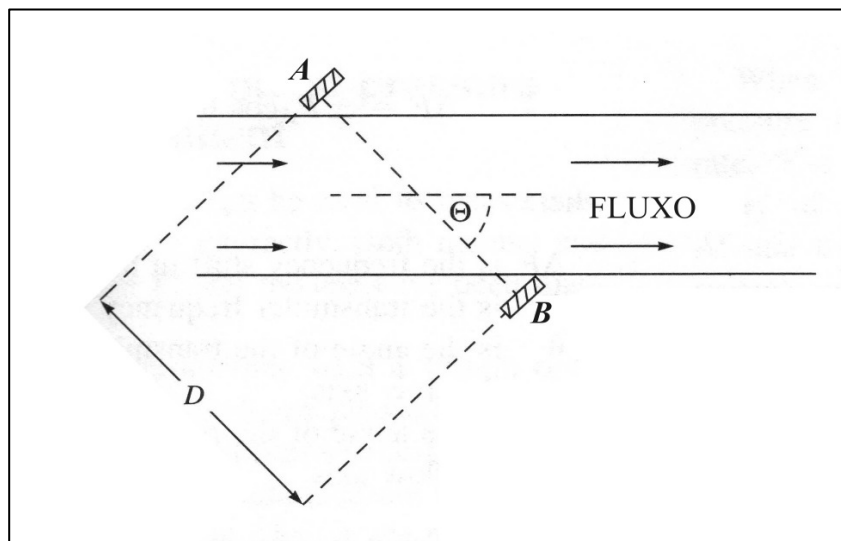


FIGURA 2.9 – MEDIDOR ULTRA-SÔNICO POR TEMPO DE TRÂNSITO
(A) Transmissor, (B) Receptor, (D) Distância, (Θ) Ângulo

A diferença entre os tempos de passagem nos dois sentidos, de (A) para (B) e de (B) para (A), será proporcional à velocidade do fluxo bem como à velocidade do som no fluido.

2.5 CONSIDERAÇÕES SOBRE A ESCOLHA E CARACTERIZAÇÃO DE UMA TÉCNICA DE MEDIDA DE VAZÃO VOLTADA À PESQUISA NA ÁREA DE CIRCULAÇÃO ASSISTIDA

O fluxômetro mais indicado para a medida de vazão no simulador hidrodinâmico deve apresentar compatibilidade com transdutores de diâmetro na faixa de 5 mm até 25 mm, com uma resposta em frequência na ordem de 5Hz, sendo necessário não somente a medida de valores médios, mas também a monitoração em tempo real dos valores instantâneos. Devendo apresentar baixo custo, facilidade de implementação, e se possível nenhuma perda de carga para não interferir nas características do sistema.

Muitos dos medidores por diferença de pressão não são indicados, são invasivos, apresentam perda de carga no trecho de tubo utilizado para a tomada de pressão, como são as placas de orifício, os tubos de Pitot e de Venturi que também dependem da viscosidade do fluido (MARTINS, 1998). Em uma aplicação que utilize sangue, os pontos de tomada de pressão não poderão ter o fluido parado para não ocorrer coagulação.

Alguns dos medidores rotativos, também invasivos, apresentam leituras com o valor médio devido à inércia do rotor, e o tempo de resposta em frequência poderá ser inferior a 5 Hz. O simulador do IDPC e outros equipamentos na área de circulação assistida (ANDRADE, 1999; FELIPINI, 2005; TIMMS, 2005) trabalham de forma pulsátil e uma boa resposta em frequência é necessária.

Os medidores ultra-sônicos, que utilizam a técnica por tempo de trânsito (CARR, 1988; CHRISTENSEN, 1988), podem ser usados no simulador hidrodinâmico visto que não inserem nenhuma perda de carga no sistema, não são invasivos e apresentam leitura dinâmica com resposta em frequência até 5 Hz.

Outro medidor de fluxo indicado para o estudo é o eletromagnético (BEVIR, 1970; HEMP, 1981). Os cálculos, ensaios e implementação demonstraram que é possível fabricar

um transdutor não invasivo e sem perda de carga no sistema por apresentar um segmento de tubo reto com o mesmo diâmetro da tubulação. Sua resposta dinâmica é excelente visto que a tensão induzida é função direta apenas da velocidade (CARR, 1988; DELMEE, 2003). O circuito eletrônico é analógico é linear, de baixo custo e fácil implementação. Não requer nenhum processamento digital, apenas um amplificador de instrumentação com boa rejeição do ruído induzido e outros sinais de modo comum (CATHEY, 1994).

O FE é muito utilizado na área médica, como por exemplo, em pesquisas, em equipamentos de bombeamento de sangue e em medição de vazão em pequenos diâmetros, na ordem de 1 mm, utilizando um transdutor eletromagnético modelo 774-100-2.0-1.0 (Skalar Medical, Delft, The Netherlands) conectado no medidor modelo 1401 (Skalar Medical) (CORNELISSEN, 2001).

CAPÍTULO 3

3 CARACTERIZAÇÃO E SIMULAÇÃO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR

3.1 ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR HUMANO

O coração é um órgão muscular, mostrado na Figura 3.1, contendo quatro câmaras internas e que fica posicionado dentro do saco pericárdico e abrigado bilateralmente pelos pulmões, posicionado a aproximadamente 30 graus para a esquerda e para baixo. As câmaras superiores são os átrios, com paredes mais finas, que dão acesso aos ventrículos. As câmaras inferiores são os ventrículos, câmaras propulsoras, com paredes espessas impulsionam o sangue através dos pulmões e do sistema circulatório periférico (CARR, 1998; SOUZA, 2006).

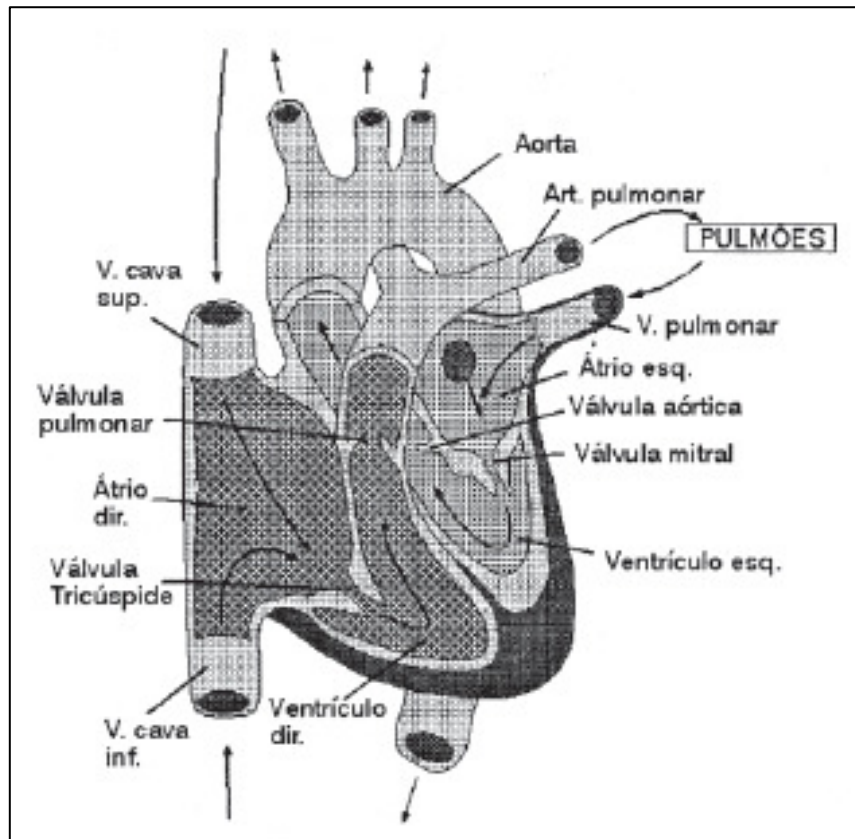


FIGURA 3.1 – CORAÇÃO HUMANO

Os septos separam os átrios e os ventrículos. O septo inter-atrial separa o átrio direito do esquerdo e o septo inter-ventricular separa o ventrículo direito do esquerdo. A Figura 3.2 mostra as duas câmaras direitas, átrio e ventrículo, que são separados por uma válvula unidirecional chamada válvula tricúspide.

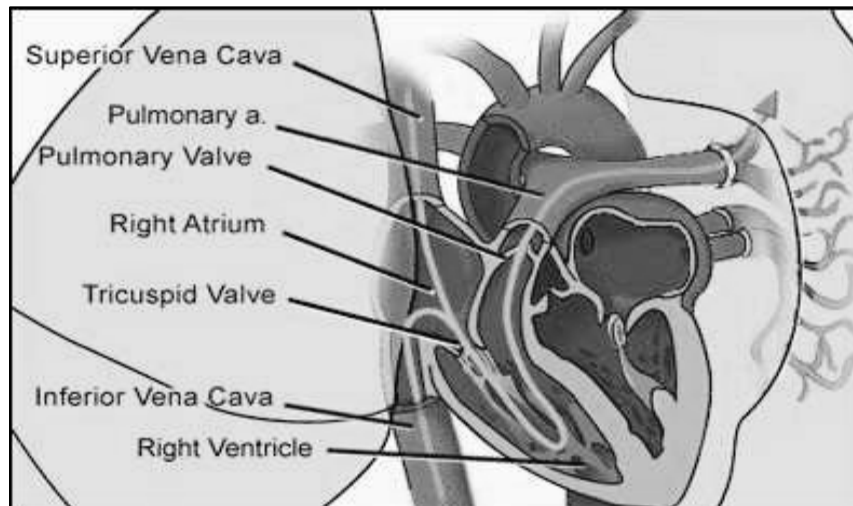


FIGURA 3.2 – CORAÇÃO DIREITO

Veia cava superior, Artéria pulmonar, Válvula pulmonar, Átrio direito, Válvula tricúspide, Veia cava inferior, Ventrículo direito

A Figura 3.3 mostra as duas câmaras esquerdas, átrio e ventrículo, que são separados também por uma válvula unidirecional chamada válvula bicúspide ou mitral.

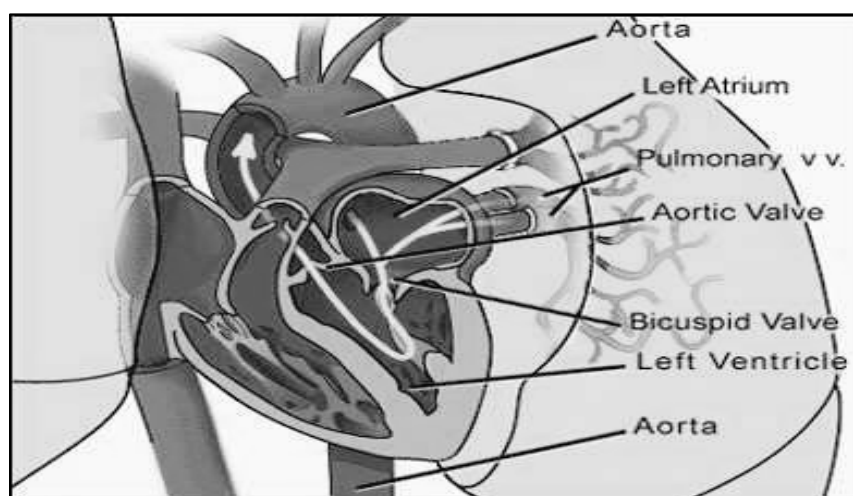


FIGURA 3.3 – CORAÇÃO ESQUERDO

Artéria aorta, Átrio esquerdo, Veia pulmonar, Válvula aórtica, Válvula bicúspide (mitral), Ventrículo esquerdo, Artéria aorta

As artérias são vasos que levam o sangue do coração para os órgãos, músculos, ossos, enfim, para cada célula do nosso organismo. As veias são os vasos que trazem o sangue de volta ao coração, diferem-se das artérias por ter uma camada média menos espessa devido a menor pressão de retorno para o coração.

O coração recebe sangue venoso através das veias cavas, inferior e superior, e ejeta o sangue oxigenado através da artéria aorta. As funções básicas do sistema cardiovascular são transportar oxigênio e outros nutrientes para as células do corpo.

O pulso arterial é produzido pela ejeção de sangue do ventrículo esquerdo dentro da artéria aorta e dos grandes vasos. O retorno do sangue ocorre devido ao pulso venoso gerado pela contração dos músculos e pela contração da própria veia. Também existe a ação das válvulas contidas no interior das veias que ajudam a vencer a força da gravidade.

A circulação sistêmica, grande circulação ou circulação periférica é o movimento do sangue que sai pela artéria aorta, que se comunica com o ventrículo esquerdo através de uma válvula unidirecional chamada aórtica, e retorna pelas veias cavas, inferior e superior, retornando ao átrio esquerdo.

Através da válvula tricúspide, o sangue do átrio direito chega ao ventrículo direito. A pequena circulação ou circulação pulmonar é o movimento do sangue que sai do ventrículo direito, atravessa a válvula pulmonar e as artérias pulmonares, passando pelos capilares pulmonares. Depois de oxigenado, o sangue retorna para o átrio esquerdo através das veias pulmonares, atravessa a válvula mitral, enchendo o ventrículo esquerdo e fechando o ciclo com a grande circulação.

A terceira circulação ou circulação coronariana é o movimento do sangue a partir dos seios coronarianos localizados na raiz da aorta. Estes dão origem à artéria coronária direita e tronco da coronária esquerda. Assim que o miocárdio é irrigado, o sistema venoso coronariano traz de volta o sangue para o átrio direito (SOUZA, 2006).

O termo ciclo cardíaco refere-se às alterações elétricas e mecânicas (alterações de pressão e volume) que ocorrem no coração durante e após um único batimento cardíaco. Estas incluem a contração e o relaxamento do miocárdio, assim como alterações de pressão e volume. A fase contrátil do ciclo cardíaco é denominada sístole e a fase de relaxamento recebe a designação de diástole. O período de tempo dentro do ciclo cardíaco associado com ausência de atividade elétrica ou mecânica (relaxamento) é denominado intervalo de tempo diastólico.

O volume de ejeção é a quantidade de sangue (em mL) bombeado pelo coração em cada pulsação ou batimento cardíaco. O valor enunciado refere-se habitualmente ao ventrículo esquerdo. O volume de ejeção em repouso e na posição sentada para o homens, em geral, pode ser medido na faixa de 70 mL / batimento (SOUZA, 2006).

Volume diastólico final ventricular esquerdo significa literalmente a quantidade de sangue no ventrículo esquerdo no final da diástole, imediatamente antes da próxima contração.

Volume sistólico final ventricular esquerdo significa a quantidade de sangue que permanece no ventrículo logo depois que o coração acabou de contrair-se, imediatamente antes de começar a encher-se novamente.

O termo débito cardíaco é definido como a quantidade de sangue ejetado por um minuto, mais especificamente pelo ventrículo esquerdo. É calculado como o produto da frequência cardíaca e do volume de ejeção.

Um simulador cardiovascular deve possuir elementos que permitam reproduzir os sinais de pressão e vazão observados em diversos pontos do sistema circulatório.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DE UM SIMULADOR ELETRO-FLUIDODINÂMICO

Um simulador hidrodinâmico pode apresentar capacidade de reproduzir os níveis de pressão e vazão observados em vários pontos do sistema cardiovascular humano como, por exemplo, a simulação dos grandes vasos, a veia pulmonar e artéria aorta (TIMMS, 2005). O modelo apresentado na Figura 3.4 (FELIPINI, 2005), em desenvolvimento no IDPC, é composto por um atuador eletromecânico para a simulação da câmara cardíaca do ventrículo esquerdo onde um motor de corrente contínua sem escovas aciona a câmara de bombeamento através do eixo manivela, válvulas, câmara de complacência, mangueiras, transdutor de pressão arterial, torniquete, resistência elétrica para aquecimento do fluido e termostato para controlar a temperatura.

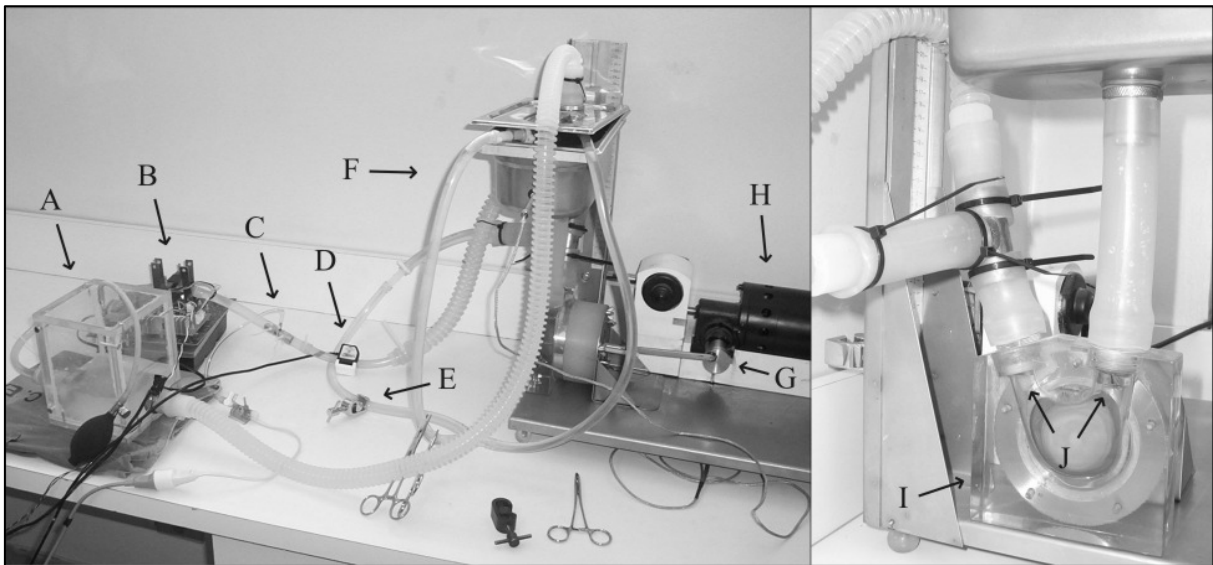


FIGURA 3.4 – SIMULADOR ELETRO-FLUIDODINÂMICO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR
 (A) Câmara de complacência, (B) Fluxômetro Eletromagnético, (C) Transdutor de pressão, (D) Transdutor ultra-sônico, (E) Torniquete para controle de vazão, (F) Reservatório com termostato e resistência elétrica
 (G) Eixo manivela, (H) Motor de corrente contínua sem escovas, (I) Câmara de bombeamento,
 (J) Válvulas unidirecionais

3.2.1 Modelo do ventrículo esquerdo

Os ventrículos são cavidades cujas paredes musculares se contraem periodicamente. O efeito dessa contração é a variação da pressão ventricular como função de seu volume e do tempo. Define-se elastância ventricular como sendo a relação entre a variação da pressão e do volume ventricular. Em geral, o ventrículo é modelado como uma elastância variante no tempo. Uma representação gráfica das elastâncias variantes no tempo pode ser realizada através do ciclo de trabalho cardíaco em um diagrama $P \times V$ (Pressão x Volume) apresentado na Figura 3.5 (lado esquerdo), sendo relacionada com as fases de contração isométrica ($A \rightarrow B$), ejeção ($B \rightarrow C$), relaxação isométrica ($C \rightarrow D$), enchimento rápido ($D \rightarrow E$) e enchimento lento ($E \rightarrow A$) mostrado na Figura 3.5 (lado direito), (LUCCHI, 1999).

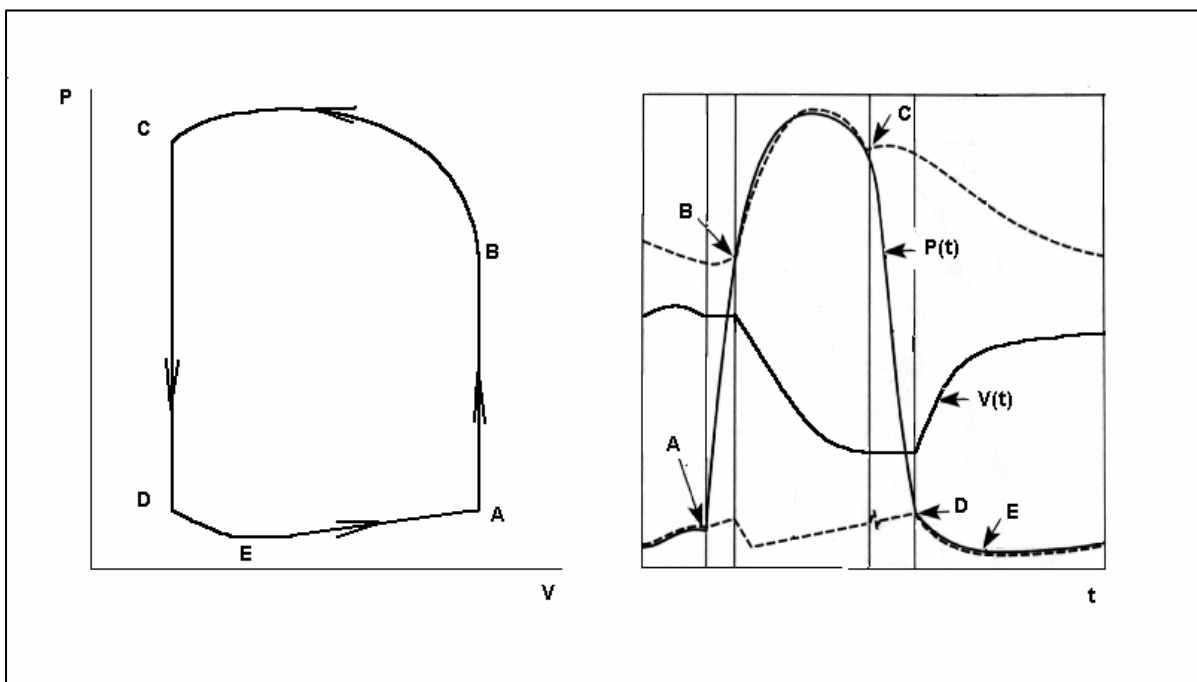


FIGURA 3.5 – DIAGRAMA DO CICLO DE TRABALHO CARDIACO

Lado esquerdo: diagrama de Pressão x Volume ($P \times V$)

Lado direito: curvas de Pressão $P(t)$ e Volume $V(t)$, contração isométrica ($A \rightarrow B$), ejeção ($B \rightarrow C$), relaxação isométrica ($C \rightarrow D$), enchimento rápido ($D \rightarrow E$), enchimento lento ($E \rightarrow A$)

3.2.2 Análogo elétrico do sistema cardiovascular humano

O simulador do IDPC está representado na Figura 3.6 (A) por um circuito análogo elétrico e os resultados da simulação são mostrados na Figura 3.6 (B). A função de ativação da elastância ventricular, do modelo em questão, é controlada pela pressão aórtica, tensão sobre o capacitor $C1$, o que afeta $E(t)$. São apresentadas a pressão ventricular e aórtica como função do tempo para 5 segundos de simulação. Nos resultados cada volt equivale a 1 mmHg na pressão e o débito obtido foi de aproximadamente 5 L/min de modo que o modelo representa parâmetros fisiológicos aceitáveis para a condição normal humana (FELIPINI, 2005). Alterações nos parâmetros do modelo, como a elastância ventricular máxima e mínima, podem simular condições patológicas.

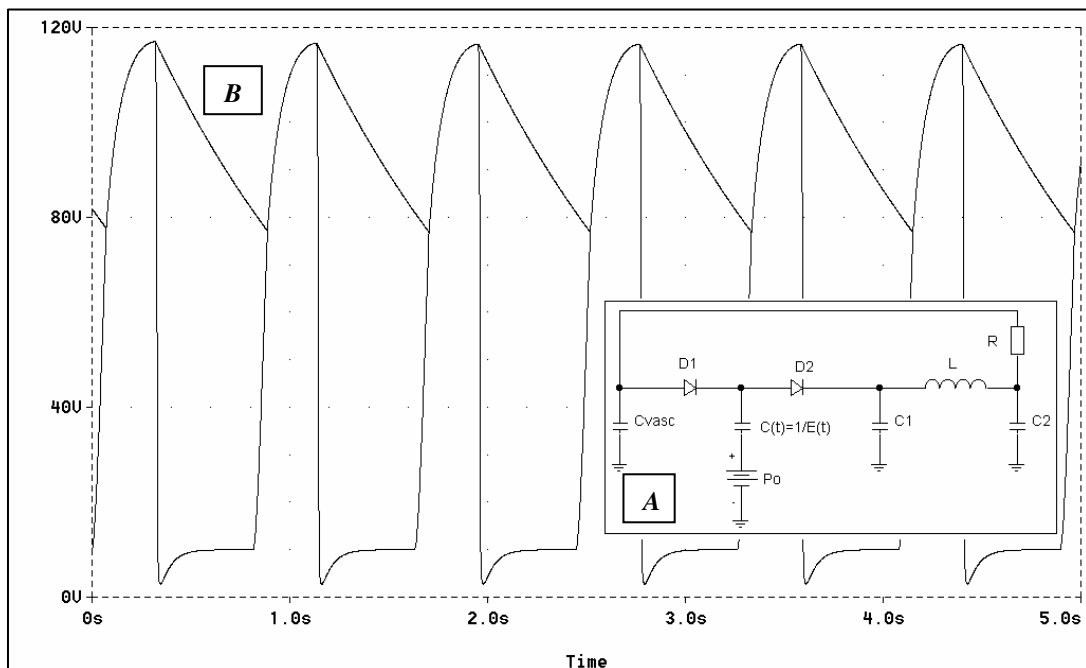


FIGURA 3.6 – RESULTADOS DA SIMULAÇÃO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR
(A) Circuito elétrico análogo, (B) Simulação

3.2.3 Controlador eletrônico e simulador físico

No simulador físico, bancada apresentada na Figura 3.4, o ventrículo tem sua elastância variada por um motor de corrente contínua e uma câmara de bombeamento, o valor médio desta pode ser controlado eletronicamente. Os grandes vasos, artéria aorta e veia pulmonar, são construídos por tubos de silicone de 25,4 mm de diâmetro e a câmara de complacência pode ser controlada pelo volume de ar no seu interior. O fluido tem sua temperatura mantida em aproximadamente 37°C com o uso de um reservatório com termostato e uma resistência elétrica. A resistência hidráulica sistêmica pode ser regulada com o uso de um torniquete, que atua como uma válvula para o controle de vazão.

3.3 CIRCULAÇÃO ASSISTIDA E EXTRACORPÓREA

A circulação assistida consiste no bombeamento de sangue com intuito de se auxiliar a atividade natural do coração. Diversos dispositivos vêm sendo desenvolvidos nos últimos anos, como por exemplo, bombas de fluxo axial intraventricular (KUBRUSLY, 2000), coração artificial auxiliar (ANDRADE, 1999), dispositivos pneumáticos (JUCÁ F.G., 1998; PÊGO-FERNANDES, 1998) e outros.

As Figuras 3.7 e 3.8 mostram uma bomba de assistência circulatória de fluxo axial, em desenvolvimento, para uso intraventricular. É um dispositivo pequeno (pouco maior que uma pilha AA) com capacidade de gerar fluxos de até 8 L/min a uma rotação de 12.000 rpm (rotações por minuto). O motor utilizado, do tipo eletromagnético, opera com 8 W (Watts) (KUBRUSLY, 2000).

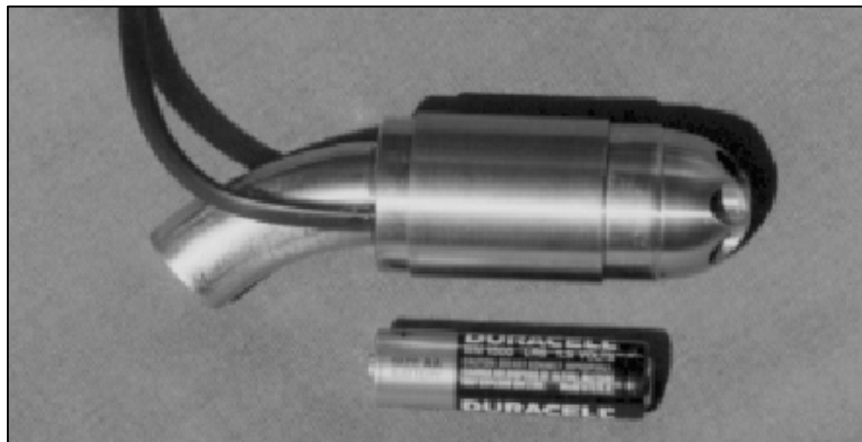


FIGURA 3.7 – DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA CIRCULATÓRIA MECÂNICA INTRAVENTRICULAR DE FLUXO AXIAL

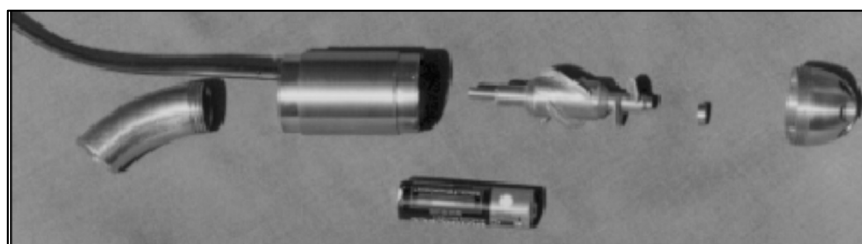


FIGURA 3.8 – DISPOSITIVO DESMONTADO DEMONSTRANDO A SIMPLICIDADE DO SISTEMA

A Figura 3.9 apresenta um modelo de um Coração Artificial Auxiliar (CAA) em desenvolvimento. Este dispositivo foi projetado com dimensões reduzidas para ser implantado em paralelo ao coração natural do paciente, dentro da cavidade torácica direita de forma heterotópica, ou seja, em local diferente do espaço mediastínico ocupado pelo coração nativo. O CAA pode fornecer um fluxo de até 5,8 L/min, com uma pré-carga de 20 mmHg e uma pós-carga de 100 mmHg. A frequência de batimento do CAA e o débito cardíaco são dependentes da pré-carga do ventrículo esquerdo, de modo semelhante ao coração natural (ANDRADE, 1999).

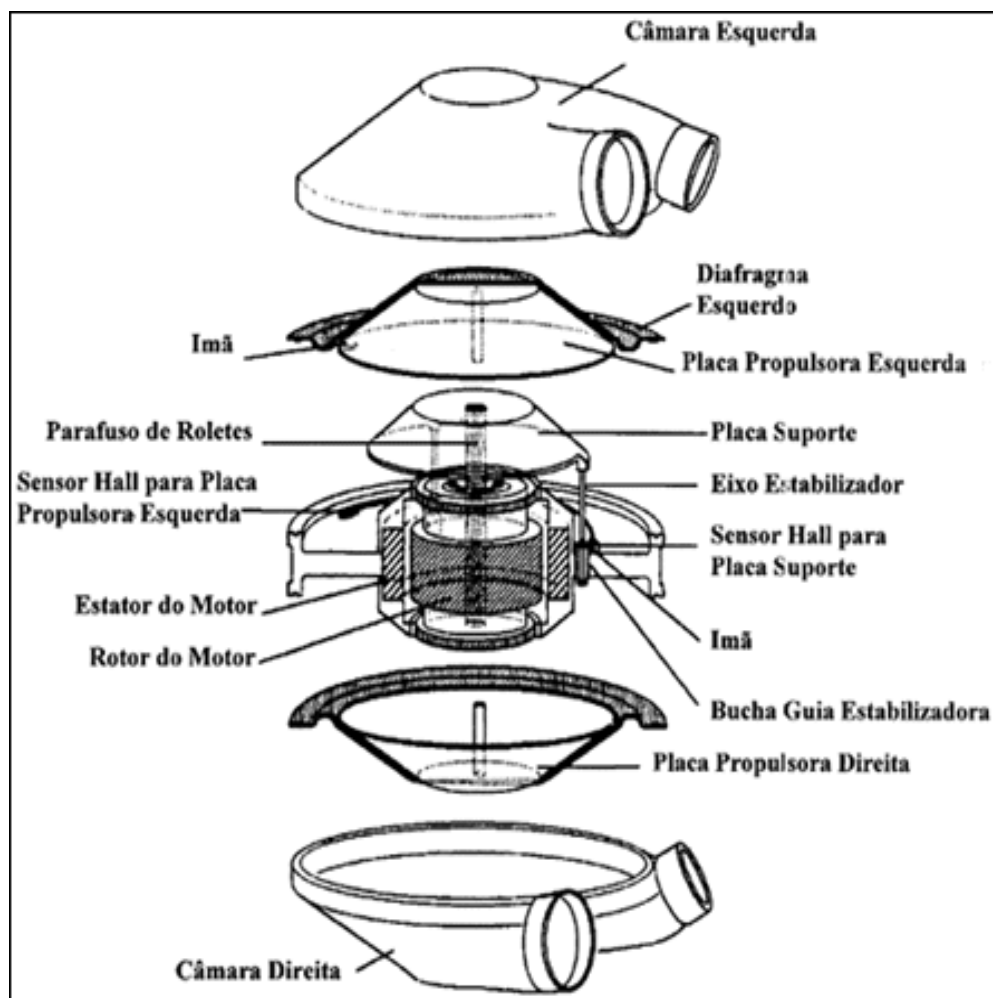


FIGURA 3.9 – MODELO DE UM CORAÇÃO ARTIFICIAL AUXILIAR (CAA)

A Figura 3.10 apresenta o diagrama de um dispositivo de assistência circulatória pneumático constituído por câmaras de impulsão e fonte geradora de energia externa. A Figura 3.11 mostra um dispositivo pneumático de assistência ventricular fabricado pela Thoratec (*Pleasanton, Califórnia, USA*) (SOUZA, 2006).

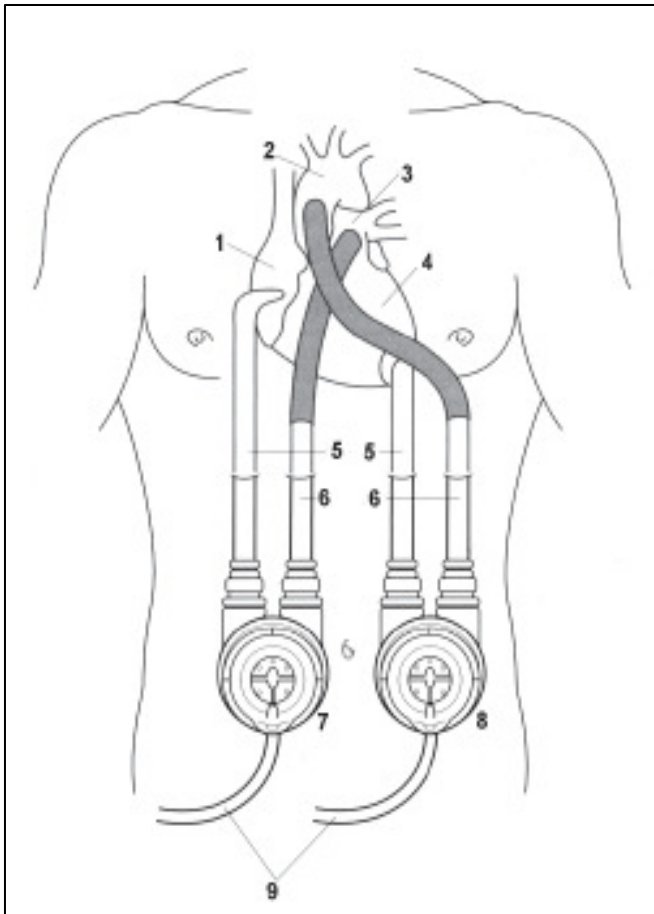


FIGURA 3.10 – VENTRÍCULOS DE USO TEMPORÁRIO THORATEC

(1) Átrio direito, (2) Aorta ascendente, (3) Artéria pulmonar, (4) Ventrículo esquerdo, (5) Linhas de coleta do sangue, (6) Linhas de propulsão dos ventrículos, (7) Lado direito, (8) Lado esquerdo, (9) Linhas do gás propulsor das câmaras ventriculares

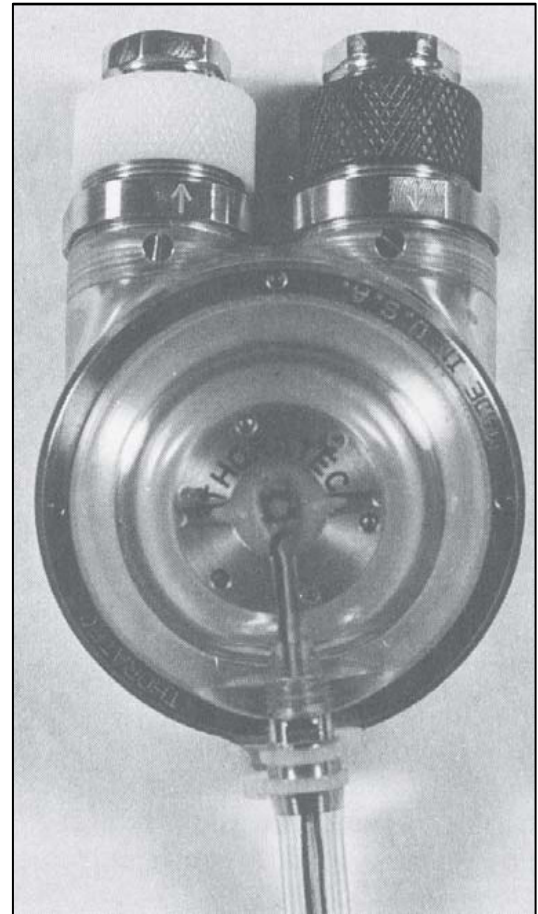


FIGURA 3.11 – DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR DE USO TEMPORÁRIO THORATEC

A circulação extracorpórea compreende o conjunto de máquinas, equipamentos com circuitos eletrônicos, eletromecânicos, medidores de fluxo e pressão, circuitos hidráulicos e técnicas mediante as quais se substituem temporariamente, as funções do coração e dos pulmões, enquanto esses órgãos ficam excluídos da circulação. As funções de bombeamento do coração são desempenhadas por uma bomba mecânica (MARQUES, 2002) e as funções dos pulmões são substituídas por um aparelho que realiza as trocas gasosas com o sangue. A oxigenação do sangue, o seu bombeamento e circulação fazem-se externamente ao organismo do indivíduo (SOUZA, 2006).

A Figura 3.12 apresenta o diagrama de uma bomba sangüínea espiral, em desenvolvimento, indicada também ao uso de circulação extracorpórea. Com capacidade média de 9 L/min e pressão de até 400 mmHg com 1500 rpm (rotações por minuto). A Figura 3.13 mostra a bomba espiral (DINKHUYSEN, 2007).

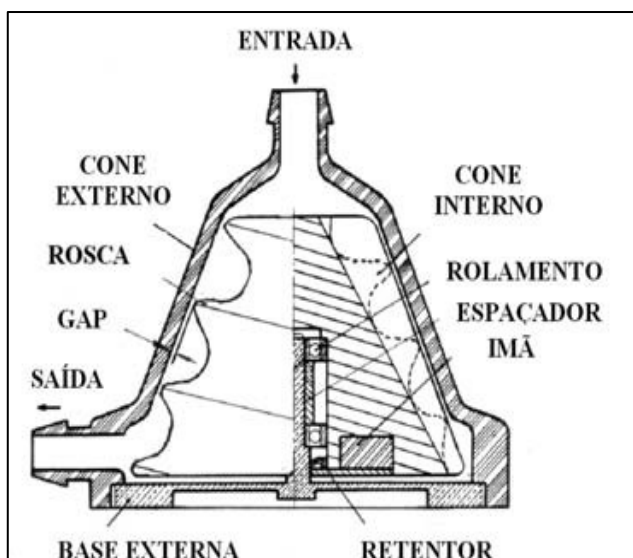


FIGURA 3.12 – DIAGRAMA DE UMA BOMBA ESPIRAL



FIGURA 3.13 – BOMBA SANGÜÍNEA ESPIRAL

CAPÍTULO 4

4 IMPLEMENTAÇÃO DE UM MEDIDOR ELETROMAGNÉTICO

A geração da tensão elétrica entre os eletrodos do transdutor eletromagnético pode ser justificada pela Lei de Faraday e Lei de Lenz (DELMEE, 2003; HAYT, 2003). Quando se aplica uma tensão elétrica entre dois eletrodos imersos em uma solução eletrolítica, podem ocorrer reações químicas (IVASKA, 1991; VOGEL, 1981). Foram observados alguns fenômenos nos eletrodos, como oxidação e redução, denominados como efeitos secundários.

4.1 TEORIA E ESTUDO DO MEDIDOR ELETROMAGNÉTICO

4.1.1 Conceitos e definições sobre o magnetismo

Campo magnético é a região ao redor de um ímã, na qual ocorre um efeito magnético. Esse efeito é percebido pela ação de uma força magnética de atração ou de repulsão. O campo magnético pode ser definido pela medida da força que este exerce sobre o movimento das partículas de carga, tal como um elétron, que o atravessam. A representação visual do campo magnético é feita através de linhas de campo magnético, também conhecidas por linhas de indução magnética ou ainda por linhas de fluxo magnético, que são linhas envoltórias imaginárias. As linhas de campo magnético são linhas fechadas que saem do pólo norte, retornando ao pólo sul (HAYT, 2003). A Figura 4.1 apresenta as linhas de campo magnético uniforme e não uniforme.

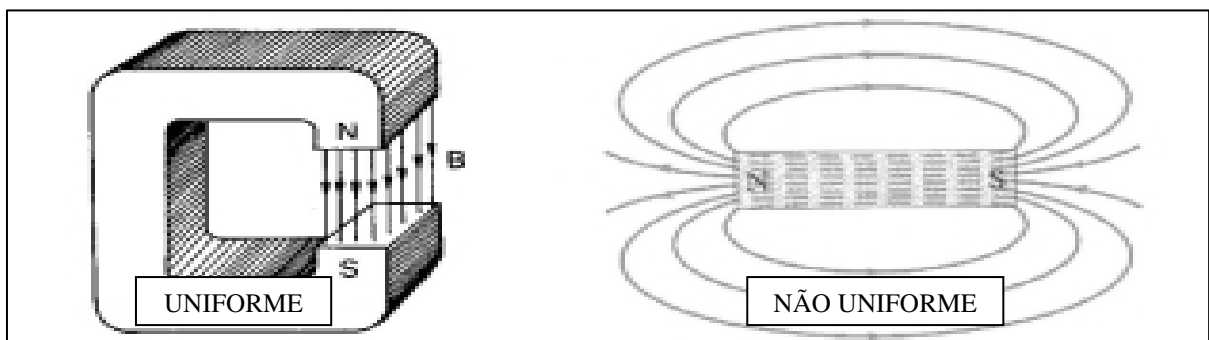


FIGURA 4.1 – CAMPO MAGNÉTICO UNIFORME E NÃO UNIFORME

4.1.2 Densidade de campo magnético ou densidade de fluxo magnético

O fluxo magnético, simbolizado por Φ , é definido como o conjunto de todas as linhas de campo que atingem perpendicularmente uma dada área, como apresenta a Figura 4.2. A unidade de fluxo magnético é o Weber (Wb).

A equação (1) apresenta a densidade de campo magnético, também conhecida como densidade de fluxo magnético ou simplesmente campo magnético, é uma grandeza vetorial representada pela letra B , cuja unidade é o Tesla (T) e é determinada pela relação entre o fluxo magnético Φ e a área de uma dada superfície (A) perpendicular à direção do fluxo magnético (HAYT, 2003).

$$B = \frac{\phi}{A} \left(\frac{Wb}{m^2} \right) \quad (1)$$

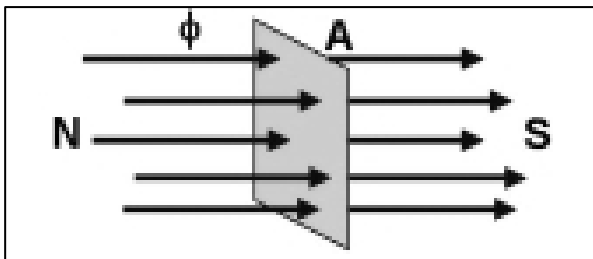


FIGURA 4.2 – LINHAS DE CAMPO

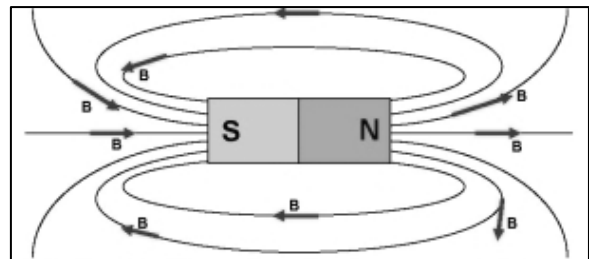


FIGURA 4.3 – DIREÇÃO DO VETOR CAMPO MAGNÉTICO B

A direção do vetor densidade de campo magnético B é sempre tangente às linhas de campo magnético em qualquer ponto, como apresenta a Figura 4.3. O sentido do vetor densidade de campo magnético é sempre o mesmo das linhas de campo. O número de linhas de campo magnético que atravessam uma dada superfície perpendicular por unidade de área é proporcional ao módulo do vetor B na região considerada. Assim sendo, onde as linhas de indução estão muito próximas umas das outras, B terá alto valor. Onde as linhas estiverem muito separadas, B será pequeno.

No interior de um ímã as linhas de campo encontram-se mais concentradas e, portanto, a intensidade do campo magnético é elevada. Há, portanto, alta densidade de fluxo magnético. Externamente ao ímã as linhas de campo encontram-se mais dispersas ao longo dos caminhos entre os pólos, como apresenta claramente a Figura 4.3. Pode-se concluir que a intensidade do campo magnético nesta região é menor, ou seja, há menor densidade de fluxo magnético.

No entanto, percebe-se que o número de linhas de campo no interior do ímã e no exterior é exatamente o mesmo, já que são linhas fechadas. Assim o fluxo magnético no interior e no exterior de um ímã é exatamente o mesmo, porém percebe-se que a densidade de fluxo magnético é maior no interior do ímã que no exterior, pois o mesmo número de linhas está concentrado numa área menor.

Como indica a Figura 4.3, o conjunto de todas as linhas de campo numa dada superfície é denominado fluxo magnético. Assim o fluxo magnético pode ser determinado pela integral do campo magnético numa dada área, como apresentadas nas equações que seguem (HAYT, 2003).

$$B = \frac{d\phi}{dA} \quad (2)$$

$$d\phi = B.dA \quad (3)$$

$$\phi = \int B.dA \quad (4)$$

4.1.3 Indução eletromagnética, lei de Faraday e lei de Lenz

Nos estudos do transdutor eletromagnético observou-se que a variação do fluxo ocorre com o movimento de um condutor retilíneo dentro de um campo magnético fixo (BEVIR, 1970), ou seja, movimento de um fluido iônico dentro do tubo.

O experimento de Faraday mostra que se numa região próxima a um condutor, bobina ou circuito elétrico houver uma variação de fluxo magnético, aparecerá nos seus terminais uma diferença de potencial, força eletromotriz induzida, ou simplesmente tensão induzida. Caso o circuito elétrico esteja fechado, esta força eletromotriz induzida fará circular uma corrente elétrica induzida. Michael Faraday enunciou a lei que rege este fenômeno, chamado de indução eletromagnética e que relaciona a tensão elétrica induzida devida à variação do fluxo magnético num circuito elétrico. Segundo a Lei de Faraday: “Em todo condutor enquanto sujeito a uma variação de fluxo magnético é estabelecida uma força eletromotriz induzida”, também diz que a tensão induzida em um circuito, com (N) espiras será igual ao resultado da taxa de variação do fluxo magnético no tempo e é dada pela divisão da variação do fluxo magnético pelo intervalo de tempo em que ocorre, com sinal trocado. Ou seja, quanto mais o fluxo variar num intervalo de tempo, tanto maior será a tensão induzida. A equação (5) traduz este fato (HAYT, 2003).

$$e(t) = -N \cdot \frac{d\phi}{dt} (\text{Volts}) \quad (5)$$

A indução eletromagnética é regida por duas leis: Lei de Faraday e Lei de Lenz. Pela análise do experimento de Faraday observa-se que quando o fluxo magnético variante era crescente a corrente induzida tinha um sentido. Quando o fluxo magnético variante era decrescente a corrente induzida assumiu um sentido contrário. Esse fenômeno observado é explicado pela Lei de Lenz. Deve-se lembrar que a corrente induzida circula num determinado sentido devido à polaridade da força eletromotriz induzida.

4.1.4 Tensão induzida em condutores que cortam um campo magnético

Um ímã se movimentando nas proximidades de um condutor ou bobina induz uma força eletromotriz no mesmo. Conseqüentemente, um condutor se movimentando dentro de um campo provoca variação de fluxo magnético sobre sua superfície longitudinal e sofre, portanto, indução de força eletromotriz. Se o circuito estiver fechado, circula uma corrente elétrica provocada pela força eletromotriz induzida. A equação (6) representa o fenômeno considerado (HAYT, 2003).

$$\phi = B.A.\text{sen}(\theta) [Wb] \quad (6)$$

Portanto, o fluxo magnético (ϕ) depende da densidade do campo magnético (B), da área do condutor (A) atingida pelas linhas do campo magnético e do ângulo (θ) em que estas linhas atingem o condutor. Há uma relação ortogonal entre as direções do fluxo magnético, do movimento relativo do condutor (ou bobina) e da corrente induzida, como apresentado na Figura 4.4.

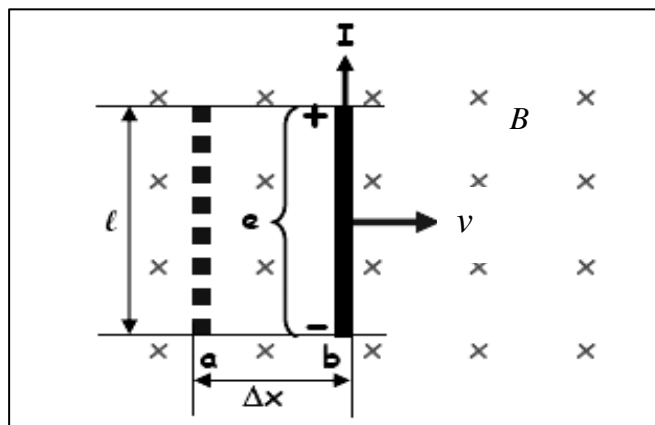


FIGURA 4.4 – TENSÃO INDUZIDA EM CONDUTORES QUE CORTAM UM CAMPO MAGNÉTICO

O sentido da corrente induzida num condutor em movimento dentro de um campo magnético pode ser dado pela Regra de Fleming para ação geradora (Regra da Mão Direita), como apresenta a Figura 4.5, onde o dedo polegar indica o sentido do movimento, o dedo indicador o sentido do fluxo magnético e o dedo médio o sentido da corrente induzida.

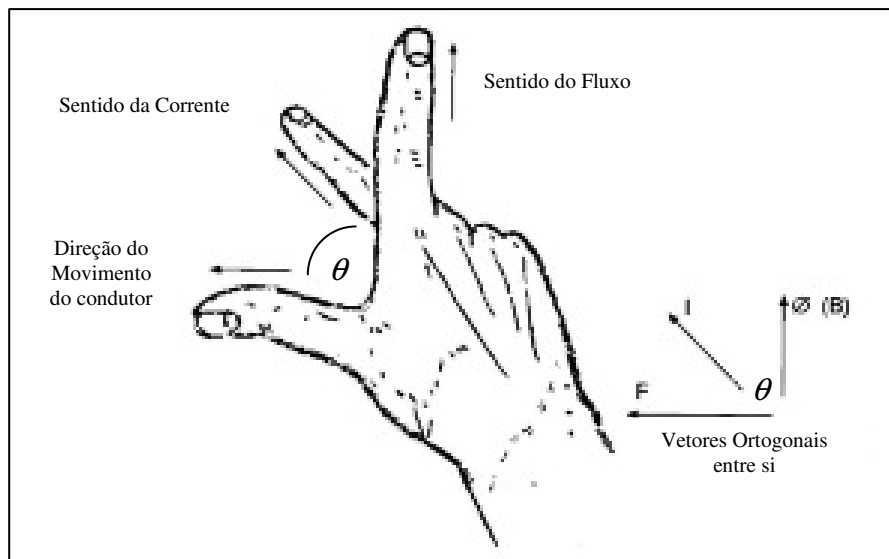


FIGURA 4.5 – REGRA DE FLEMING PARA AÇÃO GERADORA (REGRA DA MÃO DIREITA)

A Figura 4.6 indica o sentido da corrente induzida num condutor, em função da polaridade magnética e do sentido do movimento do condutor. Na Figura 4.6, ponto (A), não há indução porque o condutor não corta linhas de campo e, portanto, não há variação de fluxo magnético sobre a sua superfície longitudinal, ou seja $\theta = 0^\circ$. Na Figura 4.6, ponto (B), a indução é máxima, pois $\theta = 90^\circ$. Na Figura 4.6, ponto (C), observa-se uma situação intermediária, pois $0^\circ < \theta < 90^\circ$. Se o condutor estiver parado, não atravessa linhas de campo, não sofre variação de fluxo magnético e, portanto, não há corrente induzida.

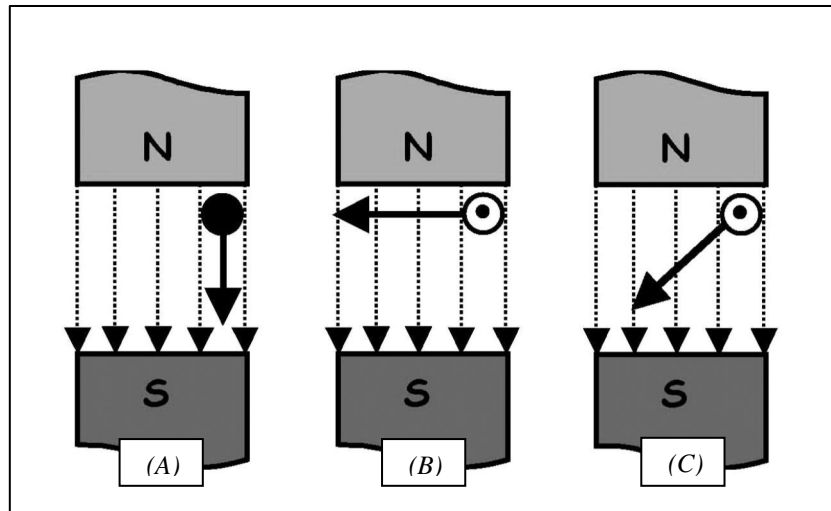


FIGURA 4.6 – SENTIDO DA CORRENTE INDUZIDA NUM CONDUTOR
 (A) Não há indução, (B) Indução máxima, (C) Indução intermediária

Segundo a Lei de Faraday, pode-se encontrar uma equação particular para determinar a tensão induzida em condutores que se movimentam no interior de um campo magnético. Na Figura 4.4, quando o condutor de comprimento (ℓ) se desloca do ponto (a) ao ponto (b) com velocidade constante (v), no interior de um campo com densidade de fluxo (B), percorrendo uma distância Δx . Por meio das equações apresentadas a seguir algumas relações matemáticas, tensão induzida e velocidade podem ser relacionados (HAYT, 2003).

$$e(t) = -\frac{d\phi}{dt} \text{ (Volts)} \quad (7)$$

$$\phi = B.A.\text{sen}(\theta) \text{ [Wb]} \quad (8)$$

$$d\phi = B.dA.\text{sen}(90^\circ) \quad (9)$$

$$d\phi = B.dA \quad (10)$$

$$e(t) = -\frac{B.dA}{dt} \quad (11)$$

$$dA = \ell.dx \quad (12)$$

$$e(t) = -\frac{B.(\ell.dx)}{dt} \quad (13)$$

$$v(t) = \frac{dx}{dt} \quad (14)$$

Após as devidas substituições e relações matemáticas, a função $e(t)$ pode relacionar tensão induzida com a velocidade do fluido, distância entre os eletrodos e o campo magnético aplicado. Foi observado nos ensaios e pesquisas que existe uma função secundária interferente na tensão induzida $e(t)$, que está relacionada com a condutividade do fluido (σ), teor do oxigênio dissolvido (O_2) dentre outros fatores (z). A Equação (15) mostra esta relação (DELMEE, 2003; CARR, 1998).

$$e(t) = -B.l.v(t) + f(\sigma, O_2, z) \quad (15)$$

Como os fatores interferentes não podem ser evitados ou controlados porque o transdutor deve medir velocidade independente de alterações no líquido, alguns artifícios eletrônicos puderam compensar as interferências. Estudos são apresentados de forma a explicar e justificar as diversas reações eletroquímicas observadas no interior do transdutor eletromagnético. A determinação desta função secundária não apresenta interesse de estudo neste trabalho.

4.2 EFEITOS SECUNDÁRIOS

4.2.1 Voltametria

A Voltametria é uma técnica usada na química para determinação de concentração de elementos químicos em uma solução eletrolítica. Apresenta grande sensibilidade para concentrações na ordem de ppm (parte por milhão) (IVASKA, 1991; VOGEL, 1981). Observa-se que nas análises ocorrem vários fenômenos que podem justificar os problemas de nível DC encontrados no transdutor do FE em estudo.

A voltametria é uma técnica eletroquímica (RILEY, 1987) onde as informações qualitativas e quantitativas de uma espécie química são obtidas a partir do registro de curvas corrente – potencial (tensão elétrica aplicada entre os terminais dos eletrodos), feitas durante a eletrólise dessa espécie em uma cela eletroquímica constituída por 2 eletrodos, sendo um deles um micro eletrodo, o eletrodo de trabalho, e o outro um eletrodo de superfície relativamente grande, usualmente um eletrodo de referência. O potencial é aplicado entre os dois eletrodos em forma de varredura, isto é, variando-o a uma velocidade constante em função do tempo. O potencial e a corrente resultante são registrados simultaneamente. A curva corrente vs. potencial obtida é chamada de polarograma. A técnica em questão garante que ocorrerá uma variação da condutividade na solução eletrolítica, visto que ocorrerão transportes e depósito de material sobre os eletrodos.

A área dos dois eletrodos é diferente, o micro eletrodo se polarizará, isto é, assumirá o potencial aplicado a ele. O eletrodo de referência, por possuir uma área grande, não se polarizará, mantendo o seu potencial constante. O micro eletrodo é comumente feito de um material inerte, como ouro, platina, carbono, mercúrio.

Observou-se uma polarização nos eletrodos, e no caso do transdutor eletromagnético esse fenômeno pode ser prejudicial à aquisição, e tem ocorrido devido à passagem de corrente elétrica em um único sentido. A tensão induzida pelo campo magnético constante aplicado

sobre a solução eletrolítica é perpendicular aos eletrodos e ao sentido da velocidade do fluido.

A corrente elétrica terá apenas um único sentido.

A Figura 4.7 apresenta um polarograma típico obtido para uma solução de Cd(II) em HCl 1 mol L⁻¹.

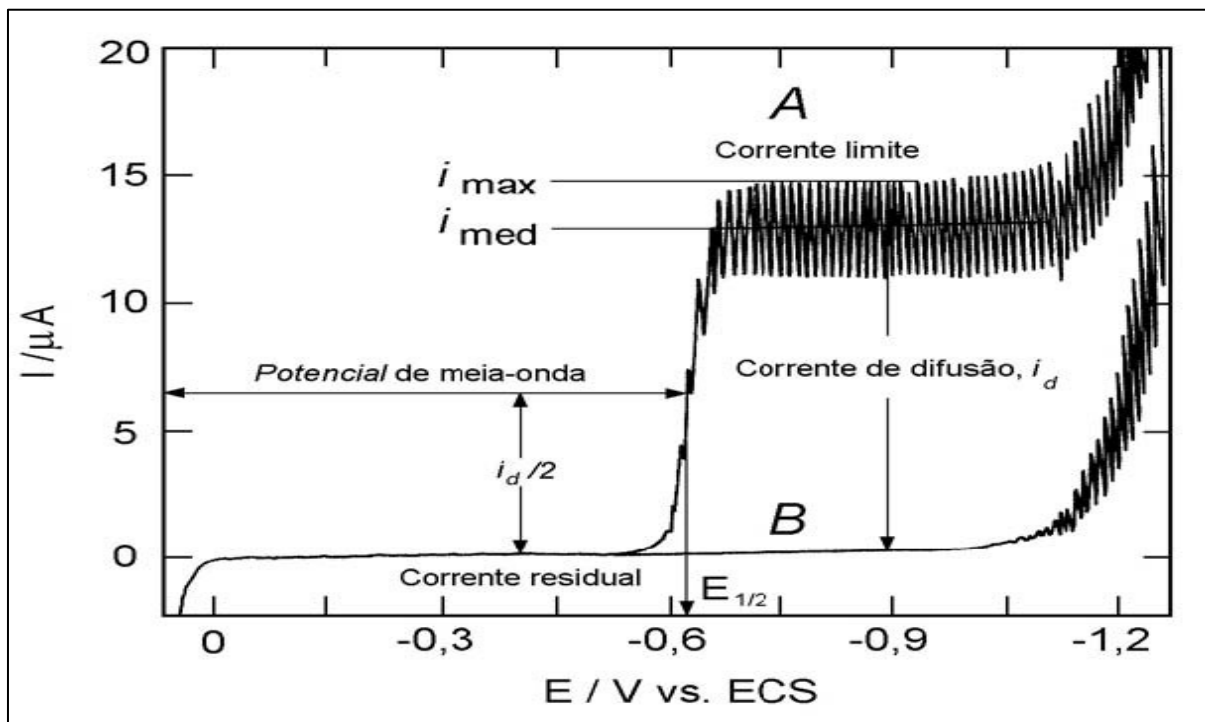
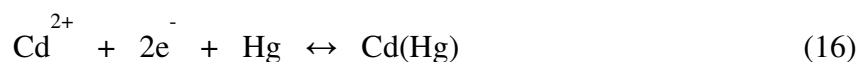


FIGURA 4.7 – POLAROGAMA TÍPICO PARA UMA SOLUÇÃO DE CD(II) EM HCL 1 MOL L⁻¹
 (A) Polarograma de uma solução $0,5 \times 10^{-3}$ mol L⁻¹ de Cd²⁺ em HCl 1,0 mol L⁻¹
 (B) Polarograma de uma solução de HCl 1,0 mol L⁻¹

Na faixa de tensão entre 0 V e -0,5 V observa-se no polarograma apenas uma corrente residual decorrente da redução e oxidação de impurezas presentes no eletrólito de suporte (HCl 1 mol L⁻¹).

Na faixa de tensão onde a tensão é menor que -0,6V ocorre um aumento brusco da corrente em função da redução do cádmio junto à superfície do eletrodo gotejante de mercúrio.



Além da difusão, mais dois processos de transferência de massa entre a solução e a superfície do eletrodo podem ocorrer. Um desses processos é a migração de partículas carregadas em um campo elétrico. O outro é a convecção, um processo mecânico que ocorre devido à movimentação da solução. O processo de convecção é eliminado mantendo-se a solução em repouso, sem agitação. Assim, apenas o processo de difusão será responsável pelo transporte de massa.

Uma das principais limitações da voltametria clássica em relação à sensibilidade é a chamada corrente capacitiva, que é uma das principais componentes da corrente de fundo, que constitui a corrente residual apresentada nos polarogramas da Figura 4.8.

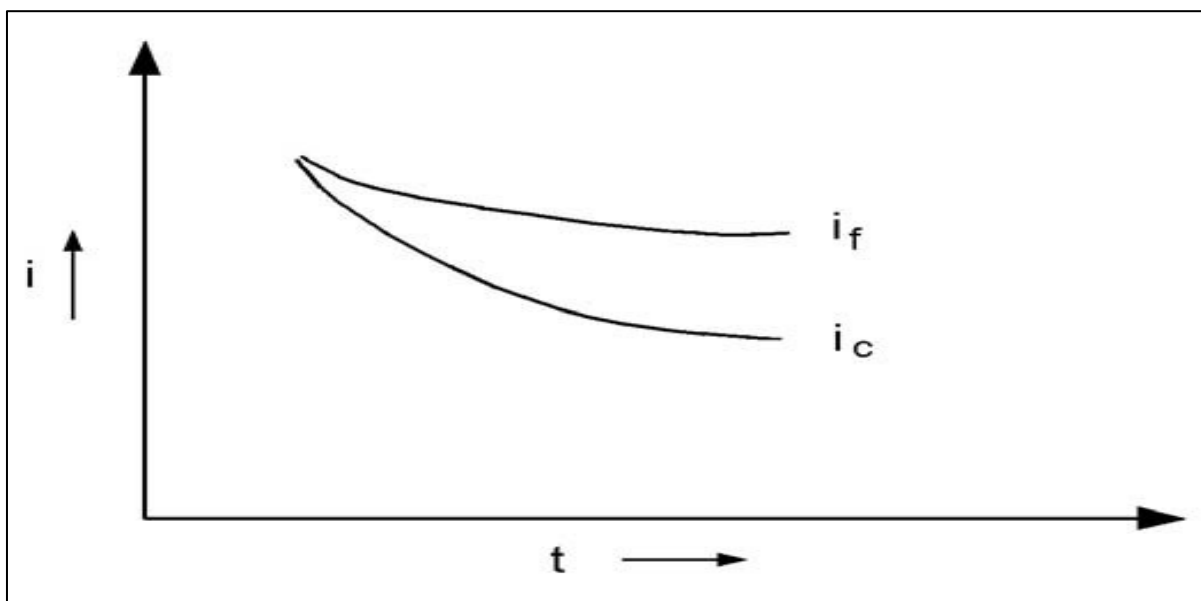


FIGURA 4.8 – POLAROGRAMA DA CORRENTE RESIDUAL
(If) Corrente faradaica, (Ic) Corrente capacitiva

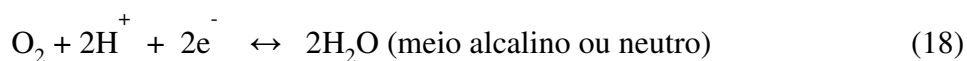
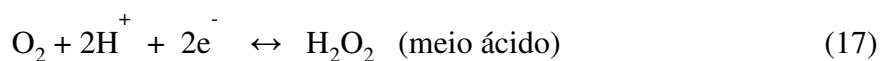
Esta corrente surge devido a fenômenos relacionados à dupla camada elétrica. Quando um potencial é aplicado a um micro eletrodo ele adquire uma carga tipo condensador, devido ao carregamento e descarregamento da dupla camada elétrica. Como em voltametria usa-se varredura de potencial, a cada etapa de potencial aplicado o eletrodo apresentará esse carregamento e descarregamento da dupla camada, desenvolvendo uma corrente, que, por esta

razão, é chamada de corrente capacitiva ou de condensador. A outra componente da corrente de fundo ou residual é uma corrente do tipo faradaica, que ocorre devido a impurezas presentes no eletrólito de suporte, em outros reagentes utilizados e ao oxigênio dissolvido. Essa corrente pode ser reduzida ou mesmo eliminada usando-se reagentes mais puros e removendo-se o oxigênio pela passagem de um gás inerte.

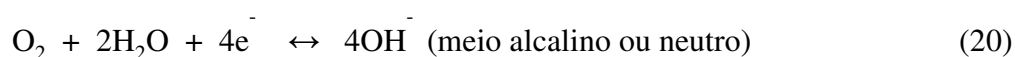
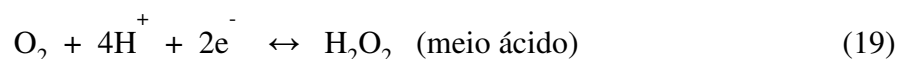
O resultado apresentado na Figura 4.7 pode justificar interferências em transdutores eletromagnéticos. Estes fenômenos devem ser considerados nos projetos.

4.2.2 Oxigênio dissolvido no fluido do simulador cardiovascular

A concentração do oxigênio dissolvido na solução eletrolítica deve ser observado, e pode apresentar interferências na geração de tensão no transdutor do FE. Quando se trabalha na região catódica, como é o caso da polarografia, há a necessidade da remoção do oxigênio atmosférico dissolvido nas soluções. Isto porque o O_2 é eletroativo, produzindo duas ondas polarográficas nessa região, uma com potencial de meia onda, $E_{1/2}$, ao redor de $-0,05$ V vs. o Eletrodo de Calomelano Saturado (ECS) e a outra com $E_{1/2}$ ao redor de $-1,0$ V vs. ECS. A primeira onda catódica é devido às reações:



As ondas citadas são referentes à variação da corrente, ou seja, são regiões onde uma certa tensão aplicada produziu um aumento na corrente elétrica. Tanto a formação de água oxigenada na redução do oxigênio em meio ácido como a formação de água em meio alcalino ou neutro ocorrerão no mesmo potencial ($E_{1/2} \approx -0,05$ V vs. ECS). A segunda onda catódica ($E_{1/2} \approx -1,0$ V vs. ECS) é devido às reações:



Como consequência, na região catódica quando se faz uma medida polarográfica ou voltamétrica na presença de O_2 a corrente de fundo será alta, e vai mascarar a corrente produzida pela espécie eletroativa. Por isso é necessário remover o O_2 dissolvido na solução antes das medidas serem feitas. Isto poderia ser feito desaerando-se a solução pela passagem de um gás inerte isento de O_2 . O gás seria borbulhado na solução durante alguns minutos, remove o O_2 e fica dissolvido em seu lugar.

Para a aplicação no simulador cardiovascular a tensão elétrica induzida no transdutor do FE está abaixo desta faixa, mas este fenômeno deve ser observado. Para outras aplicações onde à velocidade ou o diâmetro do transdutor são maiores a tensão induzida poderá ser maior.

4.3 PROJETO DO TRANSDUTOR ELETROMAGNÉTICO

A Figura 4.5 apresenta os três vetores, campo magnético, velocidade e tensão induzida. As três grandezas devem ficar alinhadas ortogonais entre si, desta forma teremos a maior indução de tensão possível sobre os eletrodos. Se por alguma razão não estiverem, as devidas projeções devem ser calculadas e os valores projetados sobre os respectivos eixos é que terão significado nos cálculos (HAYT, 2003).

A Figura 4.9 apresenta a disposição dos elementos do transdutor eletromagnético.

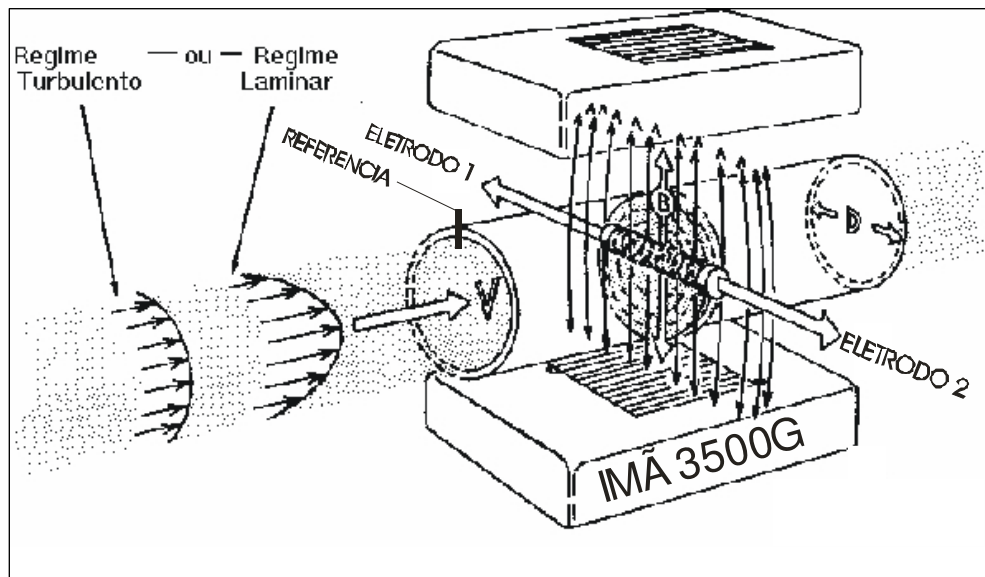


FIGURA 4.9 – DISPOSIÇÃO DOS ELEMENTOS DO TRANSDUTOR ELETROMAGNÉTICO

4.3.1 Montagem do protótipo do transdutor eletromagnético

O protótipo do transdutor, apresentado na Figura 4.10, foi montado em um tubo de plástico PVC cristal código CE10C5 (Plastic Mangueiras, Jambuí, São Paulo, Brasil), com diâmetro interno de 9,5 mm, parede de 1 mm, comprimento de 70 mm e capacidade máxima de pressão equivalente a 2050 mmHg. Foram inseridos, sob pressão, 4 eletrodos de latão com 1 mm de diâmetro, 5 mm de comprimento revestidos com uma película em ouro de 10 μm de espessura, com distância interna entre eles de 8 mm, onde foram soldados cabos do tipo coaxial para tomada dos sinais de medição e retorno dos sinais de referência. O campo magnético aplicado foi de 0,35 Tesla, verificado com um medidor modelo *DRE-025* (Instrutherm, São Paulo, Brasil). Este campo foi obtido com 2 ímãs compostos por uma liga de neodímio, ferro e boro ($\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$, terras raras), com as medidas de 15 mm de largura, 25 mm de comprimento e 5 mm de espessura e fixados paralelos a uma distância máxima de 25 mm entre eles.

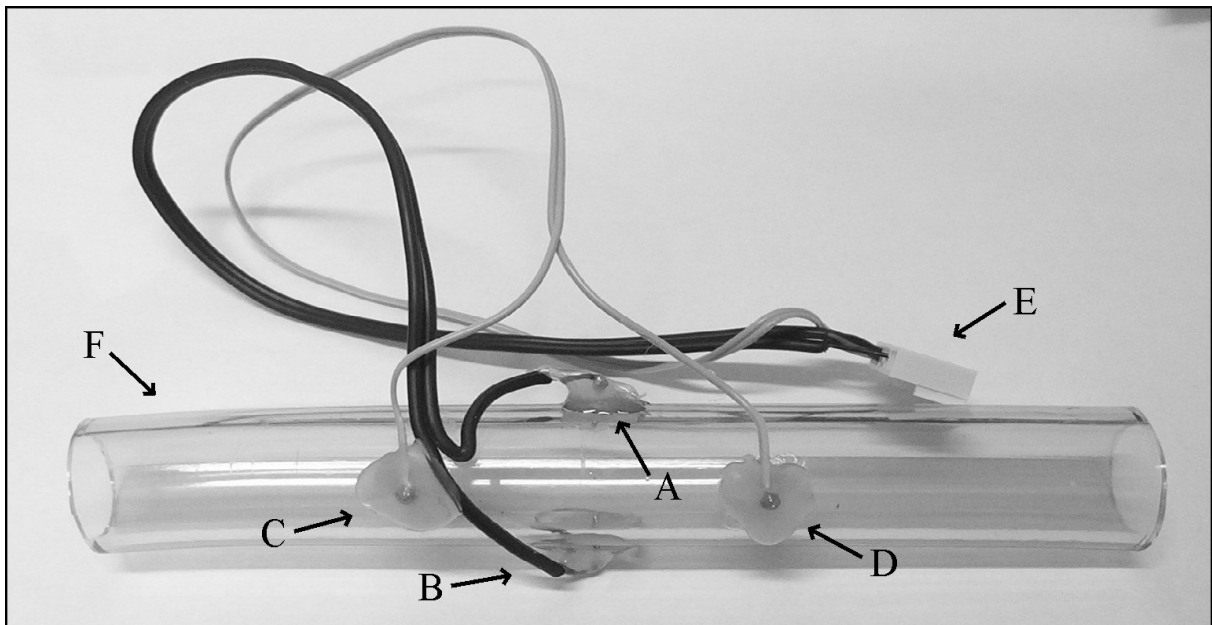


FIGURA 4.10 – PROTÓTIPO DO TRANSDUTOR ELETROMAGNÉTICO

(A) e (B) Eletrodos de medição, (C) e (D) Eletrodos de referência, (E) Conector, (F) Tubo de plástico PVC

Os ímãs foram colados em chapas de ferro silício e dispostos de forma que o campo pudesse ser conduzido pelos parafusos, fechando o circuito magnético, conforme demonstrado na Figura 4.11. Todas as linhas de campo que atravessarem o transdutor devem ficar bem alinhadas e toda a dispersão conduzida pelos parafusos. Após a montagem do transdutor, o tubo deve ficar fixo no centro do campo magnético. Alguns suportes estão dispostos na placa de montagem para facilitar os testes no protótipo.

Com o objetivo de verificar o comportamento das linhas de campo magnético no suporte dos ímãs, foi realizado um teste. Usando limalha de ferro foi possível observar o caminho magnético resultante na montagem. Os parafusos foram definidos com área equivalente à das chapas de ferro silício usadas para fixação dos ímãs de terras raras garantindo uma boa condução do campo e redução da dispersão. A Figura 4.11 apresenta o suporte do ímã, e a Figura 4.12 apresenta o ensaio para verificação do caminho magnético.

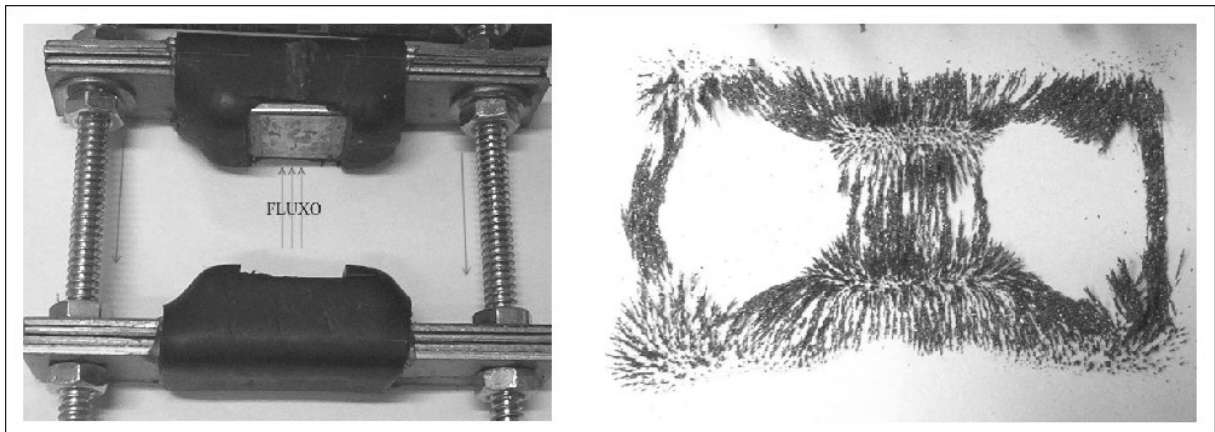


FIGURA 4.11 – SUPORTE DO IMÃ DO TRANSDUTOR

FIGURA 4.12 – ENSAIO PARA VERIFICAÇÃO DO CAMINHO MAGNÉTICO NO SUPORTE

A Figura 4.13, com a vista lateral, mostra que um ajuste na posição dos imãs pode ser feito travando o transdutor no centro. Os parafusos, além de conduzir o campo magnético evitando sua dispersão, permitem um ajuste da distância e transdutores com tubos de até 25mm de diâmetro podem ser usados. A Figura 4.14, com uma vista superior, mostra o transdutor fixado no centro do campo pelos suportes de guia para as mangueiras.

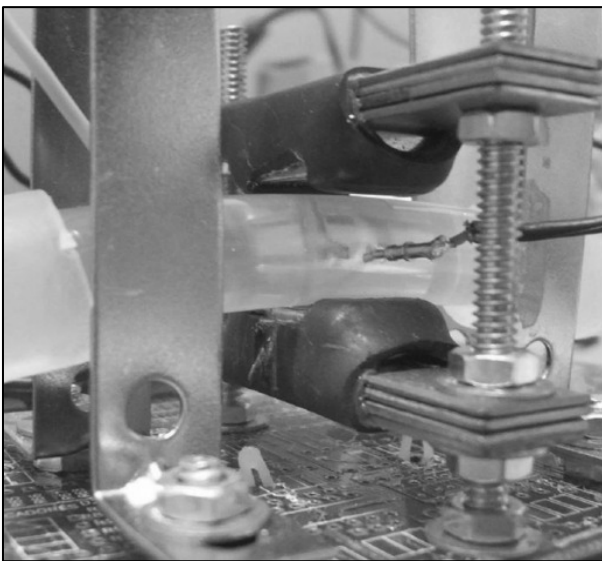


FIGURA 4.13 – SUPORTE DO IMÃ DO TRANSDUTOR, VISTA LATERAL

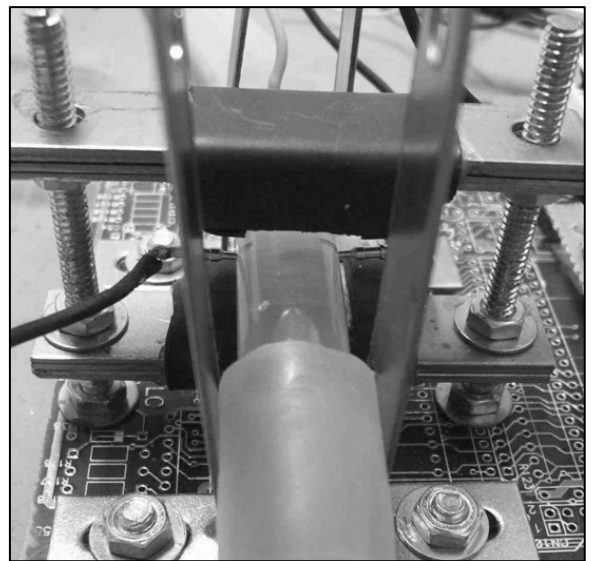


FIGURA 4.14 – SUPORTE DO IMÃ DO TRANSDUTOR, VISTA SUPERIOR

4.4 CIRCUITO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO UTILIZADO

A topologia escolhida para o amplificador apresenta uma entrada diferencial comum em sistemas de medição de sinais de tensão gerados por transdutores que geralmente são de baixíssima potência e tensão, necessitando serem amplificados com alto ganho e redução do ruído induzido (CARR, 1998). A entrada geralmente possui impedância extremamente alta, na ordem de 300 MΩ. A rejeição do sinal em modo comum permite não amplificar o ruído induzido simultaneamente nas duas entradas, geralmente superior a 100dB. A Figura 4.15 apresenta um modelo genérico.

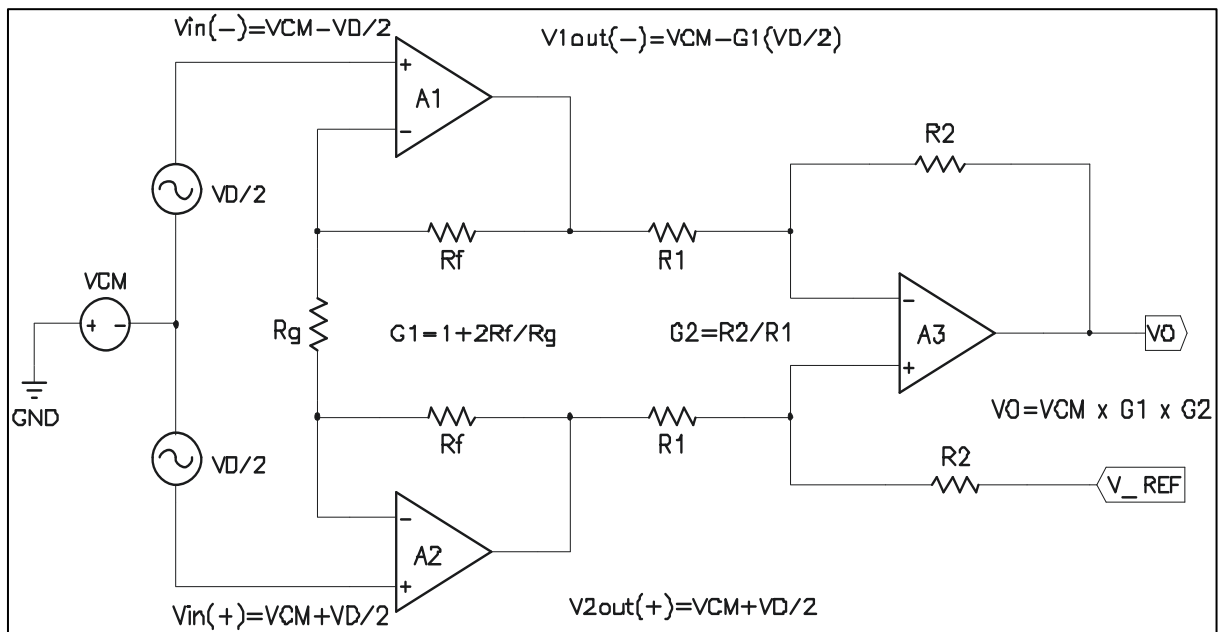


FIGURA 4.15 – MODELO DE UM APLIFICADOR DIFERENCIAL

É importante observar que o circuito e o transdutor devem ser construídos com uma geometria mecânica sempre simétrica para que o ruído induzido apresente intensidades próximas nas duas entradas do amplificador. A topologia é clássica de um amplificador de instrumentação, mas está apresentado em um circuito discreto.

4.4.1 Implementando a realimentação: técnica usada para amplificador de ECG

Baseado em um exemplo de amplificadores utilizados em equipamentos de eletrocardiografia (ECG) (CARR, 1998), o circuito inicial apresentado na Figura 4.15 foi modificado e implementada uma realimentação que usa o sinal de modo comum invertido para gerar a referência (perna direita da Figura 4.16).

O retorno do sinal pode evitar que o ruído sature as entradas do amplificador diferencial para ECG.

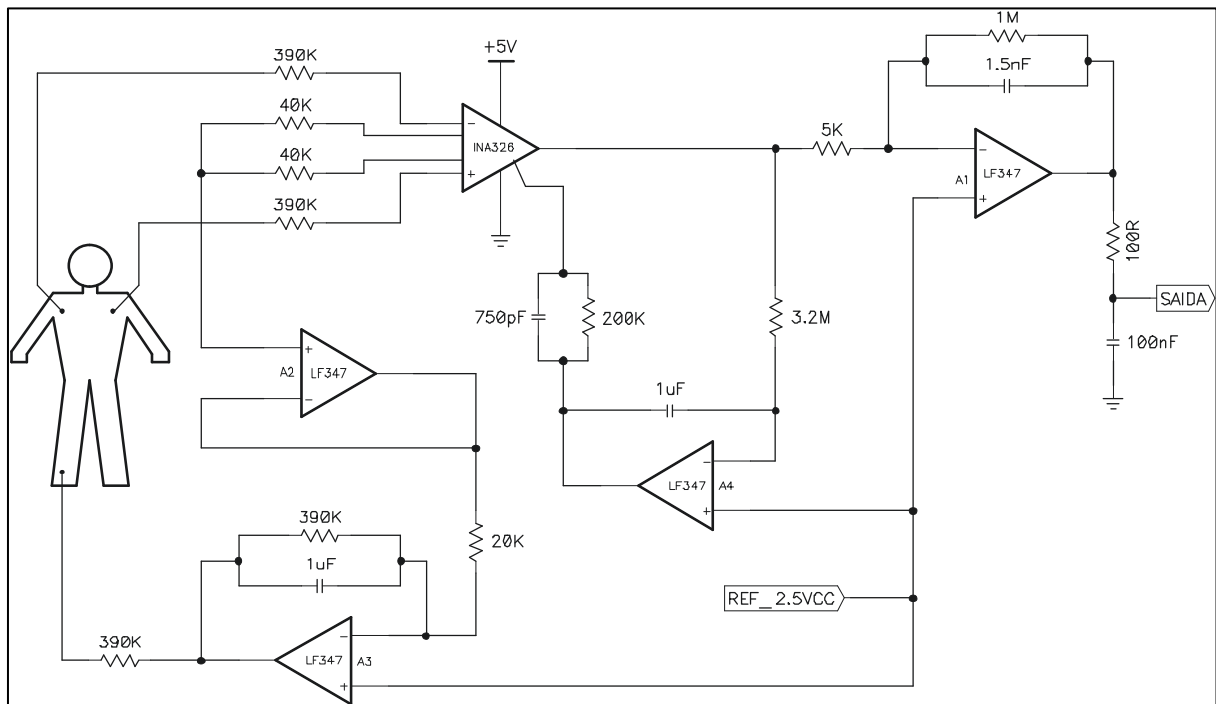


FIGURA 4.16 – MODELO DE UM APLIFICADOR PARA ELETROCARDIOGRAFIA

4.4.2 Projeto final do amplificador realimentado

Utilizando amplificadores operacionais discretos e não os de instrumentação que já possuem os resistores de ganho internos ao chip, o circuito final utilizado apresentou a seguinte configuração e valores de componentes, conforme a Figura 4.17.

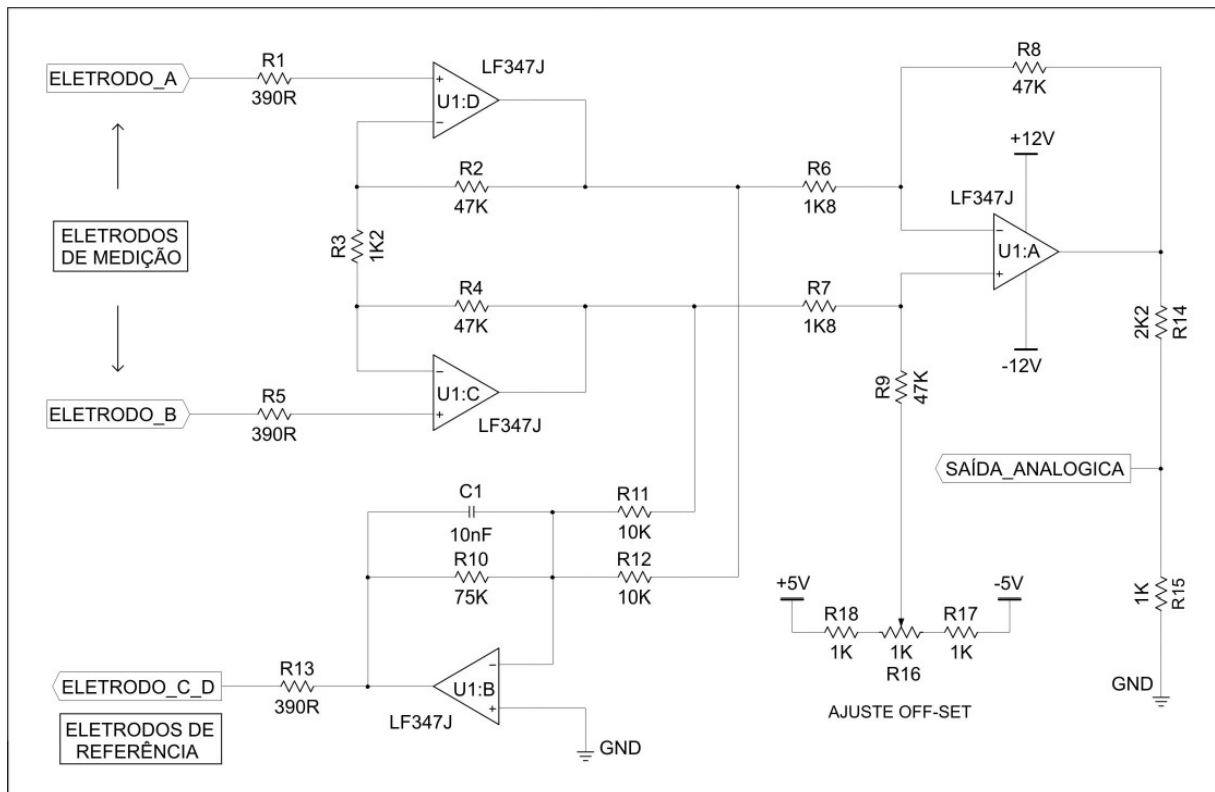


FIGURA 4.17 – APLICADOR UTILIZADO NO FE, APRESENTA AJUSTE DE OFF-SET

Os resistores podem ser do tipo CR25 (0.25W) e precisão de 1% para melhorar a resposta do modo comum. O Amplificador operacional LF347, (Texas Instruments, Texas, Estados Unidos), é indicado visto que as suas entradas são do tipo Jfet, apresentando a vantagem da alta impedância de entrada, na ordem de $10^{12} \Omega$ e largura de banda equivalente a 3 MHz. O ganho total do amplificador, na ordem de 647, é dado pela equação 21 (Cathey, 1994).

$$G = \left(1 + \frac{2 \cdot R_2}{R_3} \right) \cdot \left(\frac{R_8 \cdot R_{15}}{R_6 \cdot (R_{14} + R_{15})} \right) \quad (21)$$

O amplificador, apresentado na Figura 4.18, foi montado em uma placa padrão. As ligações externas utilizaram conectores para facilitar os ensaios e possíveis ajustes. Os resistores foram montados em soquetes para que o ganho pudesse ser ajustado facilmente. A fonte de alimentação utilizou reguladores de tensão para melhor regulação na saída. A Figura 4.19 apresenta a montagem final do FE com o suporte dos ímãs, transdutor eletromagnético e o amplificador.

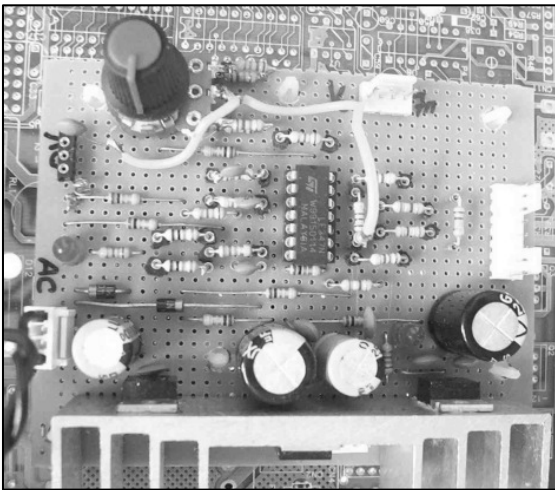


FIGURA 4.18 – AMPLIFICADOR MONTADO EM PLACA PADRÃO

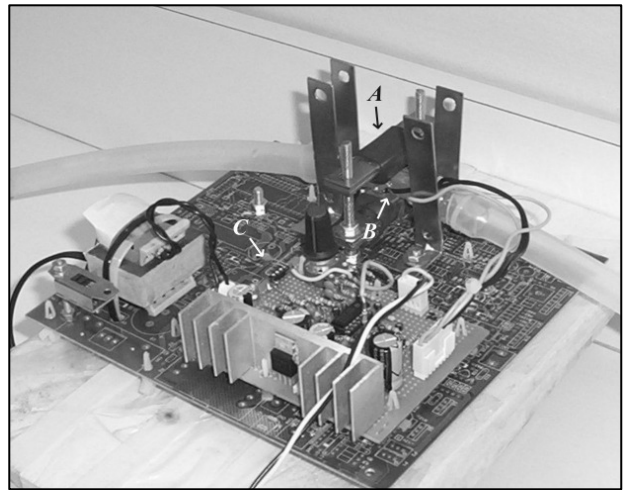


FIGURA 4.19 – MONTAGEM FINAL DO FE
(A) Suporte dos ímãs, (B) Transdutor eletromagnético
(C) Amplificador

4.5 AQUISIÇÃO DE DADOS DO FLUXÔMETRO ELETROMAGNÉTICO

O amplificador foi ligado a um bloco conector modelo BNC-2110 e uma placa PCI-6036E, tratados pelo software *LabView®* versão 7.1 (BISHOP, 2003), todos da *National Instruments*, com o uso de um computador Pentium 4 de 3GHz de clock com 512 Mb de memória RAM, denominados aqui como Sistema de Aquisição de Dados (SAD). A Figura 4.20 apresenta o hardware e a Figura 4.21 apresenta uma das telas do software *LabView®*.



FIGURA 4.20 – HARDWARE DO SAD
(A) Bloco conector BNC-2110,
(B) Computador Pentium 4 com placa
PCI-6036E

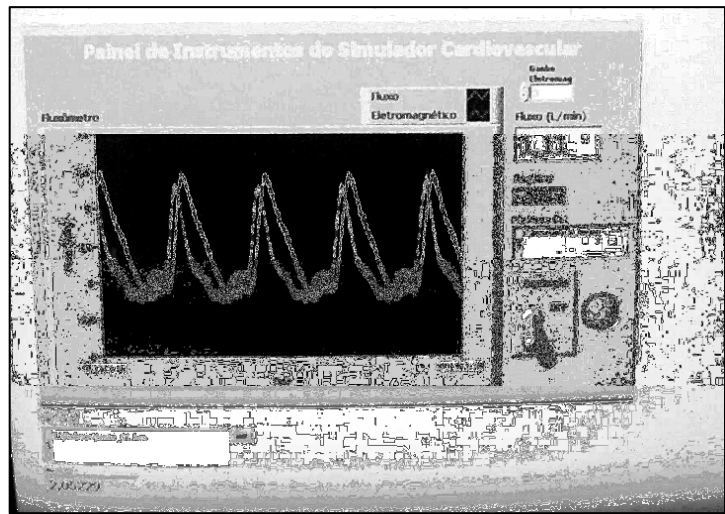


FIGURA 4.21 – MONITOR DO COMPUTADOR
APRESENTANDO COLETA DE DADOS COM O SOFTWARE
LABVIEW®

Conhecidas as equações para calcular a tensão gerada no transdutor e do ganho do amplificador, em função da vazão máxima esperada no simulador cardiovascular, seguem os resultados obtidos. Para uma vazão de 10 L/min, diâmetro do tubo de 9.5 mm, uma distância entre os eletrodos de 8 mm e o campo magnético aplicado no transdutor de 0,35 T a equação (15), secção 4.1.4, apresenta uma tensão elétrica induzida de 6,6 mV. Os parâmetros considerados como interferentes, causando efeitos secundários, não foram considerados nos cálculos. Conhecido o ganho do amplificador, dado pela equação (21) na secção 4.4.2, pode-se observar uma tensão de saída no amplificador de 4.3 Volts.

4.5.1 Introdução ao software do LabView®

O *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*, LabView® (BISHOP, 2003), utiliza uma linguagem de programação chamada *G*, com diretivas do *PASCAL* e *C*. Os comandos não são apresentados na forma de texto, mas sim, em uma linguagem de programação gráfica, ou seja, o programa é feito na forma de um diagrama de blocos. Utilizando uma estrutura de programação orientada pelo fluxo de dados e hierárquica, tornando mais simples a implementação de sistemas complexos de aquisição e controle. O sistema completo inclui diversas bibliotecas contendo funções para aplicações específicas como algoritmos de análise estatística, processamento de sinal, geração de sinais.

O software permite a criação de Instrumentos Virtuais (VI). Sua aparência e operação assemelham-se às de instrumentos reais. Tanto um VI como um programa usual, são compostos por um conjunto de instruções que fazem a manipulação e fluxo dos dados. Um VI apresenta um diagrama de blocos com a estrutura do programa com o código fonte construído de forma gráfica. O painel frontal constitui a interface com o usuário, apresentando de forma visual todos os controles, gráficos e indicadores formando uma tela que simula o painel físico de um instrumento (TRAVIS, 2006).

Como em outras linguagens de programação, o LabView® permite a criação de laços como o *for* e o *while*, estruturas de decisão como o *case*, dentre outras. No diagrama de blocos uma biblioteca específica disponibiliza as funções, que podem ser utilizadas na forma gráfica.

Para a geração de relatórios ou gráficos dos dados obtidos por um VI, não se faz necessário utilizar comandos especiais ou criar rotinas específicas como em linguagens convencionais. O LabView® apresenta funções implementadas e blocos específicos com capacidade de formatação dos dados de saída (MIHURA, 2001).

4.5.2 Filtro digital de média móvel

Este filtro é o mais comum em processamento digital de sinais, devido à facilidade de implementação. Apresenta boa eficiência para redução de ruído aleatório, mas por outro lado não é possível separar frequências ou implementar a configuração para eliminar as baixas frequências. Uma forma eficiente e rápida de sua utilização consiste em um filtro passa baixa. Enquanto muitos filtros digitais utilizam a operação matemática de multiplicação, este utiliza apenas a soma e sistemas de baixa capacidade de processamento podem utilizar este algoritmo. (ANTONIOU, 2000; OPPENHEIM 1999; SMITH, 1997)

Na execução por convolução, como o nome implica, o filtro de média móvel calcula a média de um número de pontos do sinal de entrada para produzir um único ponto de sinal de saída, conforme mostrado na equação 22.

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i+j] \quad (22)$$

Onde: $y[i]$ é o sinal de saída, $x[i+j]$ é o sinal de entrada, M é o número de pontos.

A resposta em frequência pode ser obtida pela transformada de Fourier de um pulso retangular, conforme apresentada na equação 23.

$$H[f] = \frac{\sin(\pi \cdot f \cdot M)}{M \cdot \sin(\pi \cdot f)} \quad (23)$$

Onde: $H[f]$ é a função de transferência, $[f]$ é a frequência normalizada (valor entre 0 e 0,5), M é o número de pontos do filtro.

CAPÍTULO 5

5 ENSAIOS E ANÁLISE DOS RESULTADOS

O simulador cardiovascular do IDPC foi utilizado para gerar os sinais dos ensaios dos fluxômetros. A simulação dos pulsos de pressão e vazão foi obtida ajustando-se a câmara de complacência, torniquete para controle de vazão e a rotação do motor responsável pelo bombeamento.

As aquisições dos dados de vazão foram realizadas utilizando-se o SAD. Arbitrariamente a taxa de amostragem foi definida em 100 amostras por segundo, valor 20 vezes superior a resposta em frequência esperada, e o software *LabView®* gerou o relatório. Os dados de pressão foram obtidos por um transdutor PX600, da Edwards Lifesciences LLC, ligado a um monitor de pressão, devidamente calibrado por meio de uma coluna de mercúrio.

O fluxômetro de referência para os ensaios foi o HT110, (*Transonic Systems Inc, New York, USA*), que utiliza a técnica de ultra-som e tempo de trânsito (CARR, 1988; CHRISTENSEN, 1988), apresenta faixa de leitura de 0.1 mL/min até 200 L/min, frequência de trabalho do transdutor na faixa de 300 KHz até 7.2 MHz, erro de +/- 5 % do valor da leitura e filtro de saída em 5 Hz. A Figura 5.1 apresenta o transdutor e a Figura 5.2 apresenta o medidor (módulo eletrônico de controle).



FIGURA 5.1 – TRANSDUTOR ULTRA-SÔNICO



FIGURA 5.2 – MEDIDOR ULTRA-SÔNICO POR TEMPO DE TRÂNSITO, MODELO HT-110 DA TRANSONIC SYSTEMS INC

O transdutor ultra-sônico, para a aquisição do sinal de referência, foi conectado na mesma mangueira do transdutor eletromagnético a uma distância de 400 mm. O FUS, HT-110, apresentou em sua saída analógica pulsátil uma tensão na faixa de +/- 5V, que foi ligada diretamente em uma das entradas do SAD para aquisição dos dados. Da mesma forma, a saída do amplificador do FE foi ligada em uma das entradas do SAD.

Os dados do FE foram submetidos a um filtro digital do tipo média móvel com 9 coeficientes (SMITH, 1999) e frequência de corte em 5Hz (ANTONIOU, 2000; OPPENHEIM, 1998) compatibilizando com o mesmo valor do FUS, definido pelo fabricante.

São apresentados gráficos com as formas de onda da vazão e uma análise da resposta em frequência utilizando a transformada rápida de Fourier (FFT). Foi utilizado o software MatLab® versão 5.0 da The MathWorks, Inc. Os valores médios de vazão apresentados foram obtidos por meio de integração numérica pelo método dos trapézios (ROQUE, 2000), o erro percentual foi calculado em relação ao FUS.

5.1 PROCEDIMENTO PARA CALIBRAÇÃO DOS MEDIDORES

Para a calibração dos fluxômetros utilizou-se uma bomba de fluxo contínuo ligada na mangueira onde estavam acoplados. Os ajustes do FE e do FUS foram realizados em duas etapas. Inicialmente o sistema foi ajustado para manter a temperatura de 37 °C e uma vazão de 2 L/min. Após trinta minutos de funcionamento, a bomba foi desligada, ou seja, vazão nula, o ajuste do ponto zero do FE foi realizado no potenciômetro de *off-set* (HILL, 1982). O FUS possui a função de ajuste automático. A bomba foi religada e ajustada para uma vazão de 5 L/min, medida no FUS. Foi ajustado o valor do ganho do FE criando-se equivalência entre os medidores.

5.2 RESULTADOS E GRÁFICOS DOS ENSAIOS.

5.2.1 Primeiro ensaio

Os medidores foram submetidos a uma vazão média de 2,06 L/min, pressão média de 66 mmHg e uma frequência de 58,8 Batimentos Por Minuto (BPM). Os valores instantâneos das medidas de vazão do sinal do FE, o mesmo submetido ao filtro de média móvel, e do FUS, são apresentados na Figura 5.3.

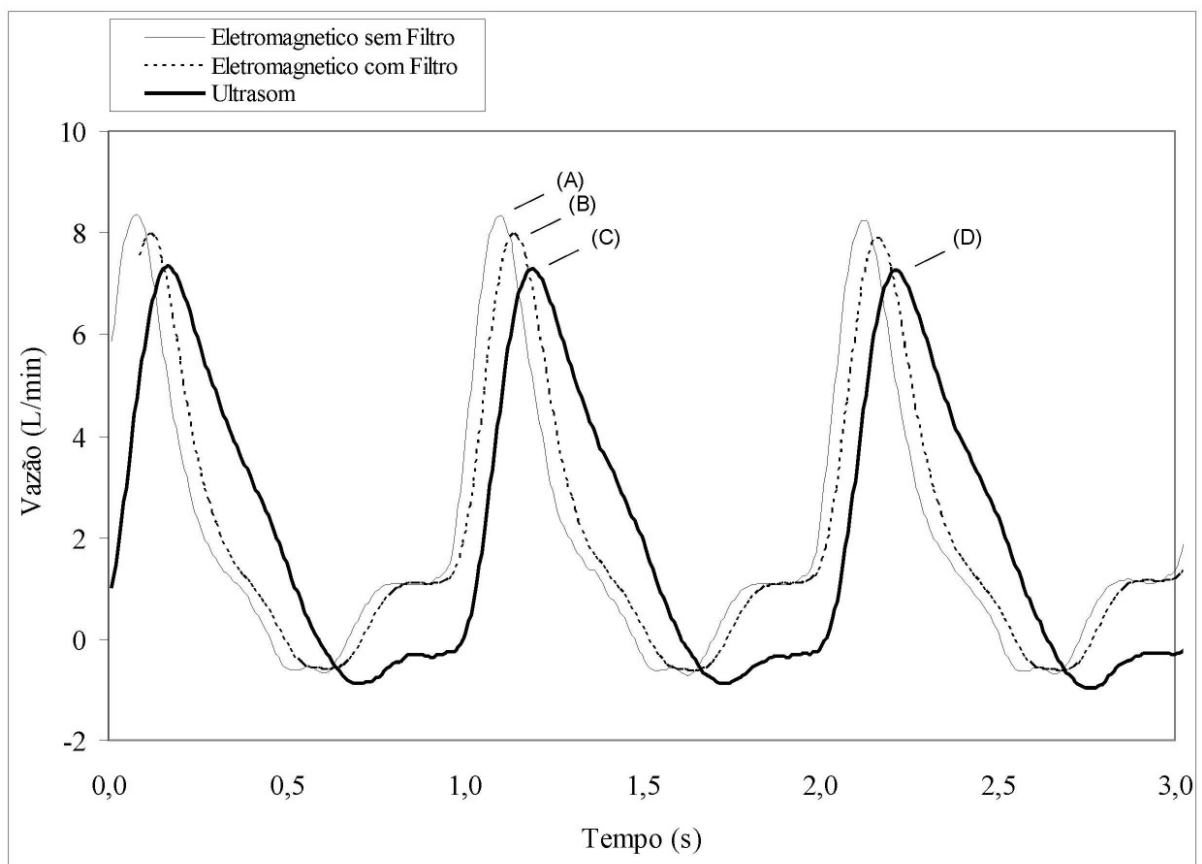


FIGURA 5.3 – FORMAS DE ONDA DO 1º ENSAIO COM VAZÃO DE 2,06 L/MIN E 58,8 BPM
 (A) Pico de vazão em 1,10 s, (B) Pico de vazão em 1,14 s, (C) Pico de vazão em 1,20 s,
 (D) Pico de vazão em 2,22 s

Os instantes referentes aos picos máximos de vazão, 1,10 s, 1,14 s, 1,20 s, 2,22 s, respectivamente os pontos *A*, *B*, *C* e *D* foram utilizados para o cálculo do atraso entre as medidas e a frequência dos batimentos. Foi observado que o sinal do FUS está atrasado em 60 ms em relação ao sinal do FE submetido ao filtro digital, que também atrasou o sinal original

em 40 ms. O sentido do fluxo nos transdutores foi invertido e os mesmos tempos de atraso foram observados. A máxima pressão entre os transdutores foi de 200 mmHg, descartando a possibilidade de dilatação significativa no tubo de PVC utilizado no transdutor, com capacidade de pressão de 2050 mmHg (seção 4.3.1).

5.2.2 Segundo ensaio

Os medidores foram submetidos a uma vazão média de 3,58 L/min, pressão média de 100 mmHg e uma frequência de 93,8 BPM. Os valores instantâneos das medidas de vazão do sinal do FE e do FUS, apresentados na Figura 5.4.

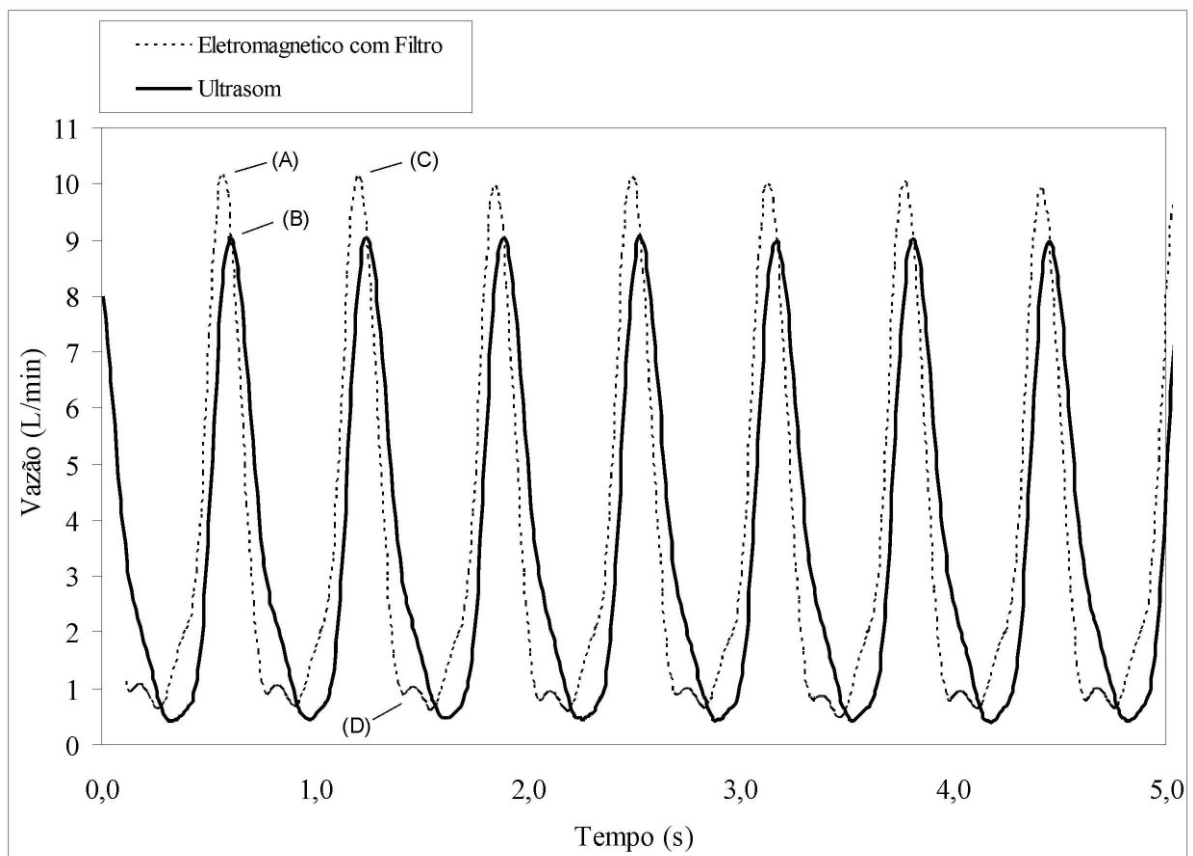


FIGURA 5.4 – FORMAS DE ONDA DO 2º ENSAIO COM VAZÃO DE 3,58 L/MIN E 93,8 BPM
 (A) Pico de vazão em 0,56 s, (B) Pico de vazão em 0,61 s, (C) Pico de vazão em 1,20 s,
 (D) Detecção de sinal não monotônico

Foram observados picos de vazão na ordem de 10 L/min e uma vibração mecânica no simulador. Os instantes referentes aos picos máximos de vazão, 0,56 s, 0,62 s, 1,20 s, respectivamente os pontos *A*, *B* e *C*, foram utilizados para o cálculo do atraso entre as medidas e a frequência dos batimentos. Foi observado que o sinal do FUS está atrasado em 60 ms em relação ao sinal do FE submetido ao filtro digital.

A Figura 5.5 apresenta uma análise da resposta em frequência com o uso da FFT e as amplitudes das quatro primeiras harmônicas podem ser observadas.

O comportamento não monotônico, com maior frequência, observado no segundo ensaio, Figura 5.4 e ponto *D*, foi observado também na análise da resposta em frequência do sinal de vazão. Observou-se uma maior amplitude na segunda, terceira e quarta harmônicas.

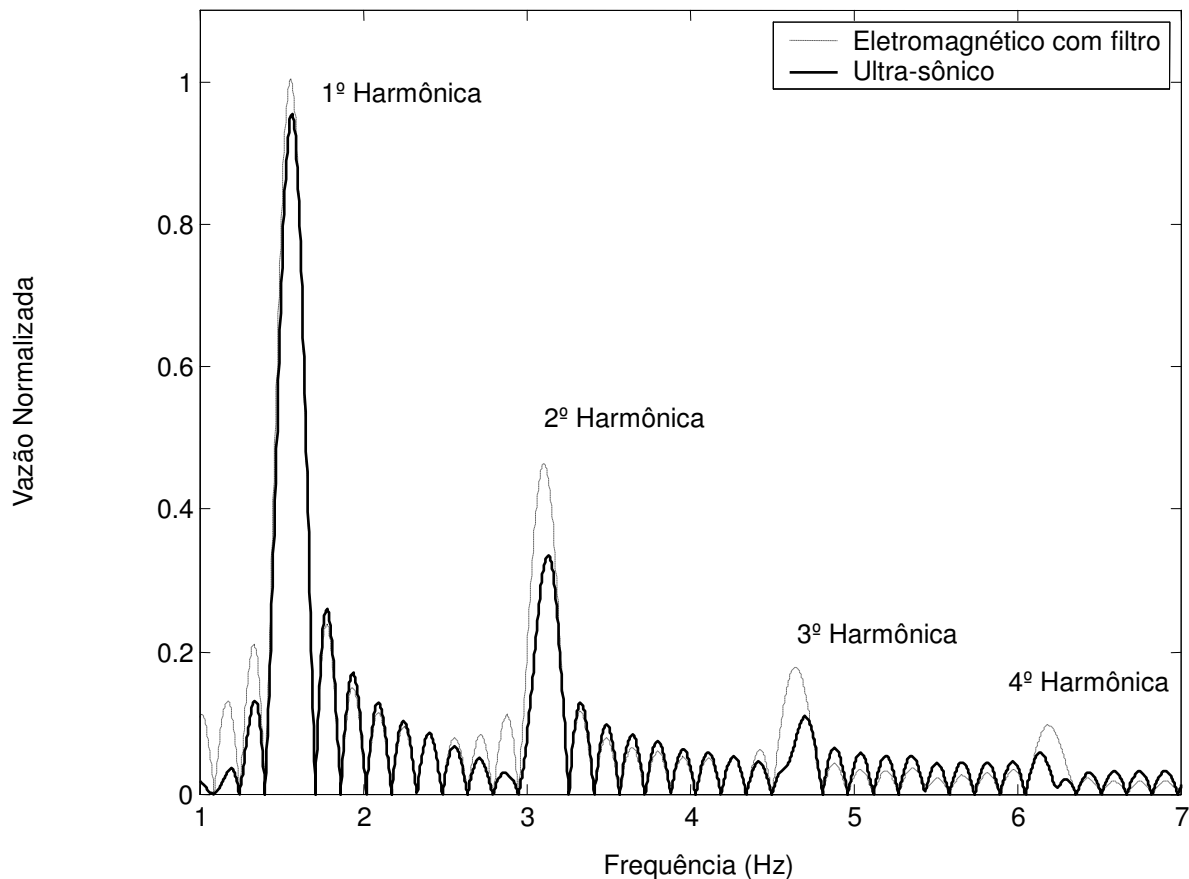


FIGURA 5.5 – GRÁFICO DO 2º ENSAIO COM ANÁLISE DA RESPOSTA EM FREQUÊNCIA USANDO FFT. APRESENTA FREQUÊNCIA DE 1,56 HZ PARA A 1ª HARMÔNICA

5.2.3 Análise estatística dos dados obtidos nos ensaios

Os dados obtidos no relatório gerado pelo *LabView*® foram utilizado para calcular os dados apresentados na Tabela 1, Figura 5.6.

TABELA 1 - VALORES DA MÉDIA, DESVIO PADRÃO E ERRO PORCENTUAL RELATIVO ENTRE O FUS E O FE OBSERVADOS EM 30 AMOSTRAS NOS 2 ENSAIOS

	FE sem filtro (Vazão em L/min)	FE com filtro (Vazão em L/min)	FUS (Vazão em L/min)	Erro Porcentual (%)
Cálculo Utilizado	Média ± desvio padrão	Média ± desvio padrão	Média ± desvio padrão	Média ± desvio padrão
1 ° Ensaio	2,035 ± 0,026	2,035 ± 0,027	2,059 ± 0,014	1,49 ± 1,25
2 ° Ensaio	3,560 ± 0,044	3,560 ± 0,043	3,578 ± 0,016	1,05 ± 0,71

FIGURA 5.6 – TABELA 1

Comparando-se os valores da tabela 1 para os dois ensaios, observou-se maior alteração no desvio padrão do FE com filtro de 0,027 L/min para 0,043 L/min comparados ao FUS com 0,014 L/min e 0,016 L/min.

O maior erro porcentual relativo observado foi de $1,49 \pm 1,25 \%$ para o primeiro ensaio e os valores de pico de vazão foram medidos na ordem de 8 L/min.

CAPÍTULO 6

6 CONCLUSÃO

Foi apresentado o projeto, detalhes de montagem e avaliação de desempenho do fluxômetro eletromagnético (FE) comparados a um fluxômetro ultra-sônico com princípio por tempo de trânsito (FUS).

O simulador hidrodinâmico do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC) foi utilizado para submeter os medidores a diversos pulsos de pressão e vazão para uma avaliação do desempenho do FE.

Os problemas encontrados durante o desenvolvimento do FE foram resolvidos utilizando-se técnicas eletrônicas no amplificador. Dentre eles, destaca-se o nível de tensão em corrente contínua, na ordem de 1 mV, verificado entre os eletrodos ocasionando erros de calibração. O ajuste de *off-set* possibilitou a compensação. O ruído e flutuação de tensão na entrada do amplificador foram compensados, a técnica de realimentação usada em eletrocardiografia (ECG) foi implementada no amplificador do transdutor eletromagnético.

A utilização do hardware e do software apresentados como Sistema de Aquisição de Dados (SAD) possibilitou a aquisição dos dados gerando os relatórios para os cálculos. Não foi observada nenhuma incompatibilidade entre os medidores e o SAD.

O procedimento de calibração demonstrou grande precisão e estabilidade durante os ensaios. A técnica apresentada dispensa o uso específico de um FUS, possibilitando a calibração do FE por qualquer método de medição, como por exemplo, um medidor rotativo tipo turbina.

Análises nas formas de onda da Figura 5.3 demonstraram que o filtro de média móvel introduziu um atraso de 40 ms no sinal original do FE, o que é esperado para sinais submetidos a um filtro digital. Foi observado, nos dois ensaios, que o sinal do FUS está atrasado em 60 ms em relação ao sinal do FE submetido ao filtro digital. O sentido do fluxo

nos transdutores foi invertido e os mesmos tempos de atraso foram observados. Comparando-se os valores da Tabela 1, Figura 5.6, para os dois ensaios observou-se maior alteração no desvio padrão do FE de 0,027 L/min para 0,043 L/min comparados ao FUS com 0,014 L/min e 0,016 L/min. Esta maior variação pode ter sido causada por uma vibração mecânica observada no simulador, durante o segundo ensaio, quando submetido a picos de vazão na ordem de 10 L/min. Uma evidência destas oscilações é a variação cíclica dos picos do sinal de vazão do FE observados na Figura 5.4. O fato demonstra que o protótipo construído é sensível a vibração mecânica.

O comportamento não monotônico observado no segundo ensaio, Figura 5.4 ponto *D*, que sugere um maior conteúdo harmônico, foi confirmado na análise da resposta em frequência do sinal de vazão, Figura 5.5. Observou-se uma maior amplitude na segunda, terceira e quarta harmônicas.

Os ensaios, resultados e análises comprovam a capacidade do FE em substituir o FUS usado como referência com uma precisão aceitável, podendo ser utilizado em diversas aplicações médicas na área de circulação assistida.

REFERÊNCIAS

- ANDRADE, A.J.P. et al. Testes in vitro e in vivo com o Coração Artificial Auxiliar (CAA): um novo modelo de coração artificial totalmente implantável e heterotópico. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São José do Rio Preto, v. 14, n. 2, p. 128-134, abr. 1999.
- ANTONIOU, A. **Digital filters: Analysis, design and applications**. 2th ed. New York: McGraw-Hill, 2000. 710 p.
- BEVIR, M.K. The theory of induced voltage electromagnetic flowmeters. **Journal of Fluid Mechanics Digital Archive**, New York, v. 43, n. 3, p. 577-590, Mar. 1970.
- BISHOP, R.H. **LabVIEW 7 express student edition**. New Jersey: Prentice Hall, 2003. 500 p.
- CARR, J.J.; BROWN, J.M. **Introduction to biomedical equipment technology**. 3th ed. New Jersey: Prentice-Hall, 1998. 703 p.
- CATHEY, J.J. **Dispositivos e circuitos eletrônicos**. São Paulo: Makron Books, 1994. 499 p.
- CHRISTENSEN, D.A. **Ultrasonic bioinstrumentation**. New York: John Wiley & Sons, 1988. 235 p.
- CORNELISSEN, A.J.M. et al. Evidence for stretch-induced resistance increase of proximal coronary microcirculation. **American Journal of Physiology**, Bethesda, v. 281, p. 2687-2696, Aug. 2001.
- DANTA, R.G.; COSTA, E.T. Ultrasonic pulsed doppler blood flowmeter for use in extracorporeal circulation. **Artificial Organs**, Milano, v. 24, n. 3, p. 198-201, Mar. 2000.
- DELMEE, G.J. **Manual de medição de vazão**. 3. ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2003. 346 p.
- DINKHUYSEN, J.J. et al. Bomba sangüínea espiral: concepção, desenvolvimento e aplicação clínica de projeto original. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São José do Rio Preto, v. 22, n. 2, p. 224-234, abr. 2007.
- FELIPINI, C.L.; LUCCHI, J.C.; ANDRADE, A.J.P. **Simulador eletro-fluidodinâmico do sistema cardiovascular para pesquisa na área de circulação assistida**. In: COBEM 2005, 18., 2005, Ouro Preto.
- HAYT, ET AL. **Eletromagnetismo**. 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2003. 339 p.
- HEMP, J.; WYATT, D.G. A basis for comparing the sensitivities of different electromagnetic flowmeters to velocity distribution. **Journal of Fluid Mechanics Digital Archive**, New York, v. 112, p. 189-201, apr. 1981.
- HILL, R.D. A rapid technique for dynamic calibration of electromagnetic flowmeters, **Journal of Applied Physiology**, Estados Unidos, v. 53, n. 1, p. 294-296, July 1982.

IVASKA, A.; LEWENSTAM, A.; SARA, R. **Contemporary electroanalytical chemistry**. New York: Plenum Press, 1991. 472 p.

JUCÁ F.G. et al. Uso do balão intra-aórtico no choque cardiogênico no pós-operatório de cirurgia cardíaca: análise prospectiva durante 22 meses. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São José do Rio Preto, v. 13, n. 4, p. 351-353, out. 1998.

KUBRUSLY, L.F. et al. Dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial: estudo in vitro. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São José do Rio Preto, v. 15, n. 2, p. 169-172, abr. 2000.

LUCCHI, J. C. **Simulação elétrica aplicada à investigação hemodinâmica da assistência ventricular**, Tese de Doutorado, São José dos Campos: CTA/ITA, 1999. 154 p.

MARQUES, E. et al. Um circuito simples com bomba única para circulação extracorpórea com oxigenação autógena. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São José do Rio Preto, v. 17, n. 2, p. 52-57, abr. 2002.

MARTINS, N. **Manual de medição de vazão**. Rio de Janeiro: Interciência, 1998. 297 p.

MIHURA, B. **LabVIEW for data acquisition**. New Jersey: Prentice Hall, 2001. 480 p.

PÊGO-FERNANDES P.M. et al. Avaliação da ação concomitante do balão intra-aórtico e da bomba centrífuga na assistência ao ventrículo esquerdo: estudo experimental em cães. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São José do Rio Preto, v. 13, n. 4, p. 357-367, out. 1998.

RILEY, T.; WATSON, A.; JAMES, A.M. **Polarography and other voltammetric methods**. London: John Wiley & Sons, 1987. 228 p.

ROQUE, W.L. **Introdução ao cálculo numérico**. São Paulo: Atlas, 2000. 256 p.

OPPENHEIM, A.V.; SCHAFER, R.W. **Discrete-time signal processing**. 2th ed. New Jersey: Prentice Hall, 1999. 870 p.

SOUZA, M.H.L.; ELIAS, D.O. **Fundamentos da circulação extracorpórea**. 2. ed. Rio de Janeiro: Alfa Rio, 2006. 809 p.

SMITH, S.W. **The scientist and engineer's guide to digital signal processing**. San Diego: California Technical Publishing, 1997. 722 p.

TIMMS, D. et al. A complete mock circulation loop for the evaluation of left, right, and biventricular assist devices. **Artificial Organs**, Milano, v. 29, n. 7, p. 564-572, July 2005.

TRAVIS, J.; KRING, J. **LabVIEW for Everyone: graphical programming made easy and fun**. 3th ed. New Jersey: Prentice Hall, 2006. 1023 p. Hardcover: 1032 pages

VOGEL, A.I. **Análise inorgânica quantitativa**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Dois S.A., 1981. 690 p.