



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação
Departamento de Engenharia Biomédica



Desenvolvimento de um Dispositivo Auxiliar para Calibração de Bombas de Roletes Utilizadas em Circulação Extracorpórea

Autor: Eng. Johannes Dantas de Medeiros Júnior

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa

Co-orientador: Prof. Dr. Francisco Ubaldo Vieira Junior

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Banca examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. Alfredo Inácio Fiorelli (INCOR/USP)

Prof. Dr. Pedro Xavier de Oliveira (FEEC/UNICAMP)

Campinas – SP

29 de Junho de 2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

M467d Medeiros Júnior, Johannes Dantas de
Desenvolvimento de um dispositivo auxiliar para
calibração de bombas de roletes utilizadas em circulação
extracorpórea / Johannes Dantas de Medeiros Júnior. --
Campinas, SP: [s.n.], 2011.

Orientadores: Eduardo Tavares Costa, Francisco
Ubaldo Vieira Junior.

Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Sangue - Circulação extracorpórea . 2. Calibração.
3. Microcontroladores. 4. Transdutores de pressão. I.
Costa, Eduardo Tavares. II. Vieira Junior, Francisco
Ubaldo. III. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. IV.
Título.

Título em Inglês: Development of an auxiliary device for calibration of roller pumps
used in extracorporeal circulation

Palavras-chave em Inglês: Blood - Extracorporeal circulation, Calibration,
Microcontrollers, Pressure transducers

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Alfredo Inácio Fiorelli, Pedro Xavier de Oliveira

Data da defesa: 29/06/2011

Programa de Pós Graduação: Engenharia Elétrica

COMISSÃO JULGADORA - TESE DE MESTRADO

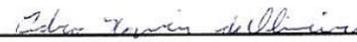
Candidato: Johannes Dantas de Medeiros Júnior

Data da Defesa: 29 de junho de 2011

Título da Tese: "Desenvolvimento de um Dispositivo Auxiliar para Calibração de Bombas de Roletes Utilizadas em Circulação Extracorpórea"

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (Presidente): _____ 

Prof. Dr. Alfredo Inacio Fiorelli: _____ 

Prof. Dr. Pedro Xavier de Oliveira: _____ 

Resumo

Circulação extracorpórea é um processo no qual o sangue circula externamente ao corpo com o intuito de manter a oxigenação e o fluxo do sangue adequados durante a realização de determinados procedimentos cirúrgicos; para realizá-la é utilizado um conjunto de técnicas e equipamentos cuja função é substituir temporariamente o coração e os pulmões. Contudo, a circulação extracorpórea é percebida pelo organismo como um agente agressor e um dos principais parâmetros relacionados aos danos que ela provoca é a hemólise. O uso de bombas propulsoras é um dos causadores de hemólise em procedimentos envolvendo circulação extracorpórea e um dos principais tipos de bombas propulsoras é a bomba de roletes. A hemólise provocada pelo uso de bomba de roletes é devida principalmente ao grau de oclusão utilizado. Há dois métodos geralmente utilizados para calibração da bomba de roletes: o método de velocidade de queda e o método de calibração dinâmica. Nesse trabalho é proposto um dispositivo para auxiliar o perfusionista a ajustar bombas de roletes por um método menos oclusivo, a calibração dinâmica. O dispositivo é baseado em um microcontrolador PIC 18F4523 e é utilizado em conjunto com transdutores de pressão descartáveis normalmente utilizados em procedimentos cirúrgicos. Foram determinadas as curvas características de três transdutores de pressão na faixa de 0 a 1000 mmHg. Os resultados das calibrações realizadas com o protótipo desenvolvido foram comparados com os resultados obtidos com uma placa de aquisição de dados comercial. Dois, dos três transdutores, foram submetidos a testes de fadiga e um foi mantido como referência. Para validação do dispositivo, sendo utilizado para realizar calibração dinâmica, foram testados ajustes em 150, 250, 350, 450 e 500 mmHg. Em cada ajuste foram realizadas 8 medições simultâneas de pressão média de calibração dinâmica com o dispositivo e com uma placa de aquisição de dados comercial. Após a realização de todos os testes, os transdutores foram novamente caracterizados. As curvas características dos três transdutores obtidas na caracterização inicial mostraram igualdade estatística ($p > 0,05$). Após os testes de fadiga não foram observadas alterações nas respostas dos transdutores de pressão no início e após a realização dos testes, nos mesmos pontos de pressão ($p > 0,05$). As medidas de pressão de calibração dinâmica realizadas com o protótipo apresentaram igualdade estatística ($p > 0,05$) para toda a faixa de pressão testada, quando comparados com os respectivos resultados obtidos com a placa de aquisição de dados. Concluiu-se que os transdutores utilizados atualmente em procedimentos cirúrgicos podem ser utilizados na calibração dinâmica sem perdas de características e que o dispositivo construído pode ser utilizado em ambiente operatório para ajustes de bombas de roletes pelo método de calibração dinâmica.

Palavras chave: Sangue. Circulação extracorpórea. Calibração. Microcontroladores. Transdutores de pressão.

Abstract

Cardiopulmonary bypass is a procedure in which blood circulates outside the body in order to maintain oxygenation and blood flow conditions during the performance of certain surgical procedures; for this procedure, it is used a set of equipments whose function is to temporarily replace the heart and lungs. However, the cardiopulmonary bypass is perceived by the body as an aggressor agent and one of the main parameters related to the damage it causes is hemolysis. The use of driving pumps is a cause of hemolysis in procedures involving cardiopulmonary bypass and one of the main types of driving pumps is the roller pump. Hemolysis caused by the use of roller pump is mainly due to the degree of roller occlusion used. There are two methods commonly used for adjusting the roller pump: the method of drop rate and the dynamic calibration method. In this work, we developed a device to assist the perfusionist adjust roller pumps by a less occlusive method, the dynamic calibration method. The device is based on a PIC 18F4523 microcontroller and is used in conjunction with disposable pressure transducers commonly used in surgical procedures. We have characterized three pressure transducers in the range of 0 to 1000 mmHg. Calibration results obtained with the prototype were compared with those obtained with a data acquisition board. Two of the three transducers were submitted to fatigue tests and one was kept as a reference. To validate the constructed device, being used to perform dynamic calibration, adjustments were at 150, 250, 350, 450 and 500 mmHg, in each set were performed eight simultaneous measurements of dynamic calibration mean pressure with the device and with a data acquisition board. After all tests were conducted, the transducers were re-characterized. The three characteristic curves obtained in the initial characterization showed statistically equivalence ($p > 0.05$) among themselves. After the fatigue tests no changes were observed in the responses of pressure transducers in the beginning and in the end of the tests, at the same pressure points ($p > 0.05$). Measurements of dynamic calibration pressure obtained with the prototype showed statistically equivalence ($p > 0.05$) throughout the tested pressure range, when compared with the results obtained with the data acquisition board. We conclude that the transducers currently used in surgical procedures may be used for dynamic calibration without losing their characteristics and that the constructed device can be used in surgery to adjust the roller pumps by the dynamic calibration method.

Keywords: Blood. Extracorporeal circulation. Calibration. Microcontrollers. Pressure transducers.

Aos meus pais Johannes e Lúcia, à minha irmã Palas, ao meu tio Giovanni Bosco e às minhas avós Auta (*in memoriam*) e Sebastiana

Agradecimentos

Aos meus orientadores Eduardo Tavares Costa e Francisco Ubaldo Vieira Junior pela confiança, companheirismo e conselhos para a realização do trabalho.

Aos funcionários do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Faculdade de Ciências Médicas, do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação e do Centro de Engenharia Biomédica, em especial, a Adriana Andrade, Ana Lúcia Sastre, Carlos Alberto, Márcia Campos, Mauro Martinazzo, Nirlei Vitareli e Sérgio Moura, pela prontidão em ajudar, sempre que necessário.

À equipe de perfusão do Hospital de Clínicas da UNICAMP pela ajuda na realização dos testes, em especial a Evaldo Cavalcante, Élio Barreto e Nilson Antunes.

Aos amigos da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação Alexandre Ferri, Anna Luiza Malthez, Clarissa Loureiro, Davi Brasil, Diego Rodrigues, Eduardo Magalhães, Jefferson Moro, Reynaldo Gasparini, Ricardo Souza e Tiago Machado pelo apoio na realização desse trabalho.

Ao amigo Antonio Agripino pelas longas discussões sobre microcontroladores.

À Braille Biomédica e à Edwards Lifesciences pelo apoio técnico e material.

À CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro.

A todos que contribuíram para a realização desse trabalho.

“Eadem mutata resurgo”
 (“Ressurjo mudado, mas o mesmo”)

Jacobus Bernoulli

Sumário

Lista de Figuras	xix
Lista de Tabelas	xxi
Lista de Símbolos e Abreviaturas	xxiii
Publicações e Prêmios Relacionados ao Trabalho	xxv
Capítulo 1	1
Introdução	1
Capítulo 2	3
Objetivos	3
Capítulo 3	5
Revisão Bibliográfica	5
3.1 – Circulação Extracorpórea	5
3.1.1 – Ajuste da Oclusão de Bombas de Roletes	9
3.1.2 – Hemólise	12
3.2 – Medição de pressão	12
3.3 – Metrologia	13
3.4 – Dispositivos para Calibração Dinâmica	15
Capítulo 4	17
Materiais e Métodos	17
4.1 – Descrição do Equipamento	17
4.1.1 – Transdução	18

4.1.2 – Amplificação	20
4.1.3 – Aquisição	21
4.1.4 – Processamento e Exibição	21
4.2 – Testes Realizados	40
4.2.1 – Caracterização do Amplificador PGA204AP	40
4.2.2 – Caracterização do Microcontrolador PIC 18F4523	41
4.2.3 – Caracterização dos Transdutores de Pressão	42
4.2.4 – Calibração Dinâmica	43
4.2.5 – Verificação de Rotação da Bomba	47
4.2.6 – Cálculo de Pressão Média	47
4.2.7 – Teste de Fadiga	48
4.3 – Análises Estatísticas	48
Capítulo 5	51
Resultados e Discussão	51
5.1 – Caracterização do Amplificador PGA204AP	51
5.2 – Caracterização do Microcontrolador PIC18F4523	54
5.3 – Caracterização dos Transdutores de Pressão	56
5.4 – Calibração Dinâmica	61
5.5 – Verificação de Rotação	66
5.6 – Cálculo de Pressão Média	67
Capítulo 6	69
Conclusão	69
6.1 – Sugestões para Trabalhos Futuros	70
Referências	71

Apêndice	75
A.1 – Caracterização do Amplificador PGA204AP	75
A.2 – Caracterização dos Transdutores	77
A.2.1 – Transdutor T1	77
A.2.2 – Transdutor T2	79
A.2.3 – Transdutor T3	81
A.3 – Resultados dos Testes Dinâmicos	84
A.3.1 – Transdutor T2	84
A.3.2 – Transdutor T3	85
A.4 – Verificação de Rotação	86
A.5 – Cálculo de Pressão Média	87

Lista de Figuras

Figura 3.1 – Circuito simplificado para circulação extracorpórea	6
Figura 3.2 – Um dos modelos de bomba centrífuga	7
Figura 3.3a – Bomba de roletes de DeBakey	8
Figura 3.3b – Modelo de fabricação nacional	8
Figura 3.4 – Aparato experimental para ajuste da bomba de roletes pelo método de velocidade de queda	10
Figura 3.5 – Aparato experimental para ajuste dos roletes por calibração dinâmica	11
Figura 3.6 – Valores utilizados para o cálculo de repetitividade	14
Figura 3.7 – Valores utilizados para o cálculo de histerese	15
Figura 4.1 – Etapas necessárias para realizar a calibração dinâmica	17
Figura 4.2 – Circuito de alimentação do DAC	18
Figura 4.3a – Transdutor com conexão USB	19
Figura 4.3b – Transdutor sem conexão USB e com adaptador	19
Figura 4.4 – Circuito de amplificação	20
Figura 4.5 – Diagrama de blocos do DAC	22
Figura 4.6 – Registro fotográfico do protótipo do DAC	24
Figura 4.7 – Algoritmo de conversão de tensão em pressão	25
Figura 4.8a – Exemplo de sinal de pressão obtido em calibração dinâmica: tubo 1	27
Figura 4.8b – Exemplo de sinal de pressão obtido em calibração dinâmica: tubo 2	27
Figura 4.9 – Variação da pressão instantânea e da pressão média quando se ajusta a oclusão dos roletes	28
Figura 4.10 – Algoritmo para detecção de máximos	29
Figura 4.11 – Circuito de condicionamento do sinal da bateria	34
Figura 4.12 – Algoritmo de inicialização do LCD	35

Figura 4.13 – Circuito do microcontrolador com os dispositivos para processamento e interface com o usuário	37
Figura 4.14 – Registro fotográfico da placa de circuito impresso com os componentes	38
Figura 4.15 – Diagrama elétrico do circuito completo do DAC	39
Figura 4.16 – Aparato experimental para a caracterização dos transdutores	42
Figura 4.17 – Ligações dos transdutores para realização de testes de calibração dinâmica	44
Figura 4.18 – Sistema de medição para testes de calibração dinâmica	45
Figura 4.19 – Aparato experimental para testes de calibração dinâmica	46
Figura 5.1a – Ganho DC do amplificador: carregamento de pressão	52
Figura 5.1b – Ganho DC do amplificador: descarregamento de pressão	52
Figura 5.2 – Resposta em frequência do amplificador: ganho	53
Figura 5.3 – Resposta em frequência do amplificador: fase	54
Figura 5.4a – Curvas características dos transdutores de pressão obtidas com os multímetros: início dos testes	57
Figura 5.4b – Curvas características dos transdutores de pressão obtidas com os multímetros: após os testes de fadiga	57
Figura 5.5a – Curvas características dos transdutores de pressão obtidas com o DAC: início dos testes	58
Figura 5.5b – Curvas características dos transdutores de pressão obtidas com o DAC: após os testes de fadiga	58
Figura 5.6a – Médias e desvios padrão das oito medidas (T2): pressão média	62
Figura 5.6b – Médias e desvios padrão das oito medidas (T2): médias dos máximos	62
Figura 5.7a – Médias e desvios padrão das oito medidas (T3): pressão média	63
Figura 5.7b – Médias e desvios padrão das oito medidas (T3): médias dos máximos	63
Figura 5.8 – Valores médios e desvios padrão das medidas de rotação	66
Figura 5.9 – Valores médios e desvios padrão das medidas de pressão média	67

Lista de Tabelas

Tabela 5.1 – Valores de correção utilizados na conversão A/D	55
Tabela 5.2 – Parâmetros do transdutor T2 obtidos com os multímetros	59
Tabela 5.3 – Parâmetros do transdutor T2 obtidos com o DAC	59
Tabela 5.4 – Valores de probabilidade p obtidos com o método ANCOVA comparando os transdutores (medidas com multímetros)	60
Tabela 5.5 – Valores de probabilidade p obtidos com o método ANCOVA comparando os transdutores (medidas com o DAC)	60
Tabela 5.6 – <i>Offsets</i> dos transdutores (média \pm desvio padrão)	61
Tabela 5.7 – Valores de probabilidade p (ANCOVA) comparando T1/placa de aquisição, T2/DAC e T3/DAC	64
Tabela 5.8 – Valores de probabilidade p de comparação entre as médias das medidas obtidas com o DAC associado a T2 com as obtidas com a placa de aquisição e T1	64
Tabela 5.9 – Valores de probabilidade p de comparação entre as médias das medidas obtidas com o DAC associado a T3 com as obtidas com a placa de aquisição e T1	65
Tabela A.1 – Medidas de ganho DC (média \pm desvio padrão)	75
Tabela A.2 – Medidas com tensão alternada (média \pm desvio padrão)	76
Tabela A.3 – Caracterização de T1 no início dos testes: multímetros (média \pm desvio padrão)	77
Tabela A.4 – Parâmetros do transdutor T1 obtidos com os multímetros	77
Tabela A.5 – Caracterização de T1 no início dos testes: DAC (média \pm desvio padrão)	78
Tabela A.6 – Parâmetros do transdutor T1 obtidos com o DAC	78
Tabela A.7 – Caracterização de T2 no início dos testes: multímetros (média \pm desvio padrão)	79
Tabela A.8 – Caracterização de T2 no início dos testes: DAC (média \pm desvio padrão)	79

Tabela A.9 – Caracterização de T2 após o teste de fadiga: multímetros (média ± desvio padrão)	80
Tabela A.10 – Caracterização de T2 após o teste de fadiga: DAC (média ± desvio padrão)	80
Tabela A.11 – Caracterização de T3 no início dos testes: multímetros (média ± desvio padrão)	81
Tabela A.12 – Caracterização de T3 no início dos testes: DAC (média ± desvio padrão)	81
Tabela A.13 – Parâmetros do transdutor T3 obtidos com os multímetros	82
Tabela A.14 – Caracterização de T3 após o teste de fadiga: multímetros (média ± desvio padrão)	82
Tabela A.15 – Caracterização de T3 após o teste de fadiga: DAC (média ± desvio padrão)	83
Tabela A.16 – Parâmetros do transdutor T3 obtidos com o DAC	83
Tabela A.17 – Pressão média de calibração com T2 conectado ao DAC e com T1 à placa (média ± desvio padrão) para cada valor de pressão de calibração dinâmica (PCD)	84
Tabela A.18 – Máximos obtidos com o transdutor T2 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD	84
Tabela A.19 – Mínimos obtidos com o transdutor T2 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD	85
Tabela A.20 – Pressão média de calibração com o transdutor T3 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD	85
Tabela A.21 – Máximos obtidos com o transdutor T3 conectado ao DAC e o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD	85
Tabela A.22 – Mínimos obtidos com o transdutor T3 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD	86
Tabela A.23 – Medidas de rotação (média ± desvio padrão)	86
Tabela A.24 – Medidas de pressão média (média ± desvio padrão)	87

Lista de Símbolos e Abreviaturas

ΔP – correção do erro intrínseco do conversor analógico/digital do microcontrolador

A/D – analógico para digital

AAMI – *Association for the Advancement of Medical Instrumentation*

AC – corrente alternada

ANCOVA – análise de covariância

ANSI – *American National Standards Institute*

ASCII – *American Standard Code for Information Interchange*

CEB – Centro de Engenharia Biomédica

CEC – circulação extracorpórea

DAC – Dispositivo Auxiliar de Calibração

DC – corrente contínua

Inmetro – Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial

LCD – *Liquid Crystal Display*

LED – *Light Emitting Diode*

LUS – Laboratório de Ultrassom

Max A – média dos máximos do rolete A

Max B – média dos máximos do rolete B

Min A – média dos mínimos do rolete A

Min B – média dos mínimos do rolete B

PCD – pressão de calibração dinâmica

RAM – *Random Access Memory*

RC – resistivo-capacitivo

SUS – Sistema Único de Saúde

USB – *Universal Serial Bus*

Publicações e Prêmios Relacionados ao Trabalho

Apresentações em Congresso

F. U. Vieira Jr, J. D. de Medeiros Júnior, E. T. Costa, N. Antunes, R. W. Vieira. “Dispositivo Auxiliar para Ajuste de Bombas de Roletes Utilizadas em Circulação Extracorpórea”, VII CLATE – Congresso Latinoamericano de Tecnología Extracorporea, Lima, Peru, 2010.

F. U. Vieira Jr, J. D. de Medeiros Júnior, E. T. Costa, N. Antunes, R. W. Vieira. “Dispositivo para Calibração de Bombas de Roletes: Desenvolvimento e Testes em Laboratório”, XXVIII Congresso Brasileiro de Circulação Extracorpórea, São Paulo, SP, 2010.

J. D. de Medeiros Júnior, F. U. Vieira Junior, N. Antunes, R. W. Vieira e E. T. Costa, “Dispositivo Auxiliar para Ajuste de Bombas de Roletes Utilizadas em Circulação Extracorpórea”, XXII CBEB - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Tiradentes, MG, CD-ROM, p. 1140-1143, 2010.

E.T. Costa, F.U. Vieira Junior, J.D. de Medeiros Júnior, N. Antunes e R.W. Vieira, “Testes Preliminares de Uso de um Dispositivo Auxiliar para o Ajuste de Bombas de Roletes Utilizadas em Circulação Extracorpórea”, V CLAIB – Congresso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica, Havana, Cuba, Proceedings of IFMBE, vol. 33, p. 1-4, 2011.

Publicação em Revista

F. U. Vieira Junior, N. Antunes, J. D. de Medeiros Júnior, R. W. Vieira, E. B. de Carvalho Filho, J. E. C. Reis Junior, E. T. Costa. “Os Perfusionistas Brasileiros e o Ajuste do Rolete Arterial: Comparação Entre a Calibração Estática e Dinâmica”, Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, v. 26, n. 2, p.205-212, 2011.

Prêmios Recebidos

F. U. Vieira Jr, J. D. de Medeiros Júnior, E. T. Costa, N. Antunes, R. W. Vieira. “Primer Puesto en Tiemas Libres”, VII CLATE – Congreso Latinoamericano de Tecnología Extracorporea, Consejo Latinoamericano de Perfusión – CLAP, Lima, Peru, 2010.

F. U. Vieira Jr, J. D. de Medeiros Júnior, E. T. Costa, N. Antunes, R. W. Vieira. “Prêmio Antônio Gilberto Martins - Melhor Trabalho do Congresso”, XXVIII Congresso Brasileiro de Circulação Extracorpórea, Sociedade Brasileira de Circulação Extracorpórea, São Paulo, SP, 2010.

Capítulo 1

Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde, 17,1 milhões de pessoas morreram de doenças cardiovasculares no mundo em 2004, o que representa 29% do total de óbitos, e projeções indicam que esse número pode chegar a 23,6 milhões em 2030 (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2004).

Desde a realização das primeiras cirurgias cardíacas no fim do século XIX (COSTA, 1998) a quantidade desse procedimento tem aumentado. No Brasil, são realizadas aproximadamente 350 cirurgias cardíacas/1.000.000 habitante/ano, com mortalidade em torno de 8% (GOMES *et al.*, 2007). Do total de cirurgias cardíacas realizadas, cerca de trinta e cinco mil envolvem circulação extracorpórea (PERFUSION LINE, 2011).

Apesar desses números, ainda há um déficit de 65% nas cirurgias cardíacas para correção de doenças congênitas (PINTO JUNIOR *et al.*, 2004). Esses procedimentos possuem alto custo e há um déficit também no repasse feito pelo Sistema Único de Saúde (SUS) aos hospitais (GOMES *et al.*, 2007), por isso a importância de se desenvolver técnicas e equipamentos que melhorem os procedimentos cirúrgicos e não aumentem consideravelmente seus custos. Com relação ao material de perfusão, estudos indicam que seu custo corresponde a cerca de 30% do custo total de uma cirurgia cardíaca (HADDAD *et al.*, 2006).

A evolução das técnicas e equipamentos utilizados em circulação extracorpórea tem como objetivo mitigar os efeitos prejudiciais provocados pela substituição temporária do coração e dos pulmões por um conjunto de máquinas e pela circulação do sangue por meios estranhos ao organismo.

Sob essa perspectiva, foi desenvolvido por Tamari e colaboradores (1997) um método dinâmico de ajuste não oclusivo de bombas de roletes tendo como um dos objetivos diminuir a hemólise causada por esse equipamento, quando comparado ao método da velocidade de queda tradicionalmente utilizado.

Uma das dificuldades em utilizar o método dinâmico para ajustar as bombas de roletes é a não existência de um dispositivo portátil, de fácil uso e baixo custo que auxilie o perfusionista a ajustar as bombas por esse método (VIEIRA JUNIOR, 2009).

Nesse trabalho são apresentadas as etapas de desenvolvimento e testes de um dispositivo desenvolvido no Centro de Engenharia Biomédica da Universidade Estadual de Campinas (CEB/UNICAMP) que atende a essas necessidades e poderá ser utilizado pelo perfusionista para ajustar a bomba de roletes de acordo com o método de calibração dinâmica.

Capítulo 2

Objetivos

Desenvolver um dispositivo que auxilie o perfusionista a ajustar bombas de roletes pelo método de calibração dinâmica, atendendo às seguintes e importantes características:

- Ser portátil;
- Não aumentar consideravelmente os custos do procedimento cirúrgico;
- Informar as pressões média, máxima e mínima em cada rolete;
- Possibilitar a verificação da rotação da bomba de roletes.

Capítulo 3

Revisão Bibliográfica

3.1 – Circulação Extracorpórea

As cirurgias cardíacas tiveram início no final do século XIX e, desde então, os procedimentos evoluíram continuamente. A primeira cirurgia cardíaca bem sucedida com uso de circulação extracorpórea (CEC) foi realizada por Gibbon em 1953 nos Estados Unidos. No Brasil a primeira cirurgia envolvendo CEC foi realizada em 1956 (COSTA, 1998).

A CEC (Figura 3.1) consiste da circulação do sangue externamente ao corpo. Para isso é necessário um conjunto de equipamentos que realizem as funções do coração e dos pulmões. Esse procedimento é agressivo ao organismo, contudo é fundamental na realização de diversos procedimentos cirúrgicos atualmente.

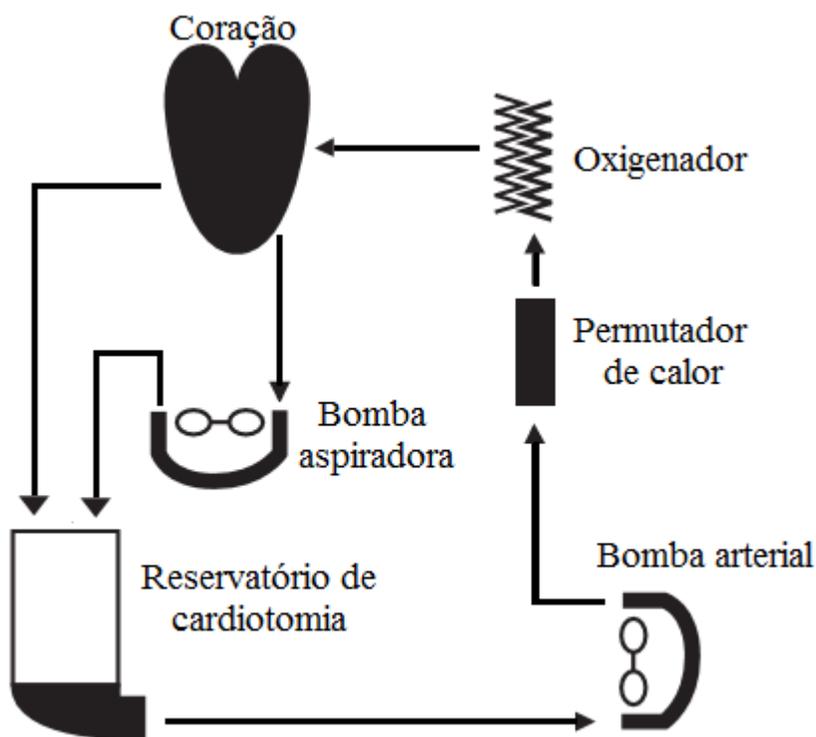


Figura 3.1 – Circuito simplificado para circulação extracorpórea (adaptada de MULHOLLAND *et al.*, 2000).

Durante a CEC, o sangue é desviado na entrada do átrio direito e segue para o reservatório de cardiectomia, do reservatório ele é bombeado para o conjunto oxigenador e permutador de calor através de uma bomba propulsora (bomba arterial). Após receber oxigênio o sangue é reintroduzido no corpo do paciente geralmente na aorta ascendente e depois é distribuído pelos órgãos. Para o reservatório de cardiectomia também é levado o sangue aspirado do campo operatório e do ventrículo esquerdo, que evita a distensão da câmara (SOUZA e ELIAS, 2006; VIEIRA JUNIOR, 2009).

Os oxigenadores têm como função substituir os pulmões durante a CEC, sendo os dois tipos principais os de bolhas, mais antigos, e os de membrana, mais modernos. Nos oxigenadores de bolhas as trocas são feitas na superfície das bolhas produzidas quando da dispersão do sangue no oxigenador. Já os oxigenadores de membrana tentam simular a troca gasosa que ocorre nos pulmões com a utilização de uma membrana semipermeável separando o gás carbônico do sangue e captando oxigênio (SOUZA e ELIAS, 2006).

Em conjunto com o oxigenador é utilizado o permutador de calor para manter a temperatura do sangue, compensando as perdas térmicas ocorridas no circuito de CEC, ou diminuindo a temperatura do corpo em procedimentos onde seja necessário um menor fluxo de sangue.

A aspiração do sangue que extravasa para o campo operatório e do sangue do ventrículo esquerdo quando o coração está relaxado é feita utilizando bombas aspiradoras, duas ou três, e um conjunto de cânulas (LOPES, 1998). Assim, juntamente com a bomba propulsora, um módulo de bombas utilizadas em procedimentos de CEC pode ser composto por até quatro bombas.

Um dos componentes de um sistema de CEC, a bomba propulsora, é responsável por bombear o sangue e manter o fluxo para a realização da perfusão adequadamente e, idealmente, não deveria provocar traumas às células sanguíneas. Existem dois tipos principais de bombas utilizadas para realizar essa função: bomba centrífuga e bomba de roletes.

A bomba centrífuga (Figura 3.2) é bastante utilizada em procedimentos de CEC. Um dos tipos mais comuns de bomba centrífuga consiste de um conjunto de cones concêntricos montados sobre um rotor magnético, que, quando gira, leva à rotação do cone mais interno, que leva ao giro dos demais. O fluxo gerado por esse tipo de bomba depende da pré-carga (reservatório de sangue) e da pós-carga (resistência sistêmica do paciente e dos demais componentes do circuito de CEC) (SOUZA e ELIAS, 2006; VIEIRA JUNIOR, 2009; LOPES, 1998; MURPHY *et al.*, 2009).

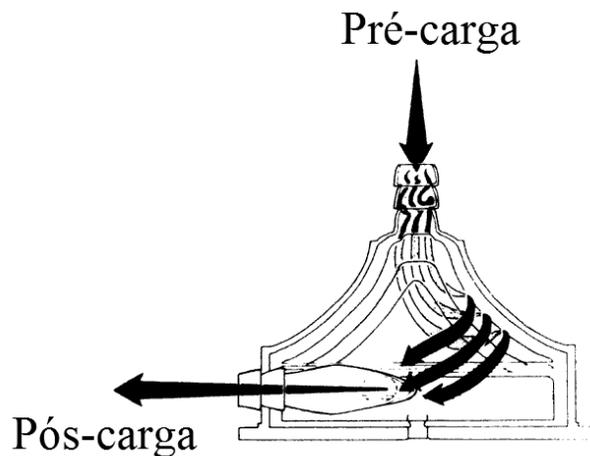


Figura 3.2 – Um dos modelos de bomba centrífuga (adaptada de MURPHY *et al.*, 2009).

A bomba de roletes foi desenvolvida por Porter e Bradley em 1855. Inicialmente ela não foi projetada para uso em CEC mas, após sua invenção, várias modificações foram realizadas até chegar ao modelo desenvolvido por DeBakey em 1935, utilizado nas primeiras cirurgias cardíacas com CEC (COOLEY, 1987). Na Figura 3.3.a é mostrado o diagrama da bomba de roletes de DeBakey e na Figura 3.3.b um registro fotográfico de um modelo de fabricação nacional.

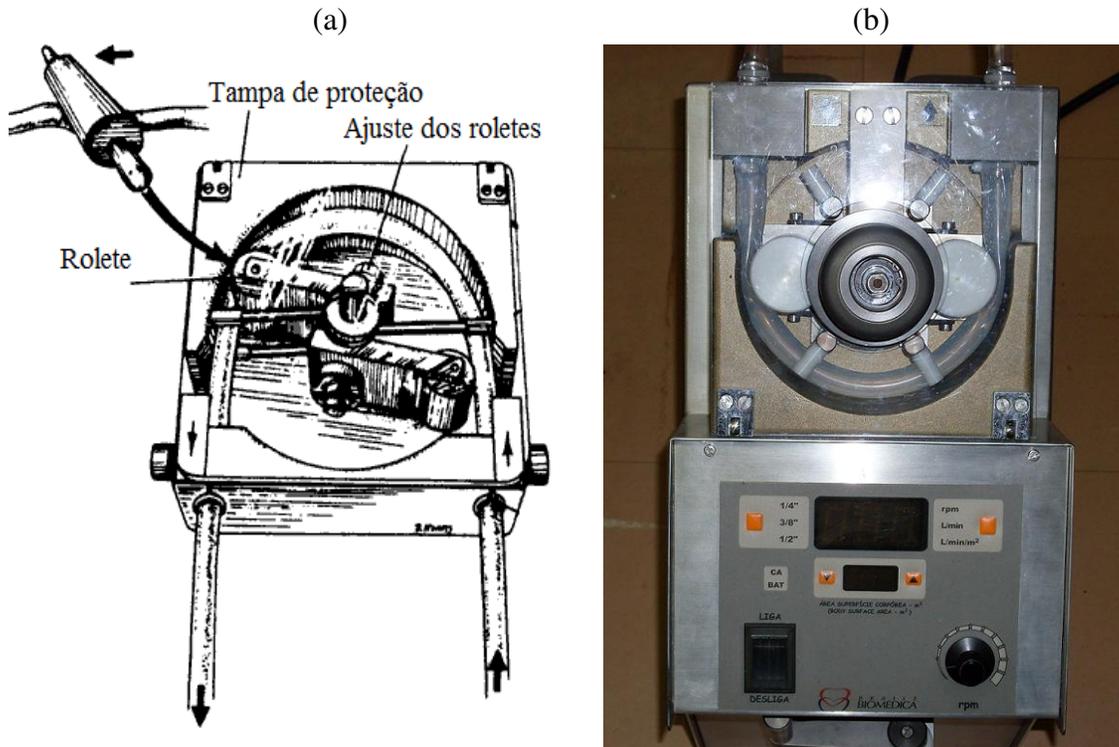


Figura 3.3 – a) Bomba de roletes de DeBakey (adaptada de COOLEY, 1987);
b) Modelo de fabricação nacional.

As bombas de roletes podem ter sua rotação executada manualmente com o auxílio de uma manivela em casos extremos como quando ocorre falta de energia elétrica da rede e do conjunto de baterias. Contudo, esse é um método exaustivo e manter a perfusão adequada não é uma tarefa simples (TOMIZAWA *et al.*, 2008).

Os dois roletes são separados por um ângulo de 180°, de modo que sempre há pelo menos um rolete pressionando o tubo, o qual é montado sobre o leito rígido em forma de ferradura. A posição do rolete em relação ao leito (oclusão) pode ser ajustada simultaneamente

para os dois roletes ou individualmente, dependendo do modelo da bomba; quando o ajuste é individual se torna difícil obter a mesma oclusão para os dois roletes.

Alguns estudos apontam diversas vantagens da bomba centrífuga em relação à bomba de roletes (KLEIN *et al.*, 1998; SCOTT *et al.*, 2002; MORGAN *et al.*, 1998), principalmente em procedimentos de longa duração (SOUZA e ELIAS, 2006); contudo, há estudos que não apontam qual o melhor tipo de bomba em detrimento da outra (MURPHY *et al.*, 2009; WAHBA, 2006; ASANTE-SIAW *et al.*, 2006; HANSBRO *et al.*, 1999) e a bomba de roletes continua sendo utilizada devido à sua simplicidade e ao seu baixo custo (COOLEY, 1987; MONGERO *et al.*, 1998).

3.1.1 – Ajuste da Oclusão de Bombas de Roletes

A determinação da correta oclusão dos roletes é um tópico muito importante no estudo de CEC. Com os roletes muito próximos ao leito da bomba, o índice de hemólise aumentará, enquanto uma distância maior aumentará a possibilidade de haver refluxo (VIEIRA JUNIOR, 2009).

Existem dois principais métodos de ajuste de oclusão dos roletes: método estático ou de velocidade de queda e o método de calibração dinâmica.

O método de velocidade de queda (estático) consiste em observar a velocidade de queda em uma coluna preenchida com solução fisiológica com altura de 750 a 1000 mm, utilizando um tubo de PVC de ¼ de polegada com o rolete parado em uma determinada posição do eixo. A velocidade é medida com auxílio de um cronômetro e deve estar em torno de 2,5 cm/min (TAMARI *et al.*, 1997; MONGERO *et al.*, 1998; TAYAMA *et al.*, 2004). Na Figura 3.4 são ilustrados os componentes necessários para realizar a calibração pelo método estático.

A velocidade de queda pode ser determinada de dois modos: medindo-se o tempo que o fluido leva para percorrer determinado espaço ou medindo-se o espaço percorrido pelo fluido em um intervalo fixo de tempo (VIEIRA JUNIOR, 2009).

Outra variação do método estático é a determinação da velocidade de queda com o rolete parado em mais de uma posição. Costuma-se calcular a média dos valores obtidos com o rolete em três posições: 4, 6 e 8 horas (TAMARI *et al.*, 1997; MONGERO *et al.*, 1998).

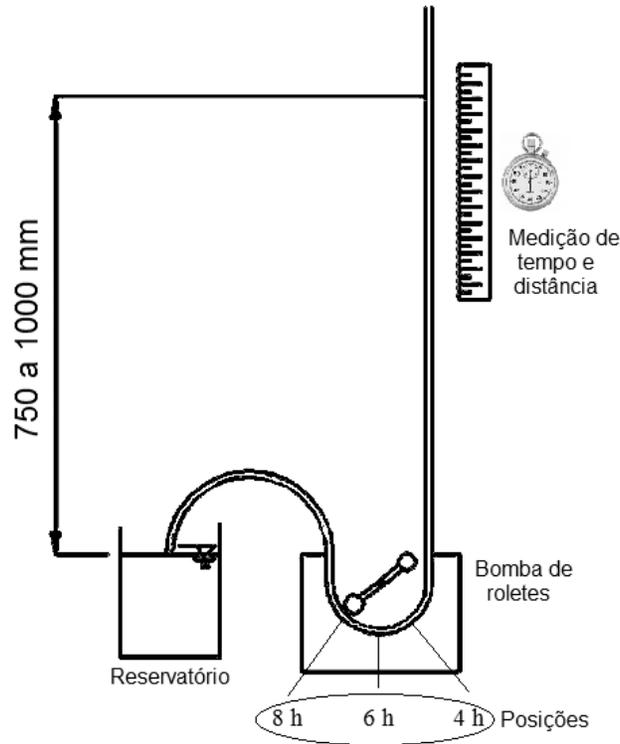


Figura 3.4 – Aparato experimental para ajuste da bomba de roletes pelo método de velocidade de queda (adaptada de VIEIRA JUNIOR, 2009).

O método estático pode ser realizado com bombas onde o ajuste dos roletes é simultâneo ou com modelos onde o ajuste da oclusão dos roletes é individual e, nesse caso, a calibração deve ser realizada para cada um dos dois roletes.

O segundo método de calibração de bombas de roletes utilizado é o método de calibração dinâmica, no qual o ajuste de oclusão é feito com a bomba girando em baixa rotação até se obter um valor de pressão estipulado. Para a realização desse método é necessário que a bomba utilizada tenha ajuste simultâneo dos roletes. Na Figura 3.5 são mostrados os componentes para realizar a calibração dinâmica. Esse método foi desenvolvido por Tamari e colaboradores em 1997 e é realizado como segue:

- A linha de pressão é preenchida com solução fisiológica e o ar é retirado;
- Um monitor de pressão é instalado na saída da bomba;
- Os roletes são retraídos para uma posição não oclusiva;

- A rotação da bomba é ajustada entre 5 e 10 rpm;
- A tubulação de saída é pinçada distal ao monitor de pressão;
- A pressão média na saída da bomba é calculada continuamente;
- A oclusão é ajustada até se obter o valor médio de pressão desejado (entre 150 e 500 mmHg).

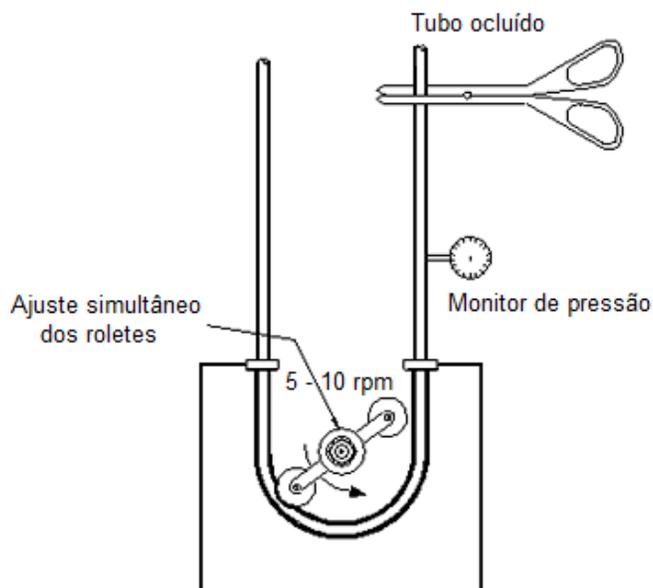


Figura 3.5 – Aparato experimental para ajuste dos roletes por calibração dinâmica (adaptada de VIEIRA JUNIOR, 2009).

Ao contrário do método estático, que deve ser realizado antes da montagem do circuito de CEC devido à necessidade de uma coluna de aproximadamente 1 m de extensão, esse método pode ser utilizado já com o circuito montado (TAMARI *et al.*, 1997) mas, para sua realização, necessita de um dispositivo específico para aquisição e cálculo da pressão média.

O método estático apresenta problemas quanto à repetitividade, enquanto o dinâmico, além de ser mais repetitivo, considera variações entre tubos, bombas e diferenças entre os roletes (TAMARI *et al.*, 1997; MONGERO *et al.*, 1998). Variações do perfil hidrodinâmico do leito rígido entre bombas diferentes (VIEIRA JUNIOR *et al.*, 2010a) e a tensão residual nos tubos de silicone comumente utilizados em CEC (VIEIRA JUNIOR *et al.*, 2010b) causam variações importantes nas medidas de velocidade de queda.

3.1.2 – Hemólise

Um dos principais parâmetros a ser analisado na perfusão é a taxa de hemólise (destruição das hemácias) resultante do processo de CEC, que é influenciada por diversos fatores tais como as bombas propulsoras, os aspiradores e os materiais utilizados no circuito de CEC.

As bombas centrífugas são tidas como sendo menos hemolíticas do que as de roletes devido às suas características construtivas. Mas, mesmo analisando somente as bombas de roletes, há vários fatores que influenciam na hemólise, por exemplo, o método de calibração utilizado (TAMARI *et al.*, 1997; MONGERO *et al.*, 1998).

Estudos indicam que a aspiração é a maior causa de hemólise em circulação extracorpórea (EDMUNDS JUNIOR *et al.*, 1978). Além disso, o nível de tensão de cisalhamento a que a hemácia está exposta contribui mais para a hemólise do que o tempo de exposição da hemácia à tensão (WURZINGER *et al.*, 1986). Durante a rotação, a maior hemólise é causada quando os dois roletes estão pressionando o tubo simultaneamente, que é a situação na qual a tensão de cisalhamento é maior (MULHOLLAND *et al.*, 2005). Outro estudo mostra que a maior causa de hemólise é a combinação de pressão negativa e contato com o ar (MULHOLLAND *et al.*, 2000).

3.2 – Medição de pressão

A medição de pressão sanguínea pode ser realizada por diversos meios, divididos em dois grandes grupos: medição direta ou indireta. A medição direta é utilizada quando se deseja obter valores mais exatos ou quando se deseja fazer monitoramento contínuo da pressão. No entanto, essas técnicas trazem mais desconforto para os pacientes do que as técnicas indiretas, que são geralmente não invasivas e são realizadas sem causar maiores transtornos ao paciente, mas resultam em valores menos exatos do que os obtidos pelas técnicas de medição direta (WEBSTER, 2010; KHANDPUR, 2005).

As técnicas de medição indireta em geral fazem uso de um manguito comprimindo o braço e são baseadas na detecção dos ciclos de pressão, que pode ser uma detecção por

auscultação, por exemplo. Nesses casos o valor de pressão é determinado usando um manômetro que pode ser aneroide, digital ou de coluna de mercúrio.

Para realizar a medição direta de pressão é necessária a introdução de um cateter no vaso onde se deseja realizar a medida. Além disso, é necessário um transdutor de pressão, que pode ser instalado na ponta do cateter ou ser um transdutor externo e, nesses casos, é necessária a utilização de um fluido para transmitir a pressão (CAVALCANTI *et al.*, 2006).

Esses transdutores são geralmente baseados em um sistema com diafragma e *strain gages* montados em ponte de Wheatstone. A pressão é transmitida pelo fluido até o diafragma, causando sua deformação. Os resistores (*strain gages*) montados rigidamente com o diafragma, também sofrerão deformação que promoverá a geração de um sinal elétrico proporcional à pressão do fluido (WALLACE e CUTLER, 1986; GARDNER, 1996).

Inicialmente esses transdutores eram reutilizáveis e os resistores eram feitos com fio, mas havia problemas de contaminação e o custo era alto. Atualmente os resistores são feitos com silício e montados em conjunto com o diafragma em uma pastilha onde há também circuitos de correção do efeito de temperatura e de *offset* e, devido ao relativo baixo custo de produção, são descartáveis (WEBSTER, 2010; WALLACE e CUTLER, 1986). Os transdutores utilizados nesse trabalho são deste último tipo.

A sensibilidade dos transdutores utilizados é padronizada pela *Association for the Advancement of Medical Instrumentation / American National Standards Institute* (AAMI/ANSI) como sendo de $5 \mu\text{V/V/mmHg}$, com erro máximo de medição de $\pm 3\%$ (GARDNER, 1996).

3.3 – Metrologia

Nesse trabalho são determinados alguns parâmetros de dispositivos, definidos pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Inmetro), que constam em normas para ensaios de manômetros. A seguir são apresentadas as definições desses termos (Inmetro, 2008; Inmetro, 2010):

- Repetitividade: grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição. É

obtida através da relação entre a diferença máxima das indicações do medidor num mesmo ponto de pressão, numa mesma solicitação. Pode ser expressa em percentagem da amplitude da faixa de indicação. Na Figura 3.6 são mostrados os valores utilizados no processo de cálculo da repetitividade para um transdutor de pressão.

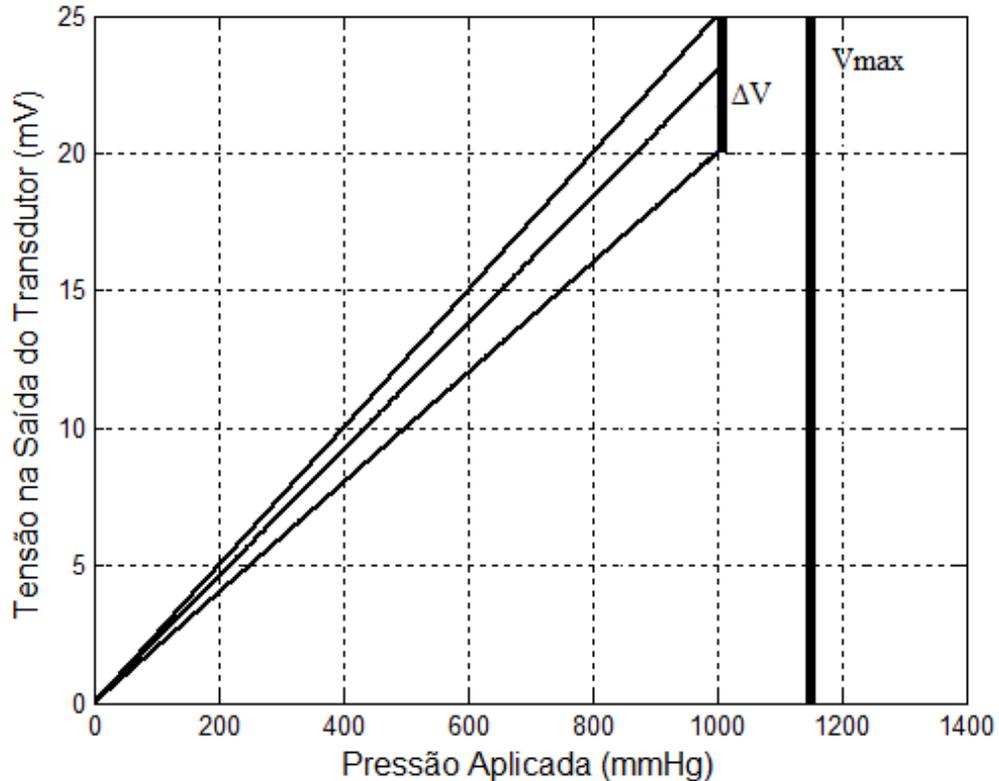


Figura 3.6 – Valores utilizados para o cálculo de repetitividade (adaptada de BECK, 1983).

Baseado nos valores identificados na Figura 3.6 a repetitividade é dada por:

$$R = \frac{\Delta V}{V_{max}} \times 100\% \quad (3.1)$$

- Histerese: é a relação entre a diferença máxima das indicações do medidor em um dos ciclos, carregamento e descarregamento, em um mesmo ponto de pressão,

expressa em percentagem da amplitude da faixa de indicação. Na Figura 3.7 são mostrados os valores utilizados no cálculo de histerese.

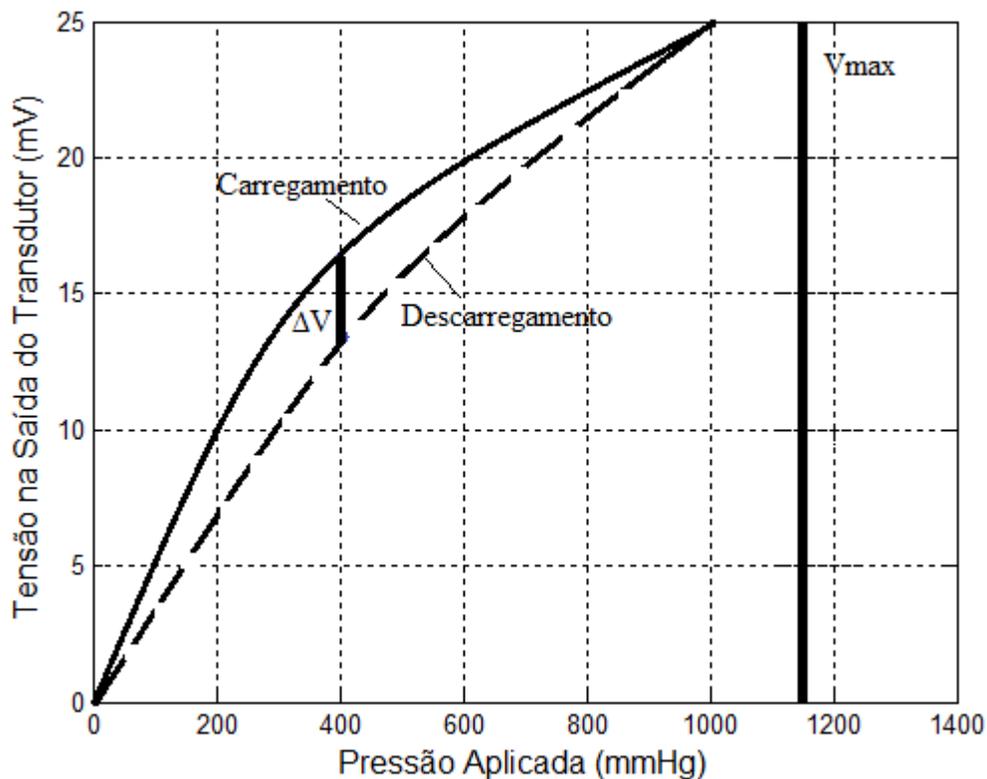


Figura 3.7 – Valores utilizados para o cálculo de histerese (adaptada de BECK, 1983).

Desse modo, a histerese é calculada por:

$$H = \frac{\Delta V}{V_{max}} \times 100\% \quad (3.2)$$

3.4 – Dispositivos para Calibração Dinâmica

A desvantagem do método da calibração dinâmica quando comparado ao método de calibração estática, consiste na necessidade de acrescentar, ao procedimento, um dispositivo

específico para determinar a pressão média na saída da bomba e atualmente não existem dispositivos específicos para esse fim disponíveis no mercado.

Um dispositivo utilizado para realizar a calibração dinâmica é o Better-Header®. Contudo, ele foi projetado para proteger o sistema de CEC contra valores altos de pressão durante o ajuste da oclusão dos roletes. Com esse dispositivo, o ajuste é finalizado quando o valor de pressão é igual ao pré-estabelecido pelo usuário. Isso é percebido quando a válvula do dispositivo abre e fecha rapidamente (TAYAMA *et al.*, 2004). Com o Better-Header® não é possível determinar os máximos e os mínimos dos ciclos de pressão.

Para determinar as médias, máximos e mínimos dos ciclos de pressão poderia ser utilizado um sistema de aquisição de dados composto por transdutores de pressão, placa de aquisição, um computador e um *software* para fazer a comunicação entre a placa e o computador e também realizar o tratamento dos dados obtidos. Esse sistema apresenta um custo relativamente alto e não é prático para ser utilizado em centros cirúrgicos.

Um dispositivo portátil e de baixo custo que possa ser utilizado para auxiliar nos ajustes pelo método de calibração dinâmica pode ser construído com um microcontrolador. Vários desses dispositivos possuem capacidade de realizar conversão de sinal analógico para digital (conversão A/D), além de realizar todo o processamento necessário. Esse foi o método utilizado nesse trabalho.

O microcontrolador escolhido deve ser capaz de amostrar e processar sinais de pressão que resultem em uma pressão média de até 500 mmHg com frequência de rotação da bomba de roletes entre 5 e 10 rpm e com resolução menor do que a unidade, já que monitores de pressão em geral utilizam número inteiros (GARDNER, 1996).

Capítulo 4

Materiais e Métodos

4.1 – Descrição do Equipamento

O dispositivo auxiliar de calibração (DAC) que foi projetado para ser utilizado pelo perfusionista para realizar o método de calibração dinâmica deve ser capaz de receber um sinal de pressão em líquidos provenientes de um transdutor de pressão e processar esse sinal. O diagrama de blocos do dispositivo desenvolvido pode ser visto na Figura 4.1, onde são destacados (em pontilhado) os blocos do DAC.



Figura 4.1 – Etapas necessárias para realizar a calibração dinâmica.

A alimentação do dispositivo é feita por meio de duas baterias de 9 V, sendo que uma delas tem a polaridade invertida, assim, são obtidas as tensões de +9 V e -9 V. A tensão de +9 V é utilizada como entrada para o regulador de tensão LM7805 e na saída do regulador temos a tensão de +5 V (Figura 4.2). A tensão de -9 V é utilizada somente na alimentação dos amplificadores.

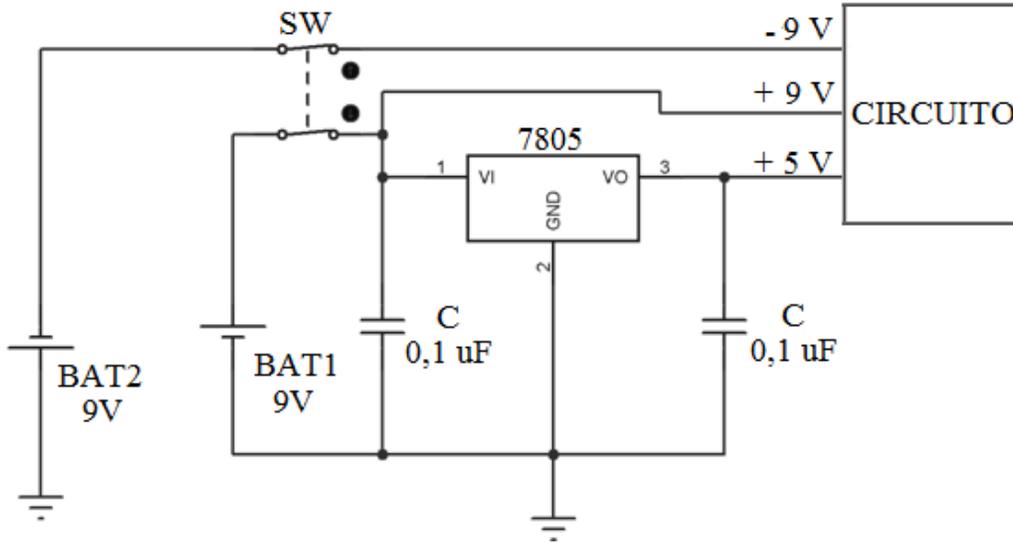


Figura 4.2 – Circuito de alimentação do DAC.

A seguir são descritas as etapas mostradas na Figura 4.1.

4.1.1 – Transdução

Esta é a única etapa que não é realizada no DAC. Nela são utilizados transdutores de pressão descartáveis normalmente utilizados em procedimentos cirúrgicos. Abaixo são descritas as principais características de transdutores produzidos por dois fabricantes especializados: Braile Biomédica (Brasil) e Edwards Lifesciences (Estados Unidos) (BRAILE BIOMÉDICA, 2009; EDWARDS LIFESCIENCES, 2006):

- Faixa operacional de pressão: -30 a +300 mmHg
- Sensibilidade: 5 $\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$

- Histerese e não-linearidade: $\pm 1,5\%$
- Deslocamento do zero: ± 25 mmHg
- Tolerância de pressão: -400 a +4000 mmHg

O valor de tensão obtido na saída do transdutor é dado por:

$$\text{Tensão (V)} = 5 (\mu\text{V/V/mmHg}) \times P (\text{mmHg}) + \text{offset (V)} \quad (4.1)$$

Na Equação 4.1, *Tensão* é a tensão em *volts* medida na saída do transdutor, *P* a pressão aplicada e *offset* é o valor de tensão quando é aplicada pressão atmosférica ao transdutor, ou seja, é um valor de tensão obtido na saída do transdutor quando se esperava que a saída fosse zero.

O transdutor é conectado ao dispositivo via conector USB (*Universal Serial Bus*). O transdutor fabricado pela Edwards possui conexão proprietária e para seu uso em conjunto com o DAC foi desenvolvido um adaptador. Na Figura 4.3 são mostrados transdutores disponíveis no mercado de dois fabricantes: 1) com conexão USB de fabricação nacional mostrado na Figura 4.3.a (Braile Biomédica, modelo BX, São José do Rio Preto, Brasil); e 2) importado (Edwards Lifesciences, modelo TruWave, Irvine, Estados Unidos) cuja conexão não é USB, mas pode ser usado em conjunto com o DAC com o auxílio do adaptador (Figura 4.3.b).

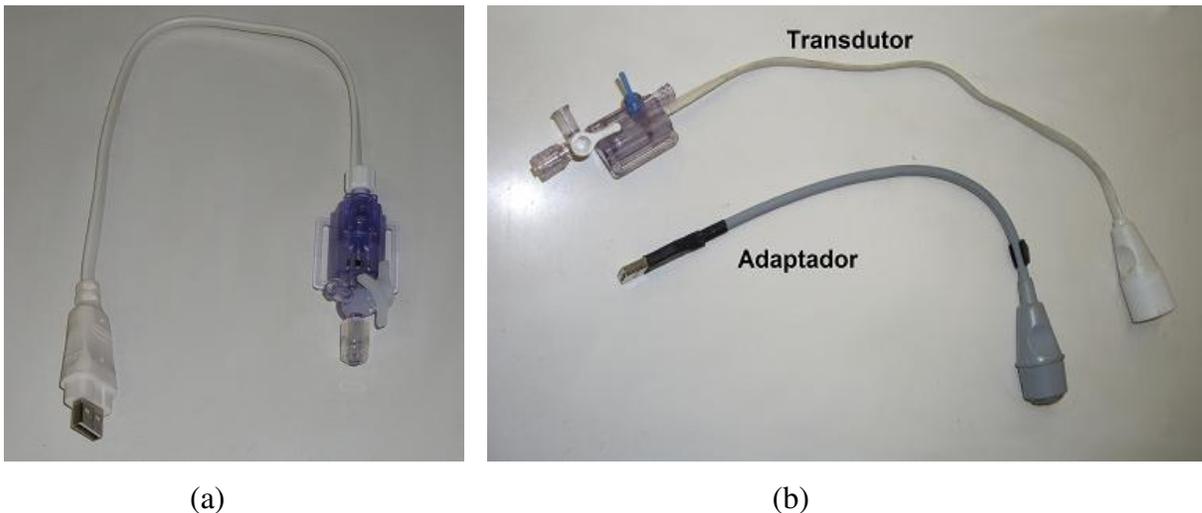


Figura 4.3 – Transdutores de pressão utilizados. a) Com conexão USB (Braile Biomédica);
b) Sem conexão USB e com adaptador (Edwards Lifesciences).

A alimentação do transdutor é feita por meio de uma conexão USB com 5,0 V_{DC} obtida no dispositivo. Desse modo a tensão obtida na saída do transdutor é dada por:

$$Tensão (V) = 25 (\mu V/mmHg) \times P (mmHg) + offset (V) \quad (4.2)$$

4.1.2 – Amplificação

Após a etapa de transdução, é obtido um sinal de tensão diferencial equivalente à pressão aplicada ao transdutor descrito pela Equação 4.2. Esse sinal é aplicado na entrada do bloco de amplificação.

Foi utilizado um amplificador de instrumentação de ganho programável PGA204AP fabricado pela Burr-Brown® (Tucson, Estados Unidos) com ganho de 100 V/V. Após a amplificação a tensão obtida na saída do amplificador é dada por:

$$Tensão (V) = 2,5 (mV/mmHg) \times P (mmHg) + offset (V) \quad (4.3)$$

O circuito de amplificação é mostrado na Figura 4.4.

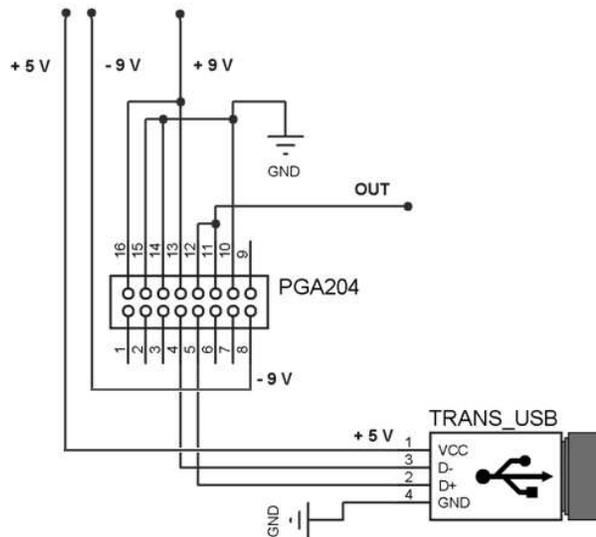


Figura 4.4 – Circuito de amplificação.

4.1.3 – Aquisição

A aquisição do sinal de pressão e conversão de analógico para digital é feita utilizando o conversor A/D do microcontrolador PIC 18F4523. Os valores de referência são 0 e 5 V. Como pode ser visto na Equação 4.3, o coeficiente angular da curva Tensão x Pressão é 2,5 mV/mmHg, logo, considerando o *offset* igual a zero, o valor máximo de pressão que pode ser adquirido é de:

$$P_{\max} = 5 \text{ V} / 2,5 \text{ mV/mmHg} \rightarrow P_{\max} = 2000 \text{ mmHg}$$

O conversor A/D utilizado é de 12 bits, logo, a faixa de possíveis valores é de 0 a 4095, o equivalente em tensão é de 0 a 5 V e em pressão, de 0 a 2000 mmHg

Os conversores A/D apresentam diversos tipos de erro relacionados ao seu funcionamento e à forma como são construídos, como, por exemplo, erros de linearidade e de *offset*. Existem diversas técnicas para mensurar esses erros, mas esse não é objetivo do trabalho e, portanto, foi utilizada uma técnica simples que consiste em aplicar uma tensão conhecida, observar a saída e comparar o resultado obtido com o esperado. O erro obtido (ΔP) é utilizado para corrigir o valor de pressão obtido.

Os valores de ΔP usados na correção dependem da faixa de pressão do valor convertido. Foram utilizadas vinte e cinco faixas de pressão. A primeira faixa de pressão utilizada foi de valores menores que 75 mmHg e a faixa final de valores maiores que 1225 mmHg. O intervalo de 75 a 1225 mmHg foi dividido em faixas de 50 mmHg que corresponde a 50% da amplitude das faixas de pressão utilizadas na caracterização dos transdutores.

4.1.4 – Processamento e Exibição

A etapa de processamento consiste de todas as funções executadas pelo dispositivo. As mensagens e os valores calculados relativos a essa etapa são exibidos em um visor do tipo LCD (*Liquid Crystal Display*) 16x2 caracteres. Todas as funções foram realizadas utilizando um microcontrolador PIC 18F4523 fabricado pela Microchip® e desenvolvidas usando a linguagem de programação C com o *software* MPLAB C18 do mesmo fabricante.

O dispositivo foi desenvolvido para realizar quatro funções: Calibração Dinâmica, Verificar Rotação da Bomba, Calcular Pressão Média e Mostrar Ajustes Salvos. Na Figura 4.5 é mostrado o diagrama de blocos geral do dispositivo.

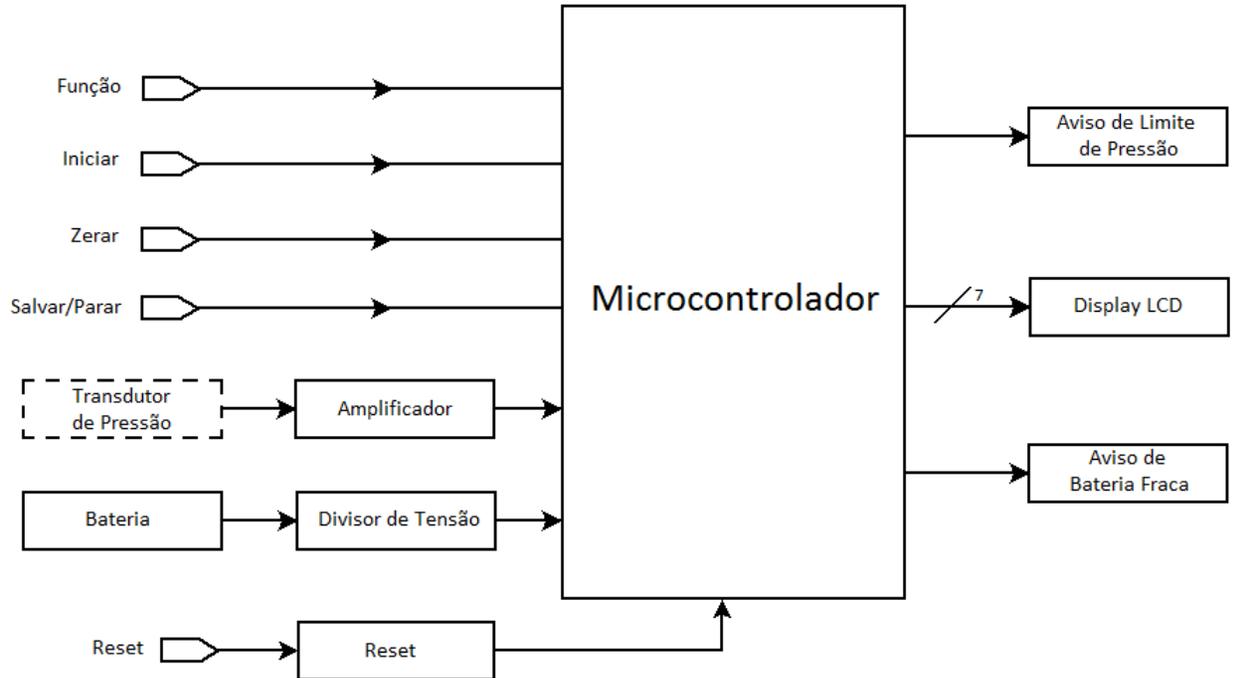


Figura 4.5 – Diagrama de blocos do DAC.

Para controlar o funcionamento do protótipo existem cinco chaves:

- **FUNÇÃO:** seleciona qual a função, dentre as quatro mencionadas anteriormente, será utilizada.
- **ZERAR:** utilizada para determinar o *offset* do transdutor. Para isso deve-se expor o transdutor à pressão atmosférica e pressionar a chave.
- **SALVAR/PARAR:** esta chave possui duas funções: 1) quando pressionada uma vez durante a aquisição de dados nas funções “Calibração Dinâmica” e “Verificar Rotação da Bomba”, parará a aquisição do sinal e exibirá os valores calculados; 2) também é possível utilizá-la para salvar os valores de pressão média, média dos máximos de cada rolete e média dos mínimos de cada rolete, sendo necessário pressionar a chave novamente após esses valores serem exibidos.

- **INICIAR:** inicia a execução de uma das funções escolhida usando a chave FUNÇÃO.
- **RESET:** reinicia o dispositivo. Os valores salvos são perdidos.

Além do LCD para exibição de mensagens, o dispositivo possui duas saídas de aviso, um sonoro e um luminoso. O aviso sonoro realizado através de um *buzzer* é ativado quando a pressão estiver acima de 1600 mmHg (equivalente a 4 V), com o intuito de proteger o microcontrolador de tensões acima de 5 V. O aviso luminoso consiste de um diodo emissor de luz (LED - *Light-Emitting Diode*) ativado quando a tensão da bateria de +9 V está abaixo de 7,8 V e, nesse caso as duas baterias devem ser substituídas. O teste da tensão da bateria é efetuado após o botão INICIAR ser pressionado, ou seja, quando uma função é ativada. Na Figura 4.6 é mostrada uma foto do protótipo desenvolvido.

Todos os cálculos realizados no processamento utilizam o valor de pressão resultante da etapa de aquisição do sinal, sendo este valor uma palavra digital de 12 bits. Para efetuar os cálculos é necessário saber os valores de tensão e de pressão correspondentes aos 12 bits.

Para converter a palavra digital no valor de tensão equivalente é usada a Equação 4.4.

$$Tensão = \frac{5 \times resultado}{4095} \quad (4.4)$$

onde *resultado* é o número de 12 bits proveniente da conversão A/D e *Tensão* é o valor de tensão na saída do amplificador amostrado pelo conversor A/D.

Como mencionado, a faixa de pressão equivalente é de 0 a 2000 mmHg. Com 12 bits há 4096 possíveis valores de quantização e, desse modo, cada nível corresponde a 0,488 mmHg (2000 mmHg/4096).



Figura 4.6 – Registro fotográfico do protótipo do DAC.

Para converter o valor de tensão da Equação 4.4 no seu equivalente de pressão é usada a Equação 4.5.

$$P \text{ (mmHg)} = \frac{\text{tensão(V)} - \text{offset (V)}}{2,5 \text{ (mV/mmHg)}} + \Delta P \text{ (mmHg)} \quad (4.5)$$

onde ΔP é uma correção feita devido ao erro intrínseco do conversor A/D utilizado.

O valor de correção a ser utilizado depende da faixa em que se encontra o valor de pressão. Para obter o valor final de pressão é utilizado o algoritmo da Figura 4.7.

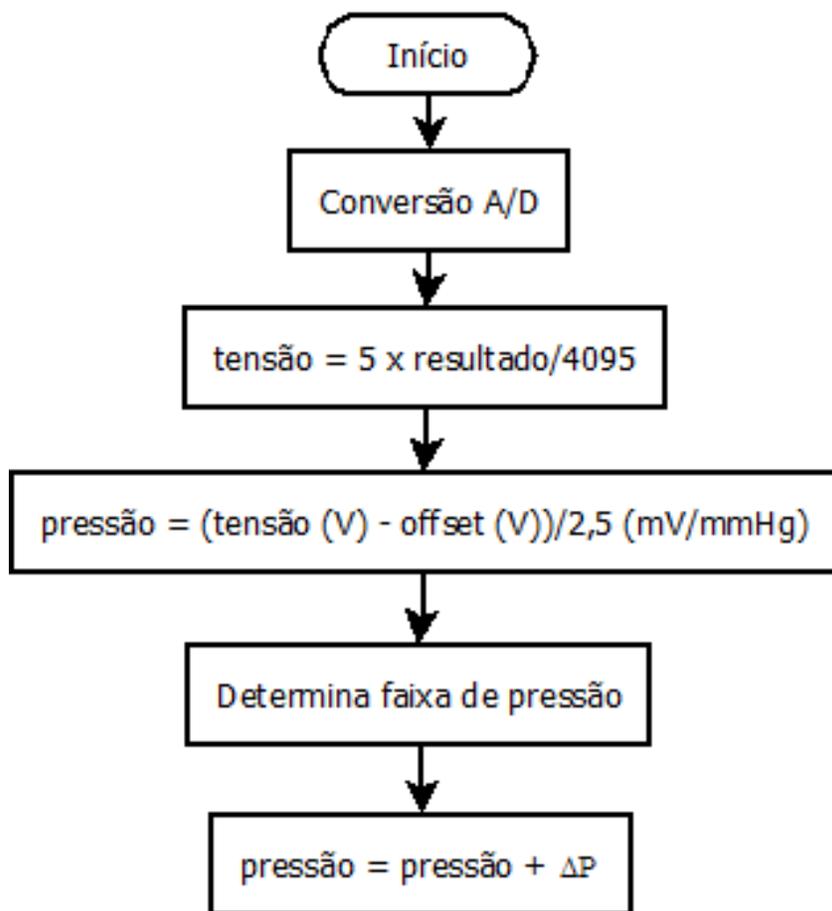


Figura 4.7 – Algoritmo de conversão de tensão em pressão.

A seguir são descritas as funções realizadas pelo dispositivo.

- **Calibração Dinâmica**

O método de ajuste da oclusão da bomba de roletes pelo método da calibração dinâmica é baseado no cálculo da pressão média na saída da bomba. Para que seja possível chegar ao valor de pressão média desejado (entre 150 e 500 mmHg) é necessário que o valor calculado responda rapidamente à alteração da oclusão dos roletes realizada pelo perfusionista. Para isso o valor da pressão média calculada em cada ciclo do rolete é exibido no visor de LCD.

O método de calibração dinâmica estabelece que a rotação da bomba deva ser ajustada entre 5 e 10 rpm. Nesse trabalho, foi utilizado somente o valor máximo (10 rpm) nos testes de calibração dinâmica, pois a bomba apresentou maior dificuldade para manter a pressão desejada quando eram utilizadas rotações menores.

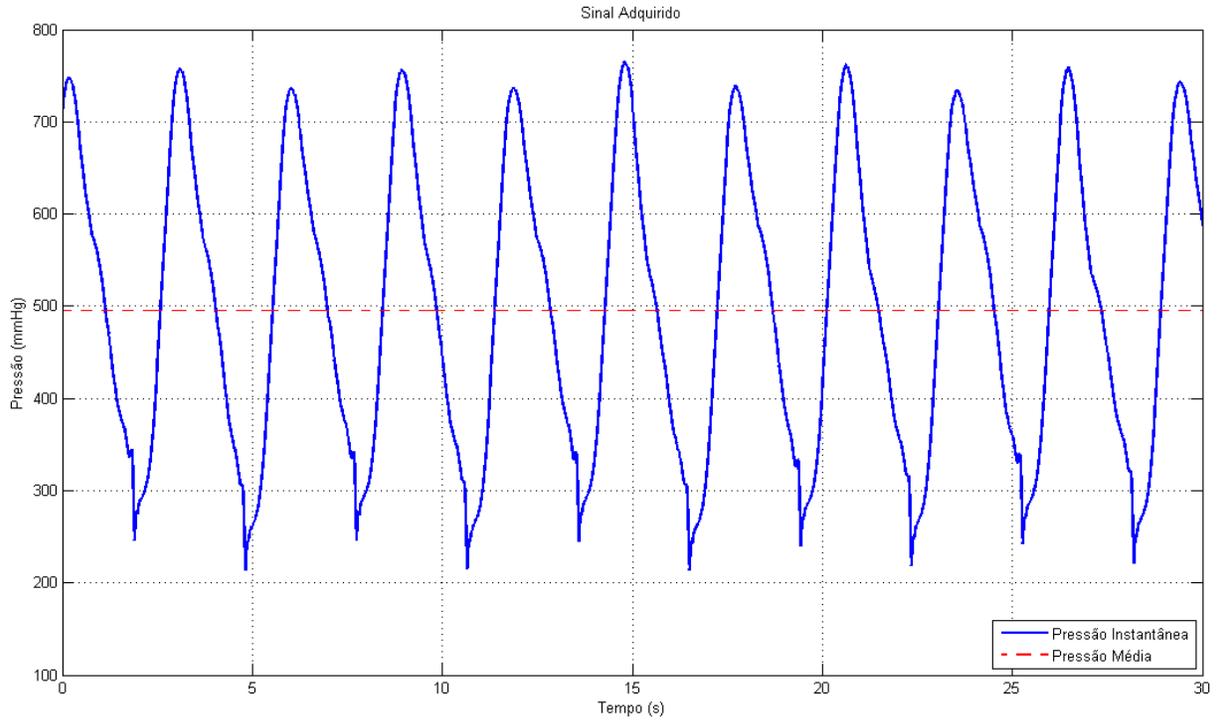
O sinal de pressão originado no procedimento de CEC tem comportamento senoidal (VIEIRA JUNIOR, 2009; ROMANO *et al.*, 2006), como é mostrado na Figura 4.8. Os dois sinais mostrados têm o mesmo valor médio, foram obtidos utilizando o mesmo transdutor de pressão e os tubos utilizados foram do mesmo tipo (tubo de silicone com diâmetro de ½ polegada) e utilizando a mesma bomba de roletes. Também há diferenças de amplitude no sinal do rolete A para o rolete B. Isso significa que, mesmo sob as mesmas condições, a forma do sinal de pressão obtido pode variar.

Devido à diferença dos sinais de pressão medidos entre os roletes A e B foi necessário calcular a pressão média com mais de um ciclo de pressão, pois caso fosse utilizada somente a média de cada rolete, os valores consecutivos exibidos seriam diferentes, impossibilitando a finalização do ajuste.

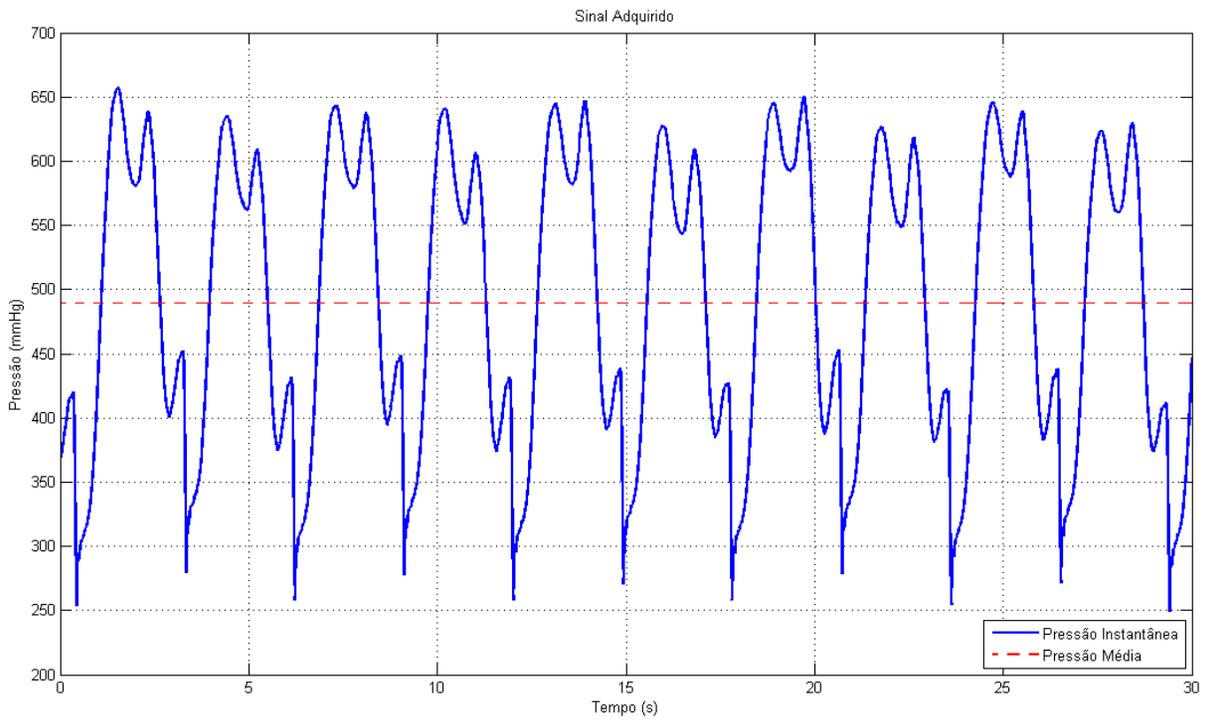
Desse modo, a cada meio período (3 s, a 10 rpm) são exibidos dois valores no *display*: na linha superior é exibida a média do último meio ciclo, ou seja, a média do ciclo de somente um rolete; e, na linha inferior, a média dos últimos cinco ciclos completos, equivalente a 30 s com a rotação ajustada em 10 rpm.

Para cálculo da média o sinal é amostrado a 100 Hz. Tem-se, então, seiscentas amostras em um ciclo completo, trezentas amostras referentes a cada rolete, no caso da rotação da bomba estar perfeitamente ajustada em 10 rpm (período de 6 s).

Contudo, o visor da bomba exibe somente valores inteiros. Assim, o valor de 10 rpm não corresponde necessariamente à rotação exata da bomba; além disso, a rotação da bomba pode sofrer pequenas variações durante a calibração, de modo que, para calcular a média de um período, o número de amostras adquiridas não é um parâmetro de referência confiável.



(a)



(b)

Figura 4.8 – Exemplos de sinais de pressão obtidos em calibração dinâmica: a) tubo 1, b) tubo 2.

Como observado nos exemplos da Figura 4.8, o sinal de pressão tem comportamento semelhante ao de uma senóide e, assim, outro meio de determinar o início e o término de um período seria determinando o número de vezes que o sinal cruza o valor médio. No entanto, o valor de pressão média é o que se deseja obter no processo de calibração dinâmica e esse valor varia durante o procedimento (Figura 4.9), impossibilitando o seu uso para determinar a duração dos ciclos.

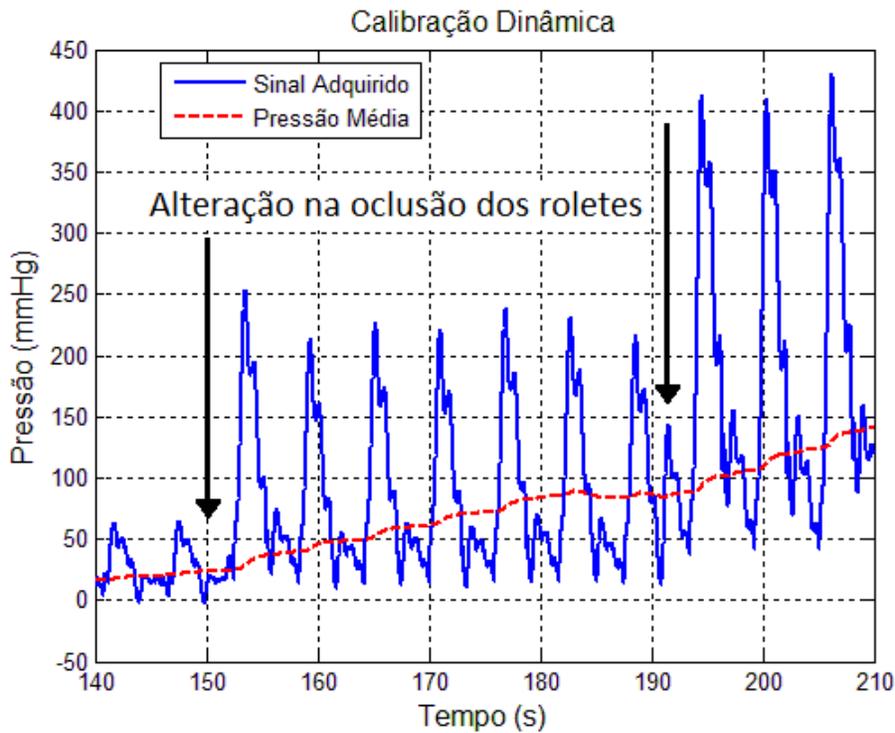


Figura 4.9 – Variação da pressão instantânea e da pressão média quando se ajusta a oclusão dos roletes.

A solução encontrada para determinar o início e o término de cada ciclo foi determinar os valores máximos de cada rolete e, com isso, o período do ciclo é calculado como sendo o intervalo entre dois picos consecutivos do mesmo rolete.

Para determinar o período de um ciclo foi utilizado o algoritmo da Figura 4.10 continuamente. Consiste de um algoritmo de busca pelo valor máximo do período, comparando a amostra atual com o valor máximo estabelecido anteriormente; depois de encontrar um valor

maior que o atual, as amostras seguintes continuam sendo testadas e se, após 200 amostras o valor máximo não for alterado, significa que aquele valor é o máximo do ciclo do rolete.

Foi considerado que sempre haverá mais que 200 e menos que 400 amostras em um ciclo de um rolete. Com a frequência de amostragem utilizada (100 Hz), esses valores correspondem às rotações de 15 rpm e 7,5 rpm, respectivamente. Como a rotação é ajustada em 10 rpm, esses valores correspondem a um erro superior a 20% do valor indicado no visor da bomba e não é esperado que ocorra um erro dessa magnitude.

Como o algoritmo é executado continuamente, a duração do ciclo de um rolete será o número de amostras entre dois valores máximos consecutivos multiplicado pelo tempo entre amostras.

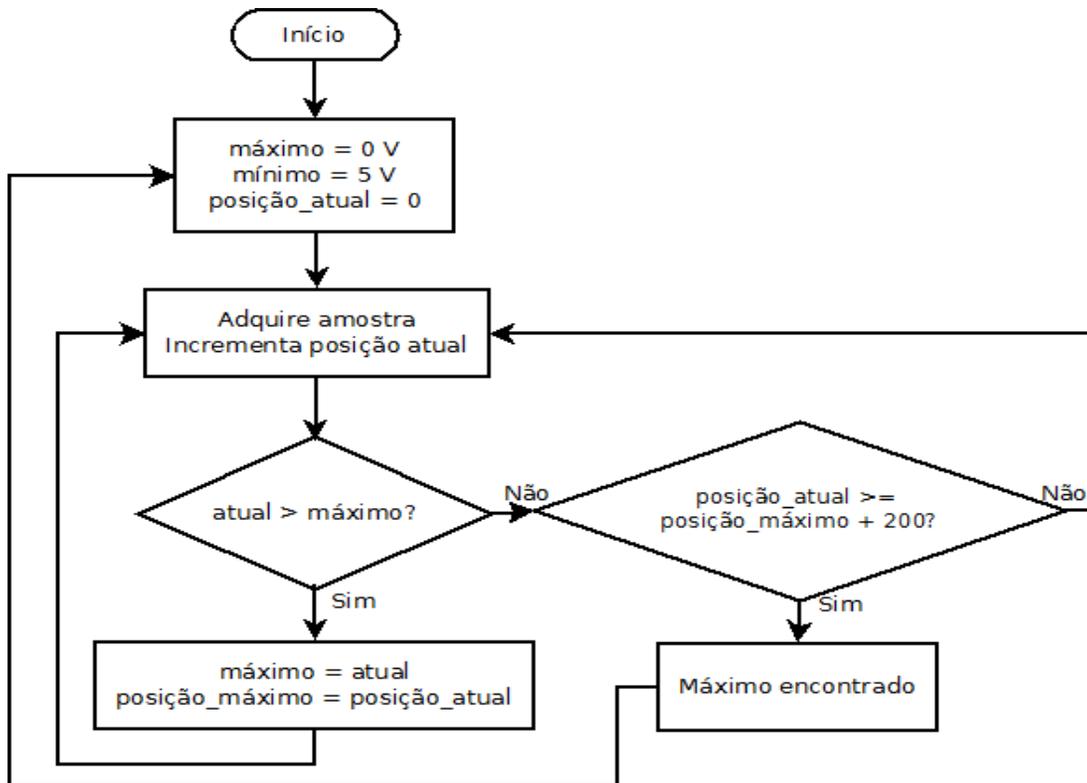


Figura 4.10 – Algoritmo para detecção de máximos.

O algoritmo descrito na Figura 4.10 é utilizado somente para identificar o início e o término dos ciclos, mas outras variáveis estão associadas a cada ciclo: valor mínimo do ciclo, pressão média do ciclo, soma dos pontos do ciclo.

Cada vez que um máximo é identificado, o valor médio do ciclo de um rolete é calculado. O valor médio calculado é a média aritmética dos pontos adquiridos em cada ciclo. No entanto, esse ainda é um valor de tensão que é convertido para pressão usando a Equação 4.5 e exibido no visor do dispositivo.

Ao detectar o fim de um ciclo de um rolete, os valores mínimo e máximo do ciclo do rolete são armazenados e também é exibida a pressão média dos últimos cinco ciclos completos. Desse modo, depois de identificados cinco ciclos completos, sempre há dez máximos, dez mínimos e dez somas dos pontos de meio ciclo armazenados, cinco de cada rolete. Quando um ciclo de um rolete é finalizado, o valor mais antigo de cada variável é descartado e os novos são armazenados.

Durante o procedimento de calibração dinâmica, os valores médios de um ciclo do rolete A e de um ciclo do rolete B são exibidos, sempre que é identificado o fim de um desses ciclos. Desse modo, à medida que a oclusão dos roletes é realizada, é possível saber o valor médio de maneira rápida.

Para realizar um ajuste fino da oclusão é utilizada a média de cinco ciclos completos, que leva em consideração mais ciclos e os dois roletes são considerados no cálculo da média. Portanto, diferenças entre os dois roletes não serão percebidas nesse cálculo, o valor médio irá estabilizar e o perfusionista poderá ajustar a bomba de maneira adequada.

A aquisição de dados será efetuada até que o botão SALVAR/PARAR seja pressionado. Quando isso ocorrer, serão mostrados no visor os valores da pressão média de calibração, da média dos máximos e da média dos mínimos de cada rolete. Primeiramente a pressão de calibração, após três segundos, a média dos cinco pontos de máximo do rolete A, em conjunto com a média dos cinco pontos de máximo do rolete B, e depois de cinco segundos é feito o mesmo para os valores mínimos. Os valores exibidos são arredondados e mostrados como números inteiros.

A definição de qual é o rolete A e qual é o rolete B é feita somente ao término da aquisição de dados. O rolete A foi definido como sendo o que tem os maiores valores de máximo e mínimo, já que o importante é a diferenciação entre os roletes.

Com o dispositivo desenvolvido não é possível determinar diretamente a qual rolete da bomba corresponde o rolete A e a qual corresponde o rolete B, somente é possível determinar se

os valores de pico dos dois roletes são iguais ou não e com isso avaliar o grau de “descalibração” entre eles. Isso ocorre porque não é exibida a curva de pressão enquanto os roletes excursionam pelo leito da bomba e, sim, somente os valores médios ao final do ciclo.

Uma única medida feita com o dispositivo não deve ser o único parâmetro utilizado para afirmar que os roletes não estão calibrados entre si. É preciso um acompanhamento da diferença entre os picos de pressão dos roletes quando são estabelecidos níveis de pressão semelhantes para poder afirmar se há ou não “descalibração” entre os roletes.

Após os cinco valores serem exibidos (pressão média de calibração, média de máximos e de mínimos dos roletes A e B), é possível armazená-los para posterior consulta, bastando pressionar a chave SALVAR/PARAR novamente. Os dados são armazenados na memória RAM (*Random Access Memory*) do microcontrolador e, por isso, são perdidos quando o dispositivo é desligado ou reiniciado.

- Verificar Rotação da Bomba

A função de verificação da rotação da bomba é baseada no algoritmo da Figura 4.10. Com esse algoritmo é determinado o número de amostras entre dois picos consecutivos, ou seja, o número de pontos entre o valor máximo do rolete A e o máximo do rolete B e, executando o algoritmo duas vezes, obtém-se o intervalo entre dois picos do mesmo rolete determinando, com isso, a rotação da bomba em rpm:

$$w = \frac{60 \times f_a}{n} \quad (4.6)$$

onde w é a rotação calculada, n é o número de amostras entre dois picos consecutivos do mesmo rolete e f_a é a frequência de amostragem.

A frequência de amostragem utilizada é de 100 Hz, portanto tem-se:

$$w = \frac{6000}{n} \quad (4.7)$$

O valor de rotação calculado é exibido sempre que é determinado o ciclo de um rolete, do mesmo modo utilizado para calcular os valores de pressão média na calibração dinâmica. A aquisição é finalizada de modo semelhante ao utilizado na função de calibração dinâmica, pressionando a chave SALVAR/PARAR. No entanto, não foi desenvolvida uma função para armazenar o valor da rotação. Os valores de rotação exibidos são mostrados com uma casa decimal após a vírgula.

A função “Verificar Rotação da Bomba” deve ser utilizada após o ajuste da oclusão da bomba, para que a forma do sinal fique bem definida e o algoritmo seja capaz de calcular a rotação. Recomenda-se que esta função seja sempre utilizada.

- Calcular Pressão Média

Com essa função é possível calcular a média tanto de um sinal de pressão estática quanto de pressão variável no tempo (dinâmica) e, para isso, é feito um teste inicial que determina de que tipo é o sinal. Esse teste consiste em adquirir até três segundos de sinal e calcular a diferença entre os valores máximo e mínimo de pressão obtidos e, caso a diferença seja maior do que 10 mmHg, o sinal é classificado como dinâmico, caso contrário, estático. O valor de 10 mmHg foi escolhido como limiar por ser considerado que, para um sinal de pressão estática, não haverá variação maior que 10 mmHg em um tempo de três segundos.

A diferença no cálculo, caso a pressão seja dinâmica ou estática, é o número de amostras adquiridas. Caso o cálculo seja de pressão dinâmica, o sinal é amostrado por um minuto e, caso seja de pressão estática, o sinal é amostrado por cinco segundos; nos dois casos a frequência de amostragem é de 100 Hz. Após o término da aquisição o valor da média aritmética das amostras é convertido para pressão usando a Equação 4.5 e o valor arredondado é exibido no *display*.

A função “Calcular Pressão Média” pode ser usada na caracterização estática de transdutores e para verificar qual é a pressão média exercida pela bomba após um determinado tempo depois que o ajuste dos roletes foi realizado.

- Mostrar Ajustes Salvos

Como as outras funções, esta também é acessada usando os botões FUNÇÃO e INICIAR, mas, após pressionar INICIAR, a chave FUNÇÃO deve ser utilizada novamente para escolher qual a bomba dentre as quatro possíveis terá seus ajustes armazenados exibidos. Após escolher a bomba, o botão INICIAR deve ser pressionado novamente e os valores de pressão média de calibração e médias de máximos e mínimos serão exibidos. Caso se deseje visualizar os mesmos valores novamente basta pressionar a chave INICIAR mais uma vez.

- Determinação do *offset* do Transdutor

Quando é aplicada pressão atmosférica ao transdutor, a saída não é igual a zero, ou seja, ele apresenta um *offset*, que também pode ser considerado um valor de referência. Esse valor deve ser determinado antes do início da utilização do dispositivo para realizar a calibração dinâmica ou calcular a pressão média.

Para determinar o valor de referência é necessário expor o transdutor à pressão atmosférica e pressionar a chave ZERAR. Ao fazer isso, serão adquiridas cem amostras e sua média aritmética é calculada, obtendo o valor da tensão de referência.

Durante a etapa de testes, foi constatado que valores em torno de 10 mV não são sempre detectados pelo conversor A/D do microcontrolador. Assim, foi adicionado um teste na definição do *offset*: caso ele seja inferior a 10 mV, ele é definido como tendo esse valor.

- Teste da Tensão da bateria

Em um dispositivo alimentado por baterias, é necessário que o usuário seja informado de que a bateria está com pouca energia armazenada de modo a permitir que os cálculos e funções do equipamento sejam confiáveis. Por isso, a tensão da bateria utilizada como fonte de +9 V é testada sempre que uma função é iniciada. Somente é testada a tensão dessa bateria porque ela é responsável pela alimentação da maior parte do circuito. Sua duração para uso confiável é de aproximadamente dez horas.

Para testar a tensão da bateria são adquiridas vinte amostras da tensão ligada ao canal 0 do conversor A/D. Esse sinal é proveniente de um divisor de tensão e corresponde à metade da tensão da bateria. Caso a tensão da bateria esteja abaixo de 7,8 V, o LED de aviso de bateria fraca é ativado. Este valor corresponde a 120% do valor mínimo de alimentação do amplificador para que a saída excursione até +5 V, que é de +6,5 V, conforme especificado pelo fabricante (BURRBROWN CORPORATION, 1991).

No entanto, o maior valor de tensão que pode ser aplicado na entrada do conversor A/D do microcontrolador é 5 V. Portanto, é necessário o uso de um circuito que limite a tensão do sinal ligado ao conversor. Isso é conseguido lançando mão de um divisor de tensão resistivo e um *buffer* (Figura 4.11). Caso o *buffer* não seja utilizado, podem ocorrer problemas de não linearidade no conversor, pois, segundo o fabricante do microcontrolador (MICROCHIP, 2009), a impedância de saída do circuito ligado ao conversor deve ser de no máximo 2,5 k Ω . O *buffer* foi feito utilizando um amplificador operacional TL084 da ST Microelectronics® (Genebra, Suíça) e sua saída é ligada ao canal 0 do conversor A/D do microcontrolador.

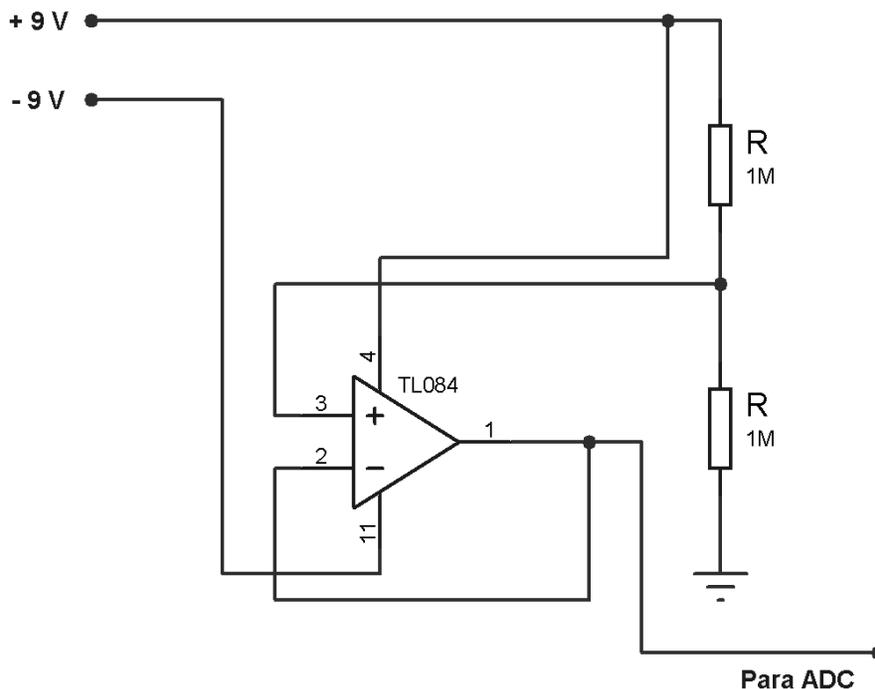


Figura 4.11 – Circuito de condicionamento do sinal da bateria.

- Interface com o Usuário

O funcionamento do dispositivo é controlado pelas cinco chaves mencionadas anteriormente (FUNÇÃO, ZERAR, SALVAR/PARAR, INICIAR, RESET) e as saídas são: um LED para aviso de bateria fraca, um *buzzer* para alertar quando ocorrer valor de pressão acima de 1600 mmHg e, para exibição de mensagens, foi utilizado um LCD de 16x2 posições baseado no controlador HD44780 da Hitachi®. A comunicação com o LCD pode ser realizada usando 8 ou 4 bits, neste trabalho foi escolhida a interface de 4 bits por demandar menos conexões elétricas.

O controlador do *display* necessita ser iniciado através de uma série de comandos de 8 bits informados pelo fabricante (Figura 4.12) (HITACHI, 2010), após isso os dados podem ser enviados. Como a interface utilizada é de 4 bits, os comandos são enviados em *nibbles* (palavras de 4 bits); primeiro é enviado o *nibble* mais significativo e depois de um *delay* de 10 µs é enviado o *nibble* menos significativo.

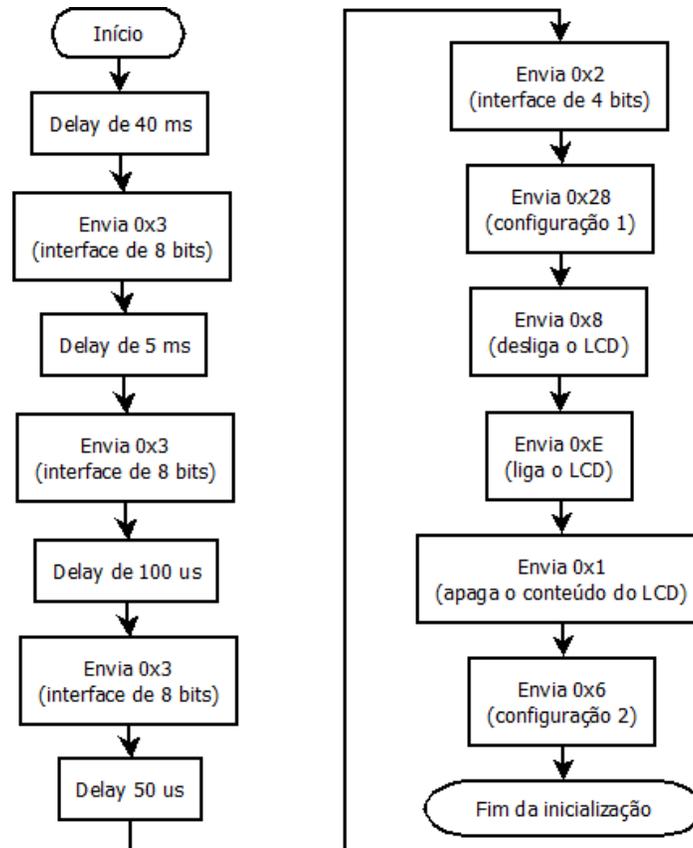


Figura 4.12 – Algoritmo de inicialização do LCD (adaptada de HITACHI, 2010).

A palavra de configuração 1 (0x28) indica que a interface usada é de 4 bits, os caracteres são de 5x7 pontos e são usadas duas linhas; a palavra de configuração 2 indica que o deslocamento do cursor é para a direita e a posição na memória do controlador do LCD é sempre incrementada.

Para que um comando seja executado ou um caractere seja mostrado no *display*, é necessário informar se a informação que está sendo enviada é um comando ou um dado, depois se deve enviar o *nibble* e habilitar a escrita na memória do controlador, depois a escrita é desabilitada e o procedimento pode ser realizado novamente.

Foi desenvolvida uma função que recebe como parâmetro uma cadeia de caracteres e os envia, um a um, para o LCD; caso o conteúdo a ser exibido seja um número, seus dígitos são separados e é enviado o código ASCII correspondente a cada dígito. As conexões dos dispositivos de entrada e de saída com o microcontrolador são mostradas na Figura 4.13.

Para que o microcontrolador utilizado funcione corretamente, é utilizado um oscilador cristal de 4 MHz juntamente com dois capacitores de 15 pF, gerando um sinal de *clock* de forma que a duração de um ciclo de instrução é de 1 μ s. Também é utilizado um circuito RC de constante de tempo igual a 10 ms ligado ao pino 1 do microcontrolador para permitir a estabilização da tensão de alimentação e sua correta inicialização.

Para reiniciar o dispositivo é utilizada uma chave denominada RESET em conjunto com um resistor de 100 Ω . Ao pressionar essa chave, o pino 1 é conectado ao terra através do conjunto chave-resistor e o microcontrolador é reiniciado.

Para realizar o *debounce* das chaves não foi utilizado nenhum circuito adicional, pois ele foi realizado via *software*, através do uso de interrupções e *delays*. Desse modo, a função relacionada a cada chave é acionada quando a interrupção é detectada e a interrupção só é habilitada novamente após tempo de, no mínimo 50 ms, evitando que ao pressionar a chave somente uma vez seja interpretado como pressionando mais de uma vez.

Os dispositivos da interface de saída são ligados a resistores limitadores de corrente. O resistor ligado ao LCD é para limitar a corrente do *backlight* e também é ligado ao LCD um potenciômetro de 10 k Ω para ajuste de contraste.

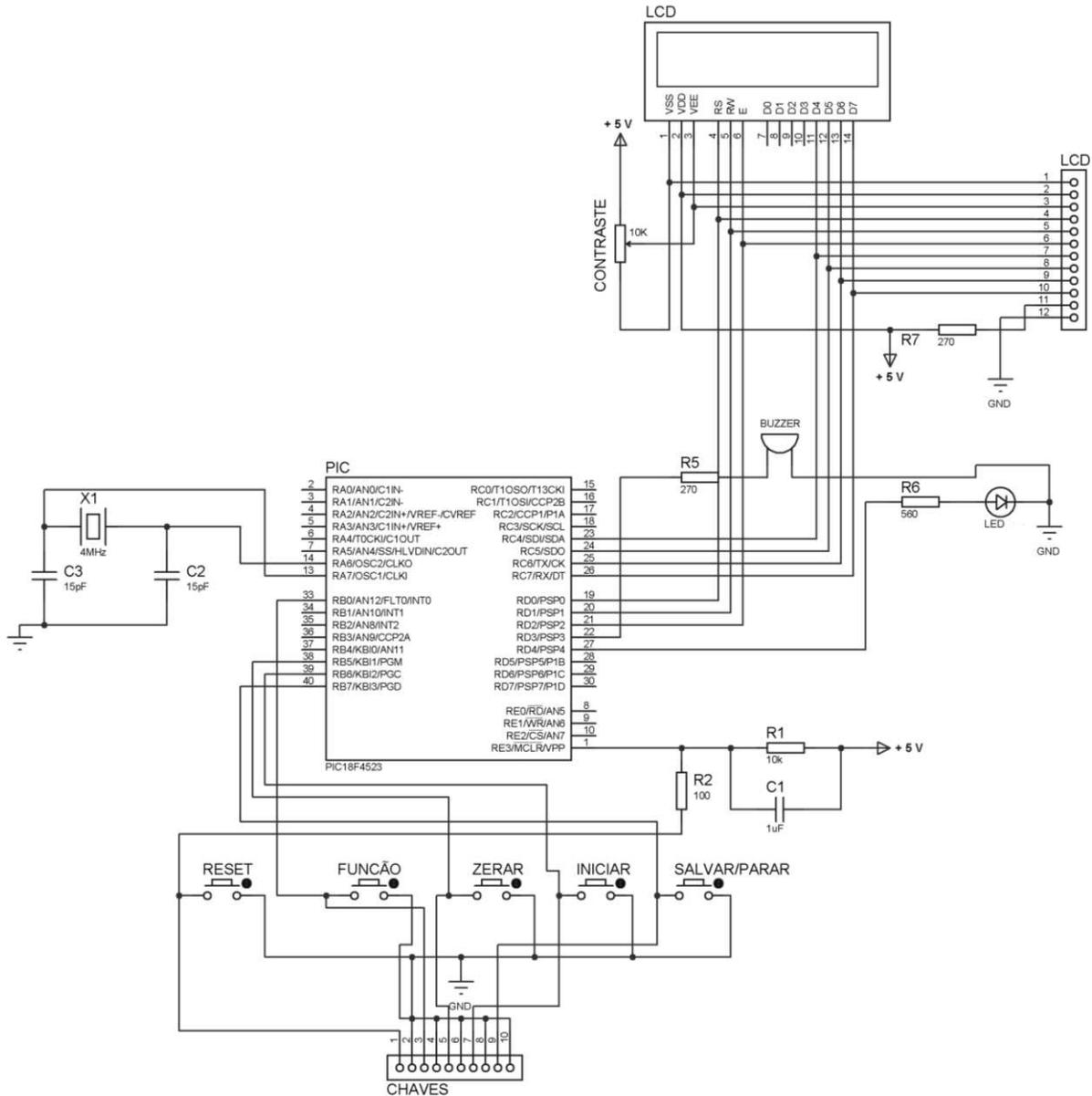


Figura 4.13 – Circuito do microcontrolador com os dispositivos para processamento e interface com o usuário.

Como pode ser visto, são usados somente os pinos D4-D7 do *display*, o que corresponde à interface de 4 bits mencionada anteriormente. Os outros três pinos do LCD são para determinar se o dado enviado é um comando ou um caractere (RS), para controlar a escrita ou leitura (RW) e para habilitar a escrita (E).

O circuito elétrico do dispositivo foi projetado e simulado utilizando o *software* Proteus - ISIS®, enquanto o *layout* da placa de circuito impresso foi feito com o *software* Proteus – ARES®. Na Figura 4.14 é mostrada uma foto da placa de circuito impresso com os componentes conectados. As dimensões da placa são 80 mm x 80 mm. Na Figura 4.15 é mostrado o diagrama elétrico completo do circuito, incluindo os conectores utilizados para ligar as chaves, o LED e o LCD à placa.

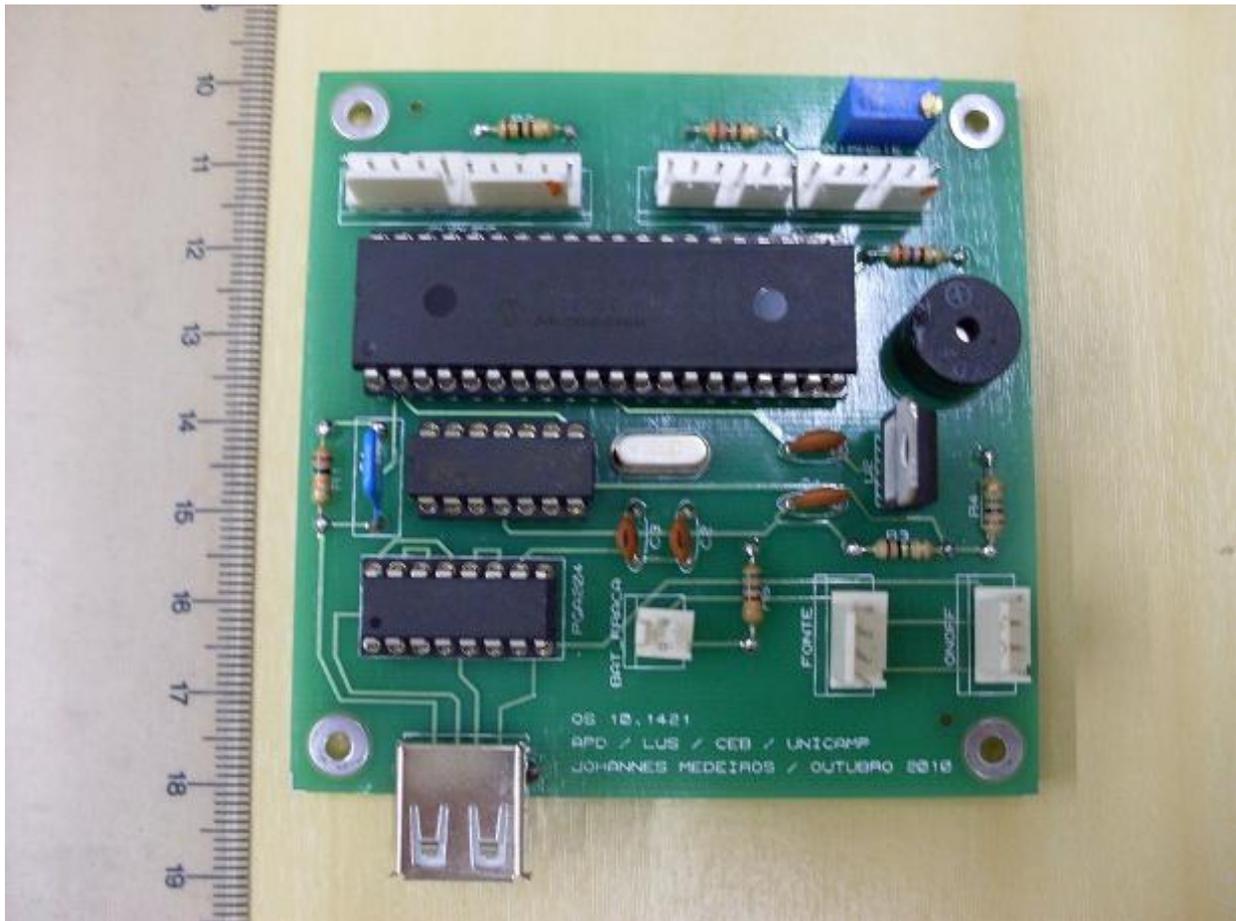


Figura 4.14 – Registro fotográfico da placa de circuito impresso com os componentes.

Materiais e Métodos

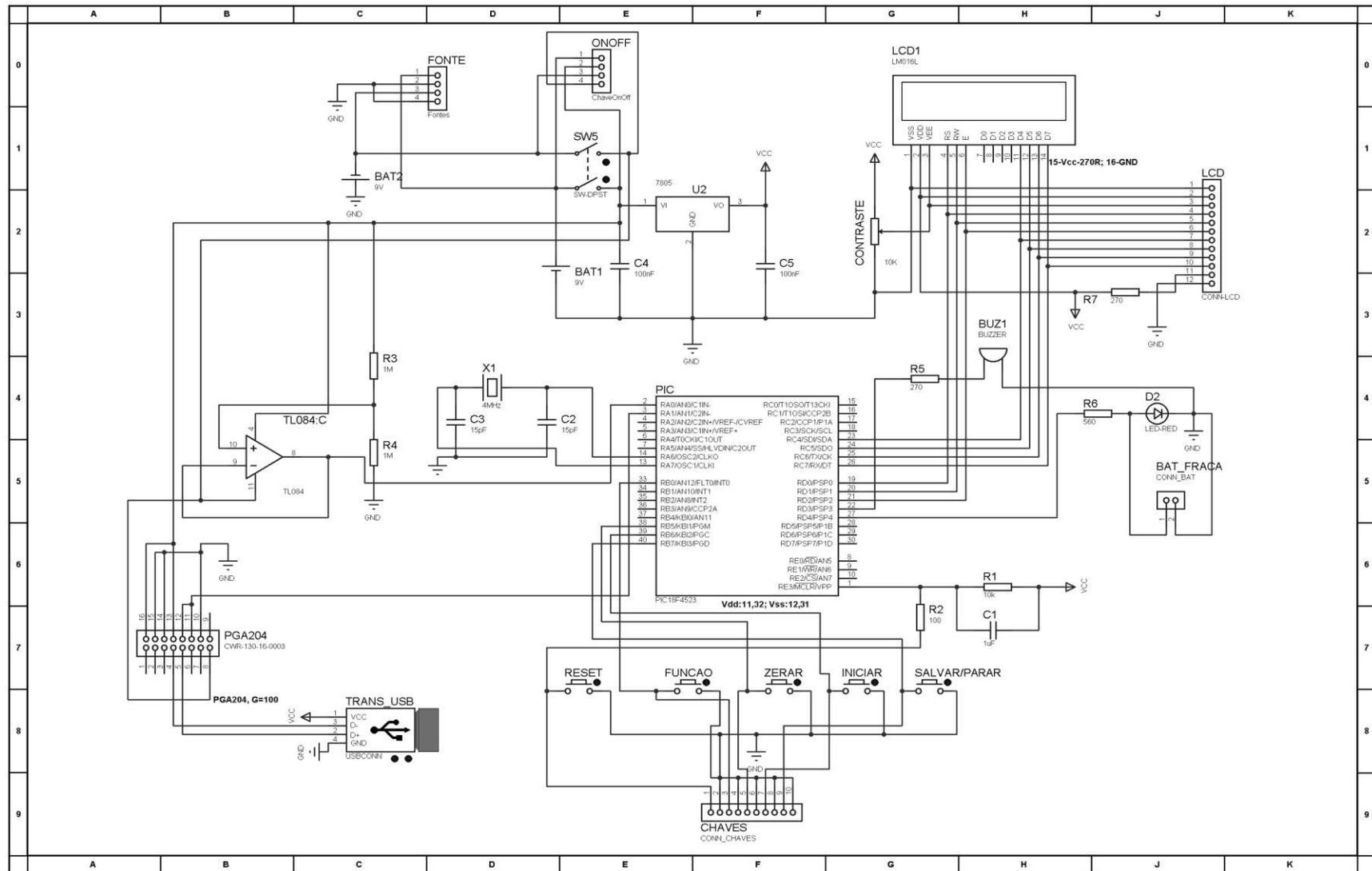


Figura 4.15 – Diagrama elétrico do circuito completo do DAC.

4.2 – Testes Realizados

Foram realizados três grupos de testes: testes preliminares de caracterização dos componentes utilizados, testes comparativos usando o protótipo desenvolvido e testes de fadiga dos transdutores. Os resultados desses testes são mostrados no próximo capítulo.

Foram caracterizados os seguintes componentes: amplificador PGA204AP, microcontrolador PIC 18F4523 e os transdutores de pressão. Esses testes foram realizados no Laboratório de Ultrassom do Centro de Engenharia Biomédica da Universidade Estadual de Campinas (LUS/CEB/UNICAMP).

4.2.1 – Caracterização do Amplificador PGA204AP

Neste teste foram feitas medidas com tensão AC e DC com o componente configurado para amplificar o sinal em cem vezes. Foi utilizada uma unidade do amplificador.

O teste com tensão DC consistiu em aplicar como entrada valores de tensão no intervalo de 0 a 50 mV, com passo de 2,5 mV, equivalentes aos valores que seriam obtidos na saída do transdutor de pressão quando fossem utilizados valores de pressão de 0 a 2000 mmHg com passo de 100 mmHg.

Para gerar a tensão de entrada foi utilizado um gerador de sinais digital Agilent® 33220A (Santa Clara, Estados Unidos) com resolução de 100 μ V. As tensões de entrada e de saída do amplificador foram medidas simultaneamente utilizando multímetros de 4 $\frac{3}{4}$ dígitos TEK DMM830 (Tektronix, Beaverton, Estados Unidos); a tensão de entrada também foi medida para haver certeza do valor informado no visor do gerador de sinais. Esse procedimento foi realizado três vezes no sentido crescente de pressão e três no sentido decrescente, permitindo os cálculos dos erros e da histerese do transdutor.

Nos testes com tensão AC foi utilizado um sinal senoidal obtido com o mesmo gerador de sinais (Agilent® 33220A), sendo a entrada e a saída do amplificador medidas utilizando um osciloscópio Agilent® DSO5012A. Foram coletados os dados de amplitude de entrada e saída

para cálculo do ganho (tensão de saída dividida pela tensão de entrada) e a fase foi determinada usando a defasagem entre os sinais exibidos no osciloscópio.

A faixa de frequências do sinal foi de 40 a 2000 Hz com passo de 40 Hz, a amplitude do sinal de entrada foi de 42,5 mV, equivalente a 1200 mmHg. As medidas foram repetidas três vezes.

4.2.2 – Caracterização do Microcontrolador PIC 18F4523

A caracterização do microcontrolador teve como objetivo caracterizar o conversor A/D e determinar os valores de correção (ΔP) utilizados na Equação 4.5.

O teste consistiu em aplicar diretamente ao conversor A/D valores de tensão que seriam obtidos na saída do amplificador quando fossem utilizados valores de 0 a 2000 mmHg com passo de 50 mmHg sendo que, em tensão, tem-se a faixa de 0 a 5 V com passo de 125 mV. A tensão foi obtida utilizando o gerador de sinais Agilent® 33220A e foi medida simultaneamente com dois multímetros de 4 $\frac{3}{4}$ dígitos TEK DMM830. A tensão era amostrada durante 30 s e a média era obtida e depois convertida para pressão:

$$P \text{ (mmHg)} = \frac{\text{tensão(V)} - V_0 \text{ (V)}}{2,5 \text{ (mV/mmHg)}} \quad (4.8)$$

V_0 é a tensão residual medida com o multímetro quando a fonte de tensão indica 0 V.

Esse valor de pressão média foi comparado com o valor esperado (equivalente em pressão da tensão aplicada) e o *offset* foi determinado; foram utilizados dois microcontroladores e as medidas foram efetuadas três vezes para cada um. Foi então calculada a média das seis medidas e o valor obtido foi usado para fazer a correção do erro intrínseco do conversor (ΔP). Este procedimento mostrou que o erro é inerente ao modelo do microcontrolador utilizado, apresentando erro intrínseco ao conversor A/D embutido nele.

4.2.3 – Caracterização dos Transdutores de Pressão

Os transdutores de pressão utilizados têm faixa operacional de pressão especificada pelos fabricantes de -30 a 300 mmHg com tolerância de -400 até 4000 mmHg. O método de calibração dinâmica especifica que a pressão média utilizada pode variar de 150 a 500 mmHg. Portanto, haverá valores bem superiores a 300 mmHg exigindo a caracterização dos transdutores para pressões fora da faixa operacional especificada pelos fabricantes. Com isso, decidiu-se verificar o comportamento (caracterização) dos transdutores na faixa de 0 a 1000 mmHg, com ponto médio de 500 mmHg, valor máximo de pressão média de calibração preconizada pelo método da calibração dinâmica.

Nos testes de caracterização dos transdutores foram utilizados três transdutores, dois de um fabricante nacional, nomeados T1 e T2 e um importado de outro fabricante (T3), todos disponíveis no mercado brasileiro. Para gerar a pressão foi adaptada uma bomba de infusão de roletes e para medir a pressão aplicada foi utilizado um manômetro em U de coluna de mercúrio (Figura 4.16).

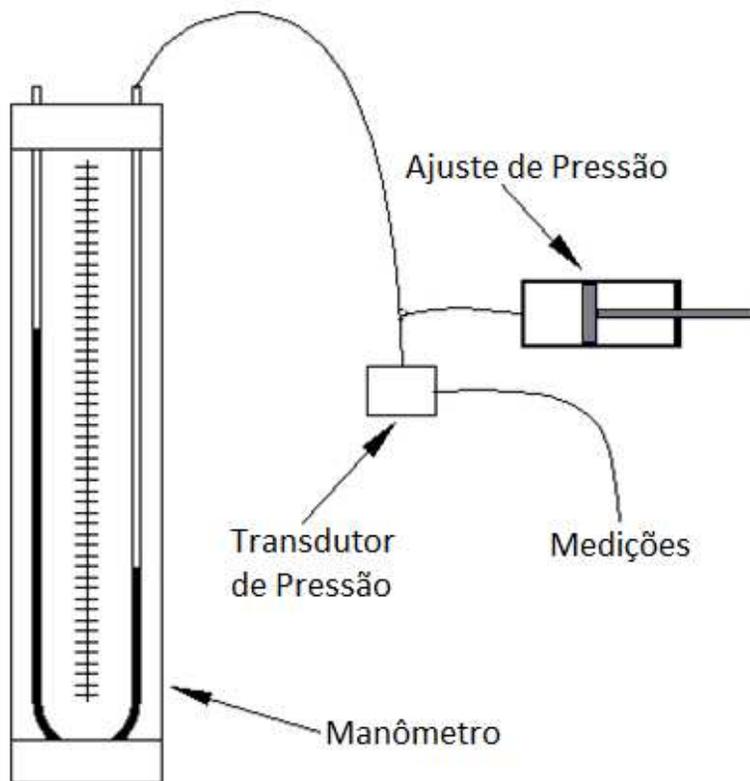


Figura 4.16 – Aparato experimental para a caracterização dos transdutores.

Na falta de normas específicas para teste de transdutores de pressão na faixa desejada, foram adaptadas normas do Inmetro para validação de manômetros (Inmetro, 2005; Inmetro, 2008). O teste consistiu em aplicar pressão no sentido crescente de 0 a 1000 mmHg com passo de 100 mmHg e, ao atingir o valor máximo de pressão, este era mantido por cinco minutos, depois a pressão era diminuída, em passos de 100 mmHg, até o zero e mantida neste valor novamente por cinco minutos, sendo esse ciclo repetido três vezes para cada um dos três transdutores.

A medição da saída dos transdutores foi feita de dois modos: primeiramente foi medida a tensão na saída dos transdutores usando dois multímetros de 4 ³/₄ dígitos TEK DMM830, sendo anotados os valores nos pontos de pressão mencionados anteriormente para os três ciclos. Esse mesmo procedimento foi repetido, agora utilizando o protótipo do dispositivo desenvolvido para determinar a saída do transdutor, utilizando a função de pressão média.

Desse modo, foram obtidas as curvas características de carregamento e de descarregamento de tensão *versus* pressão (manômetro U), com os multímetros e de pressão (dispositivo) *versus* pressão (manômetro U), obtidas com o dispositivo, para os três transdutores utilizados. Essas medidas permitiram a determinação do erro percentual, da repetitividade e da histerese dos transdutores.

4.2.4 – Calibração Dinâmica

A principal função que pode ser desempenhada usando o protótipo desenvolvido é o ajuste da oclusão pelo método de calibração dinâmica. Os valores de pressão calculados pelo dispositivo foram comparados aos calculados com o auxílio de uma placa de aquisição de dados PCI-9114DG com conversor A/D de 16 bits fabricada pela ADLINK® (Chungho, Taiwan), adotada como referência.

Esses experimentos foram conduzidos no Laboratório de Medições não Invasivas do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP.

Para conectar o transdutor à placa foi utilizado um circuito similar ao utilizado internamente no protótipo e o ganho do amplificador foi o mesmo (100 V/V), mas a alimentação foi feita a partir da placa de aquisição e a saída foi ligada à placa. A placa foi conectada à placa mãe de um microcomputador e a conexão do circuito com a placa foi feita utilizando um

conjunto de terminais e um cabo paralelo; o transdutor T1 foi mantido sempre conectado à placa, enquanto os outros dois transdutores foram conectados ao protótipo (Figura 4.17), um de cada vez.



Figura 4.17 – Ligações dos transdutores para realização de testes de calibração dinâmica.

Nesses testes, uma bomba de roletes teve a oclusão ajustada pelo método da calibração dinâmica utilizando o protótipo desenvolvido. Foram utilizados tubos novos de silicone de ½ polegada de diâmetro em todas as medidas. Na Figura 4.18 é ilustrado o sistema de medição utilizado nos testes.

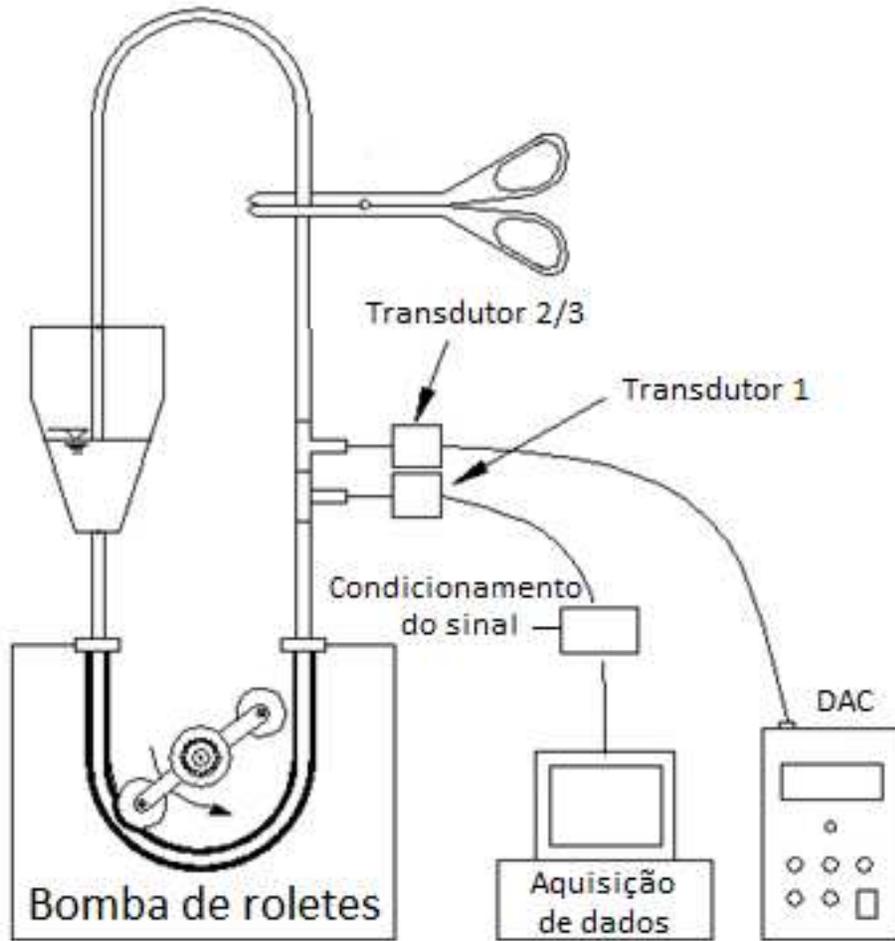


Figura 4.18 – Sistema de medição para testes de calibração dinâmica.

Os testes foram feitos em cinco pontos: 150, 250, 350, 450 e 500 mmHg de pressão média de calibração e em cada um desses pontos a calibração foi repetida oito vezes para cada um dos dois transdutores, totalizando dezesseis medidas em cada ponto e quarenta medidas para cada transdutor.

Inicialmente a oclusão foi ajustada em 150 mmHg, depois 250 até 500 mmHg. Ao atingir o último ponto de calibração o tubo era substituído por um tubo novo, de mesmo material e de mesmas dimensões do anterior. Em cada medição era anotada a pressão média de calibração informada pelo dispositivo, bem como a média dos máximos do rolete A, a média dos máximos do rolete B, a média dos mínimos do rolete A e a média dos mínimos do rolete B.

Na Figura 4.19 é mostrado um registro fotográfico do aparato experimental utilizado.



Figura 4.19 – Aparato experimental para testes de calibração dinâmica.

Para avaliar a exatidão desses valores (calculados no DAC) foi utilizado o conjunto placa de aquisição de dados mais transdutor T1, a aquisição de dados no computador e os cálculos das médias foram feitos usando o *software* Matlab®. A aquisição de dados com esse conjunto era iniciada após a oclusão ser ajustada e a aquisição com o protótipo era finalizada somente quando a aquisição feita pela placa era encerrada.

O algoritmo para cálculo da média no sistema de aquisição de dados com placa e computador consistiu na aquisição de 30 s de dados com frequência de amostragem de 100 Hz e posterior cálculo da média aritmética. Optou-se por utilizar um algoritmo diferente daquele executado no dispositivo para testar tanto o *hardware* quanto o *software* do protótipo.

4.2.5 – Verificação de Rotação da Bomba

Uma das funções auxiliares do protótipo é verificar se a rotação da bomba é a indicada no visor da bomba. Para avaliar a função executada pelo dispositivo foram testadas as rotações de 8 a 12 rpm, com passo de 1 rpm. A referência dos valores de rotação foi o valor indicado pela bomba. Os valores de 8 a 12 rpm foram então medidos com o protótipo e com um cronômetro, simultaneamente, este com resolução de centésimos de segundo.

Para que fosse possível medir a rotação com o dispositivo, foi necessário antes ajustar a oclusão para 150 mmHg de pressão média, de modo a obter um sinal de pressão com a forma bem definida. Para obter o valor de rotação com o cronômetro foi medido o tempo de dez rotações e a rotação média foi calculada; as medições foram repetidas três vezes e foi utilizado o transdutor T2 ligado ao protótipo sendo que, nesse caso, o sistema de aquisição de dados não foi utilizado.

4.2.6 – Cálculo de Pressão Média

A função de cálculo de pressão média já havia sido utilizada para testar pressão estática durante a caracterização dos transdutores. Aqui, ela foi utilizada para medir pressão dinâmica e os valores obtidos com o DAC foram comparados com as respectivas medidas de pressão realizadas com o auxílio da placa de aquisição de dados. Foi utilizado o mesmo aparato da Figura 4.19 e foram feitas medidas novamente nos cinco pontos de 150 a 500 mmHg de pressão média de calibração. Foram feitas três medidas em cada ponto com o transdutor T2 ligado ao protótipo e o transdutor T1 ligado à placa de aquisição de dados. Após a oclusão ser ajustada, as aquisições de dados foram iniciadas quase simultaneamente, pois não foi possível a sincronização das duas, já que eram acionadas manualmente. O algoritmo de aquisição feito no Matlab® era similar ao

desenvolvido nos testes de calibração dinâmica, mas o tempo de aquisição foi de um minuto, o mesmo utilizado no protótipo.

4.2.7 – Teste de Fadiga

Os últimos testes realizados foram testes de fadiga dos transdutores. Com esses testes desejava-se determinar se, após os transdutores serem utilizados para ajustar a calibração da bomba, eles manteriam as mesmas curvas de pressão.

Os transdutores submetidos a esse ensaio foram T2 e T3. T1 não foi testado por ser o transdutor usado como referência. O teste consistiu em ajustar a oclusão dos roletes até obter uma pressão média de 500 mmHg. A bomba era mantida funcionando com esse ajuste durante uma hora e o transdutor ficava ligado ao protótipo e a pressão era exibida continuamente. Devido a pequenas variações, a pressão média era verificada em intervalos de dez minutos, e a oclusão foi reajustada sempre que necessário.

Ao término do período de uma hora, os transdutores foram novamente caracterizados, utilizando o mesmo procedimento inicial, ou seja, na faixa de 0 a 1000 mmHg e a saída medida com multímetros e com o protótipo.

Ao final dos testes de fadiga, as curvas dos transdutores foram comparadas com as obtidas no início dos testes. Foram calculados também os erros percentuais, a repetitividade e a histerese após os ensaios de fadiga.

4.3 – Análises Estatísticas

Para realizar as análises estatísticas dos resultados dos testes realizados, foi utilizado o *software* BioEstat® e $p < 0,05$ foi considerado estatisticamente significativo em todas as análises.

Foi utilizada a análise de covariância (ANCOVA) para comparação entre as regressões obtidas nos testes com os transdutores e medidas de pressão obtidas com o protótipo e a placa de aquisição de dados.

Os testes para comparação entre as calibrações dinâmicas foram: o teste t de Student (distribuição normal) ou o teste não paramétrico de Mann-Whitney. Para analisar a normalidade das medidas foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk. Os valores utilizados nessas análises foram os valores absolutos obtidos nos testes, desconsiderando o *offset* determinado.

Para analisar os dados dos testes de rotação e de pressão média, foi utilizado o teste de Mann-Whitney.

Capítulo 5

Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com os testes descritos anteriormente. Alguns resultados são mostrados somente no Apêndice, assim como as tabelas referentes aos gráficos mostrados.

5.1 – Caracterização do Amplificador PGA204AP

Com os testes realizados foi possível determinar a resposta DC em função da amplitude do sinal de entrada no sentido crescente (Figura 5.1.a) e no decrescente (Figura 5.1.b) e a resposta em frequência (Figuras 5.2 e 5.3) do amplificador. Os valores apresentados são as médias de três medidas. Os gráficos são apresentados em função da pressão equivalente à tensão aplicada.

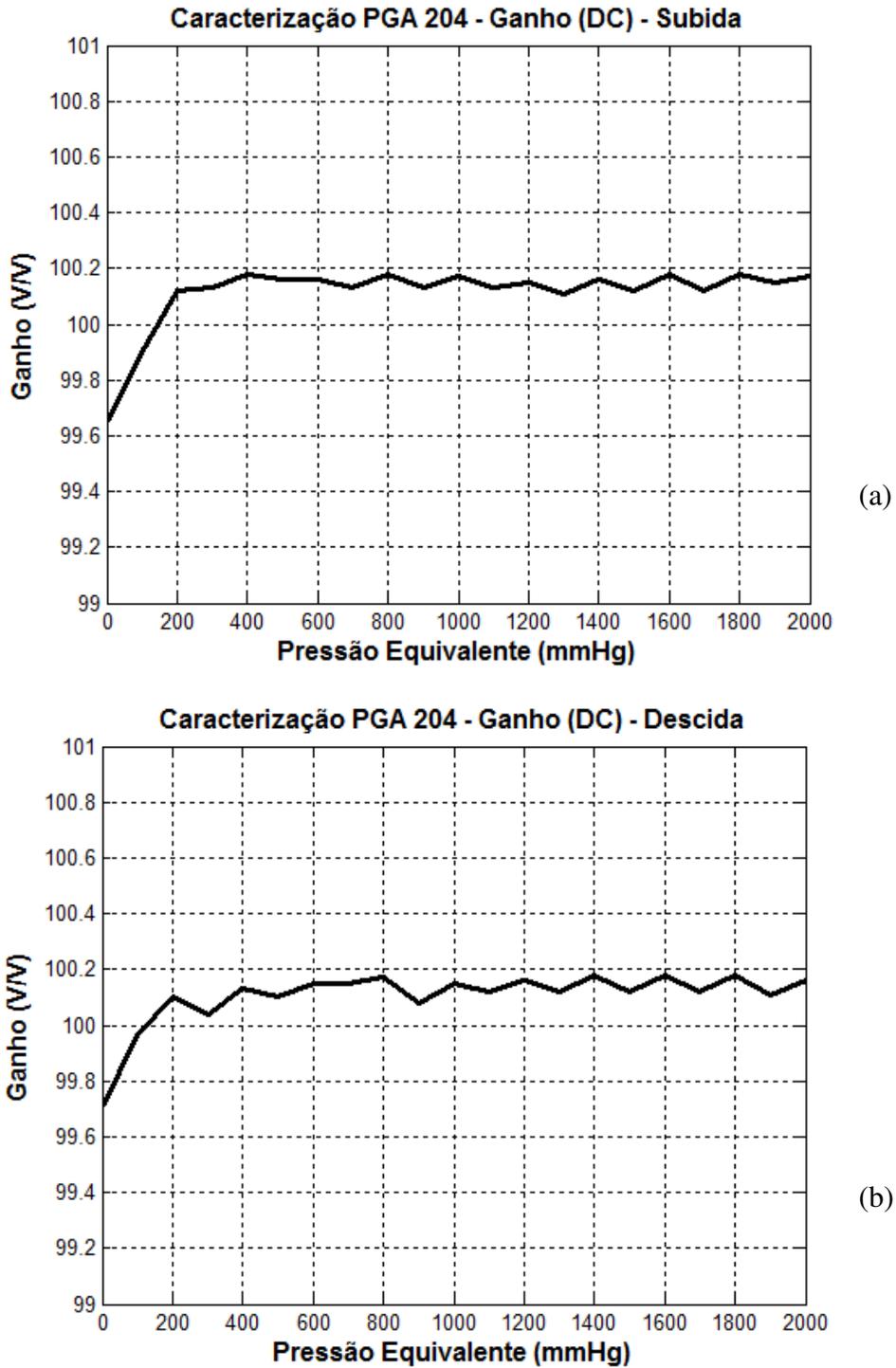


Figura 5.1 – Ganho DC do amplificador: a) carregamento de pressão;
b) descarregamento de pressão.

O ganho do amplificador foi programado para ser igual a 100 V/V. Os maiores erros ocorreram com o valor zero aplicado e foram iguais a 0,35% e 0,29%, quando a tensão foi aplicada no sentido crescente e no decrescente, respectivamente. A histerese foi de 0,48%.

A resposta em frequência do amplificador é mostrada nas Figuras 5.2 e 5.3. Na Figura 5.2 nota-se uma pequena variação de ganho com a frequência (~1,2%) que não compromete seu uso, já que esse erro ocorre em frequências mais altas, que não são utilizadas. A variação de fase (Figura 5.3) não é um problema nesse caso, pois o sinal continuará sendo adquirido e a média calculada corretamente, só haverá um pequeno atraso entre o valor mostrado e o valor atual.

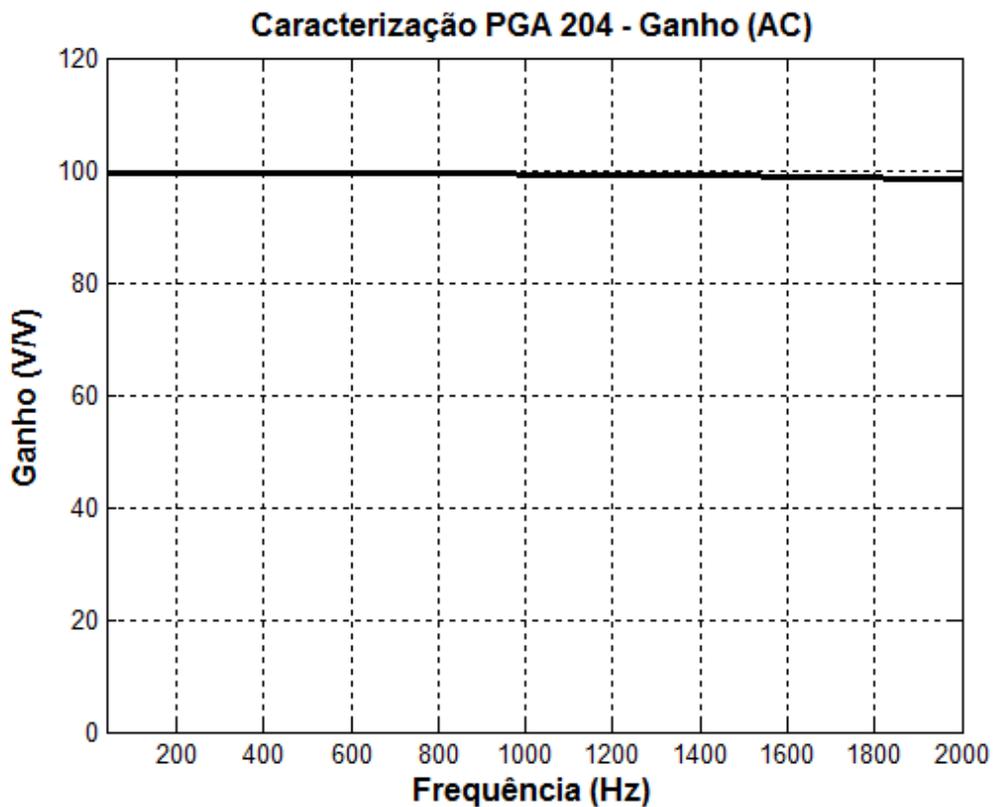


Figura 5.2 – Resposta em frequência do amplificador: ganho.

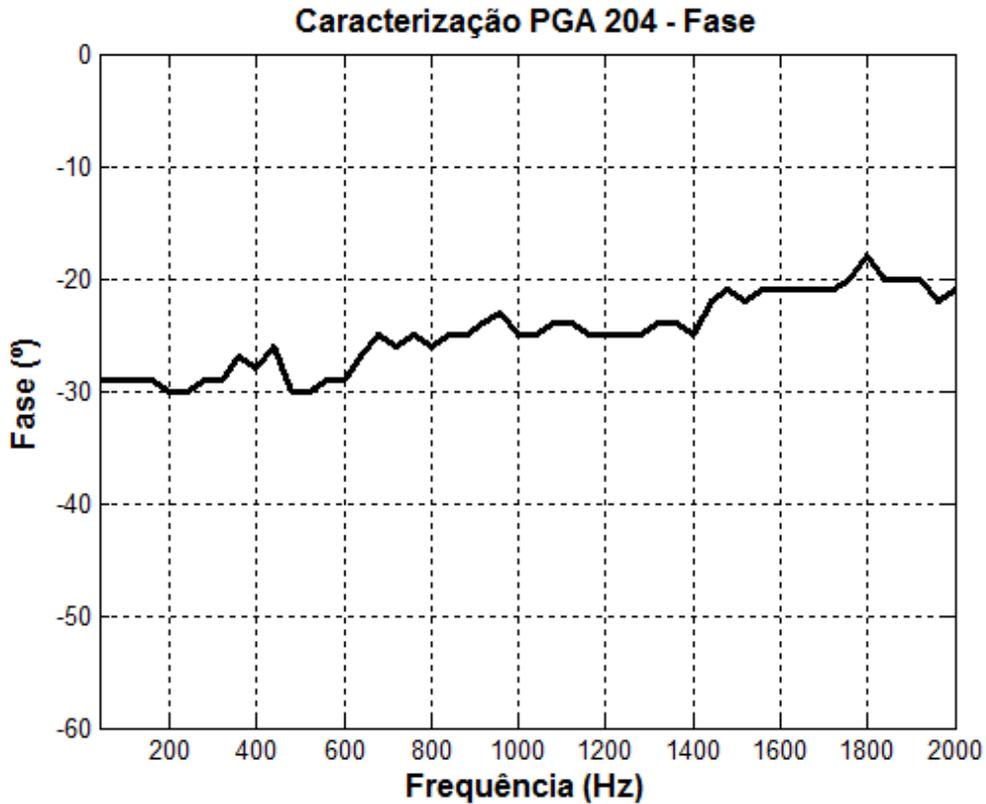


Figura 5.3 – Resposta em frequência do amplificador: fase.

5.2 – Caracterização do Microcontrolador PIC18F4523

Como mencionado anteriormente, o resultado desse teste foi a determinação do ajuste que deveria ser feito no programa gravado no microcontrolador para que o resultado da conversão A/D fosse correto. Na Tabela 5.1 são mostrados os valores de tensão aplicados, os de pressão equivalente em milímetros de mercúrio (mmHg) e os valores obtidos no teste. M1 é a média dos erros em mmHg das três medidas feitas com o microcontrolador 1, M2 com o microcontrolador 2 e ΔP é a média desses dois valores.

Tabela 5.1 – Valores de correção utilizados na conversão A/D.

Tensão (V)	Pressão (mmHg)	M1 (mmHg)	M2 (mmHg)	ΔP (mmHg)	Tensão (V)	Pressão (mmHg)	M1 (mmHg)	M2 (mmHg)	ΔP (mmHg)
0,125	50	-3,1	-2,7	-2,9	2,625	1050	-5,1	-4,7	-4,9
0,250	100	-3,2	-2,9	-3,1	2,750	1100	-5,6	-5,2	-5,4
0,375	150	-3,5	-3,0	-3,2	2,875	1150	-5,3	-4,9	-5,1
0,500	200	-3,5	-3,1	-3,3	3,000	1200	-5,9	-5,4	-5,6
0,625	250	-3,6	-3,2	-3,4	3,125	1250	-5,6	-5,1	-5,3
0,750	300	-3,8	-3,3	-3,5	3,250	1300	-6,0	-5,4	-5,7
0,875	350	-3,9	-3,5	-3,7	3,375	1350	-5,6	-5,0	-5,3
1,000	400	-4,0	-3,6	-3,8	3,500	1400	-6,2	-5,6	-5,9
1,125	450	-4,2	-3,7	-3,9	3,625	1450	-5,9	-5,3	-5,6
1,250	500	-4,2	-3,7	-4,0	3,750	1500	-6,3	-5,8	-6,1
1,375	550	-4,4	-3,9	-4,2	3,875	1550	-6,1	-5,7	-5,9
1,500	600	-4,5	-4,1	-4,3	4,000	1600	-6,6	-6,0	-6,3
1,625	650	-4,7	-4,1	-4,4	4,125	1650	-5,6	-5,6	-5,6
1,750	700	-4,8	-4,2	-4,5	4,250	1700	-6,6	-6,1	-6,3
1,875	750	-4,9	-4,3	-4,6	4,375	1750	-6,3	-5,8	-6,0
2,000	800	-4,9	-4,5	-4,7	4,500	1800	-6,7	-6,3	-6,5
2,125	850	-4,6	-4,1	-4,4	4,625	1850	-6,4	-5,9	-6,2
2,250	900	-5,3	-4,7	-5,0	4,750	1900	-6,8	-6,3	-6,5
2,375	950	-4,9	-4,5	-4,7	4,875	1950	-6,4	-5,9	-6,2
2,500	1000	-5,4	-4,9	-5,2	5,000	2000	-10,2	-9,5	-9,9

Os valores de ΔP obtidos são os utilizados na Equação 4.5. Os valores de pressão que definem os limites das faixas utilizadas na correção da aquisição do sinal de pressão são os pontos médios entre cada dois pontos consecutivos medidos nesse teste. Por exemplo, há uma faixa de 475 a 525 mmHg, esses valores correspondem aos pontos médios entre 450 e 500 mmHg e entre 500 e 550 mmHg, respectivamente, que foram quatro dos pontos utilizados.

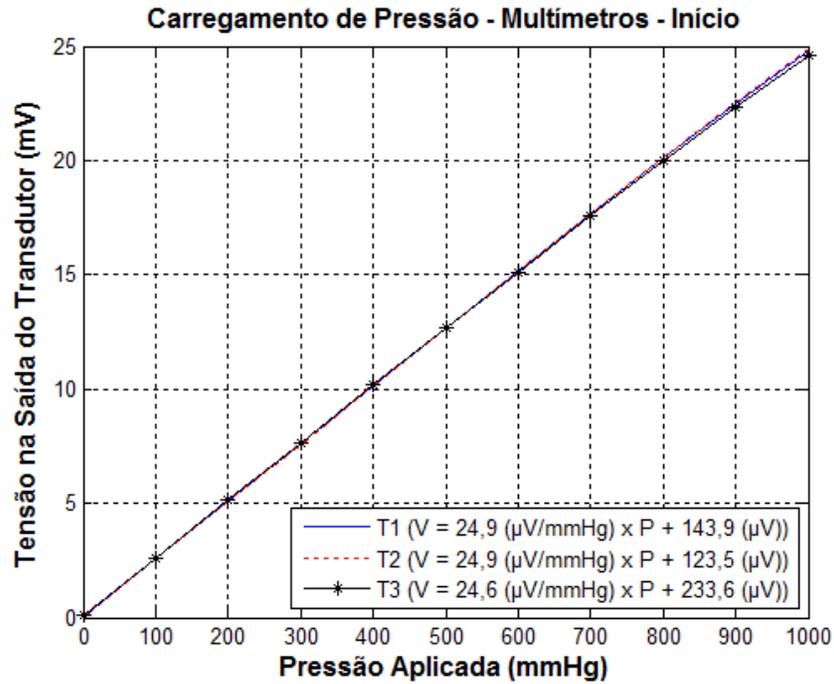
A última faixa de valores utilizada foi acima de 1225 mmHg. O valor 1200 mmHg é o último usado como referência para determinação de faixas de pressão e esse valor corresponde a 120% do valor máximo utilizado na caracterização dos transdutores e, portanto, é um valor que se espera que não seja obtido. O valor de ΔP utilizado para correção de valores de pressão acima de 1225 mmHg (6,2 mmHg) corresponde à média aritmética dos valores obtidos de ΔP entre 1250 e 2000 mmHg.

A necessidade de corrigir os valores de pressão após a conversão dificultou o desenvolvimento do projeto, já que os módulos dos valores a serem adicionados para realizar a correção variam entre unidades do mesmo microcontrolador e aumentaram não linearmente com o aumento da amplitude do sinal de entrada. Este é um ponto a ser tratado em um futuro protótipo.

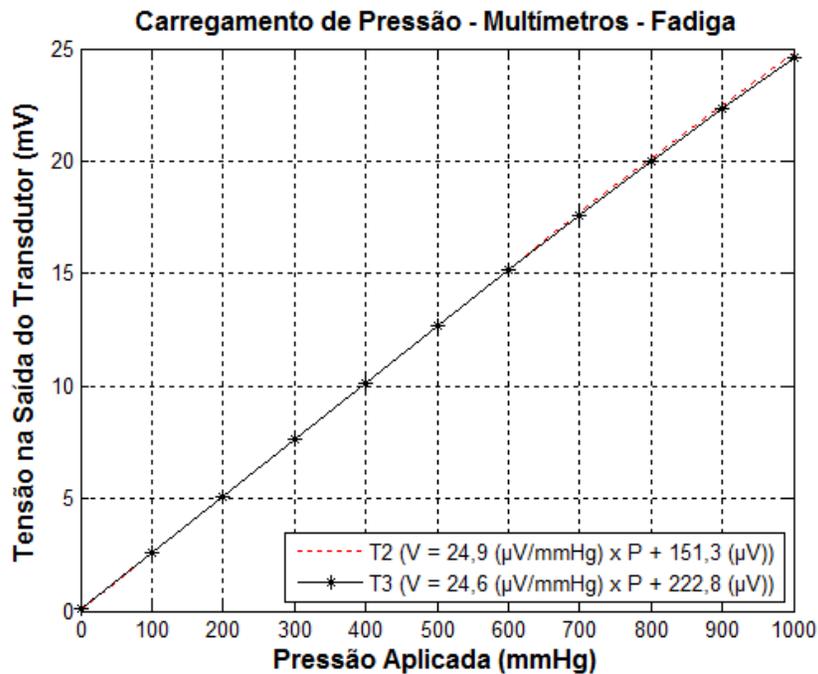
5.3 – Caracterização dos Transdutores de Pressão

A seguir são apresentados alguns dos resultados obtidos com a caracterização dos transdutores. Nesse capítulo são mostradas as curvas de carregamento de pressão obtidas com os multímetros e com o protótipo do DAC, antes dos testes dinâmicos e depois dos testes de fadiga (Figuras 5.4 e 5.5). A curva com as medições dos multímetros foi obtida com a média das medidas feitas com os dois multímetros. Os valores dos coeficientes de determinação linear (R^2) para todas as curvas obtidas foram sempre maiores que 0,99.

Os resultados para os outros transdutores e para o ciclo de descarregamento de pressão são bastante semelhantes aos mostrados aqui e são apresentados somente no Apêndice. Os gráficos das Figuras 5.4b e 5.5b apresentam somente duas curvas porque o transdutor T1 não foi submetido ao teste de fadiga.

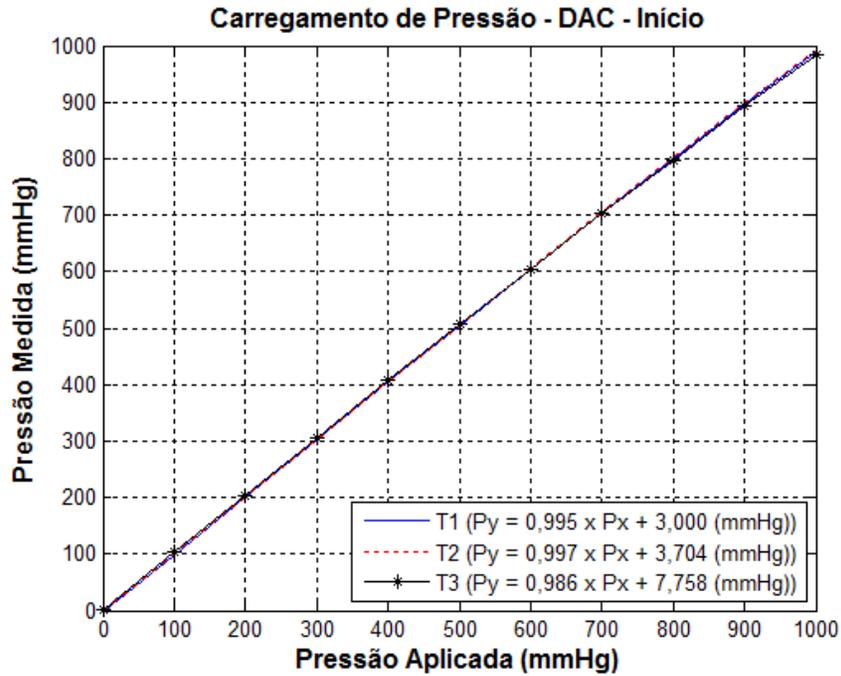


(a)

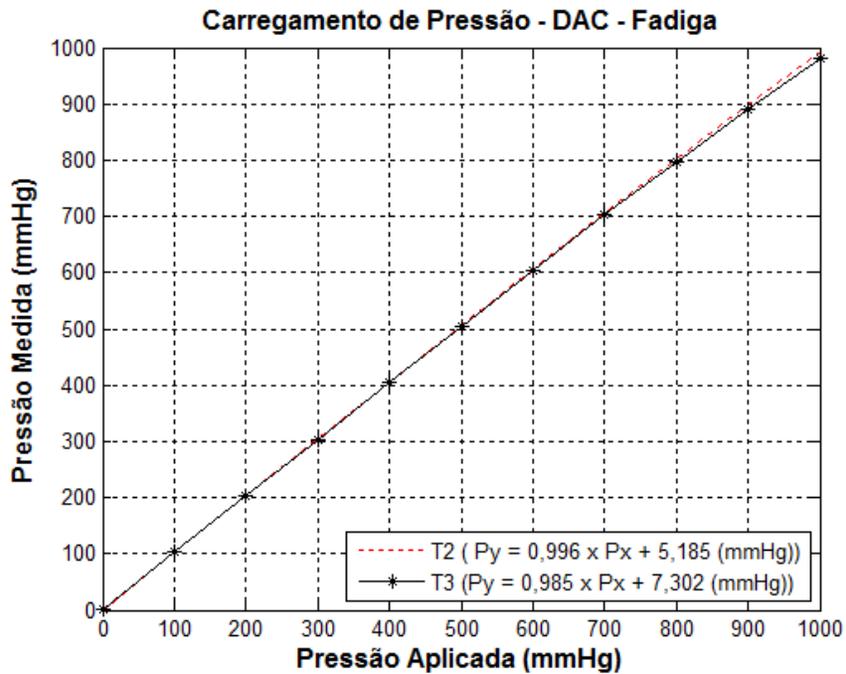


(b)

Figura 5.4 – Curvas características dos transdutores de pressão obtidas com os multímetros: a) início dos testes; b) após os testes de fadiga.



(a)



(b)

Figura 5.5 – Curvas características dos transdutores de pressão obtidas com o DAC:

a) início dos testes; b) após os testes de fadiga.

As curvas características dos transdutores mostraram uma característica de alta linearidade ($R^2 > 0,99$) tanto quando medidos individualmente usando os multímetros, como quando medidos em conjunto com o DAC. Os transdutores não perderam essas características após serem utilizados nos testes dinâmicos para calibrar a bomba de roletes e após o teste de fadiga a que foram submetidos.

Na Tabela 5.2 são mostrados os valores obtidos com as duas caracterizações feitas para o transdutor T2 (no início dos testes e após o teste de fadiga) com os multímetros e na Tabela 5.3 com o DAC.

Tabela 5.2 – Parâmetros do transdutor T2 obtidos com os multímetros.

	Início dos Testes		Teste de Fadiga	
	Subida	Descida	Subida	Descida
Erro Máximo (%)	4,60	2,60	4,00	3,20
Repetitividade (%)	0,38	0,32	0,34	0,32
Histerese (%)	0,36		0,30	

Tabela 5.3 – Parâmetros do transdutor T2 obtidos com o DAC.

	Início dos Testes		Teste de Fadiga	
	Subida	Descida	Subida	Descida
Erro Máximo (%)	1,90	1,80	4,50	2,90
Repetitividade (%)	0,31	0,54	0,37	0,33
Histerese (%)	0,37		0,31	

Os valores de erro máximo obtidos foram em geral inferiores a 5% e sempre ocorreram no ponto de pressão aplicada igual a 100 mmHg. Esse foi o ponto onde foi obtida a menor amplitude do sinal de saída do transdutor e, portanto, foi o mais susceptível à ação do ruído. Já os valores de repetitividade e histerese foram inferiores a 0,5% e indicaram que os transdutores e o conjunto DAC-Transdutor foram repetitivos e com baixas histereses, ou seja, apresentaram a mesma resposta quando a mesma entrada foi aplicada, independentemente do sentido do ciclo de pressão, com as mesmas condições de medição.

Foram realizadas duas análises de covariância (ANCOVA): 1 – comparando as regressões obtidas com os transdutores T1, T2 e T3 no início dos testes e 2 – comparando as regressões obtidas para T2 e T3 depois do teste de fadiga em conjunto com as regressões obtidas para T2 e T3 no início dos testes. Nas Tabelas 5.4 e 5.5 são mostrados os valores de probabilidade p obtidos pela análise de covariância comparando os coeficientes angulares e interceptos das curvas de regressão dos transdutores utilizando multímetros e DAC, respectivamente.

Tabela 5.4 – Valores de probabilidade p obtidos com o método ANCOVA comparando os transdutores (medidas com multímetros).

Carregamento de Pressão				Descarregamento de Pressão			
T1, T2 e T3 Inicial		T2 e T3 Inicial com T2 e T3 Final		T1, T2 e T3 Inicial		T2 e T3 Inicial com T2 e T3 Final	
Coef. Ang.	Intercepto	Coef. Ang.	Intercepto	Coef. Ang.	Intercepto	Coef. Ang.	Intercepto
0,06	0,52	0,08	0,52	0,13	0,71	0,13	0,78

Tabela 5.5 – Valores de probabilidade p obtidos com o método ANCOVA comparando os transdutores (medidas com o DAC).

Carregamento de Pressão				Descarregamento de Pressão			
T1, T2 e T3 Inicial		T2 e T3 Inicial com T2 e T3 Final		T1, T2 e T3 Inicial		T2 e T3 Inicial com T2 e T3 Final	
Coef. Ang.	Intercepto	Coef. Ang.	Intercepto	Coef. Ang.	Intercepto	Coef. Ang.	Intercepto
0,19	0,66	0,16	0,59	0,26	0,72	0,23	0,35

Os transdutores T1, T2 e T3 mostraram igualdade estatística para os coeficientes angulares e interceptos ($p > 0,06$) em todas as análises realizadas no início dos testes. Também não ocorreram alterações estatisticamente significantes entre as medições realizadas no início e após os testes dinâmicos e os de fadiga ($p > 0,08$). Esses resultados indicam que os transdutores não apresentaram perdas de características durante os ensaios e podem ser utilizados para realizar

a calibração dinâmica e reutilizados na continuação do procedimento cirúrgico para monitoramento do paciente.

Em um estudo realizado por Gardner (1996), os transdutores também mantiveram características semelhantes às especificadas pelo fabricante quando foram utilizados, dentro da faixa operacional, por períodos de aproximadamente 30 e 60 horas.

5.4 – Calibração Dinâmica

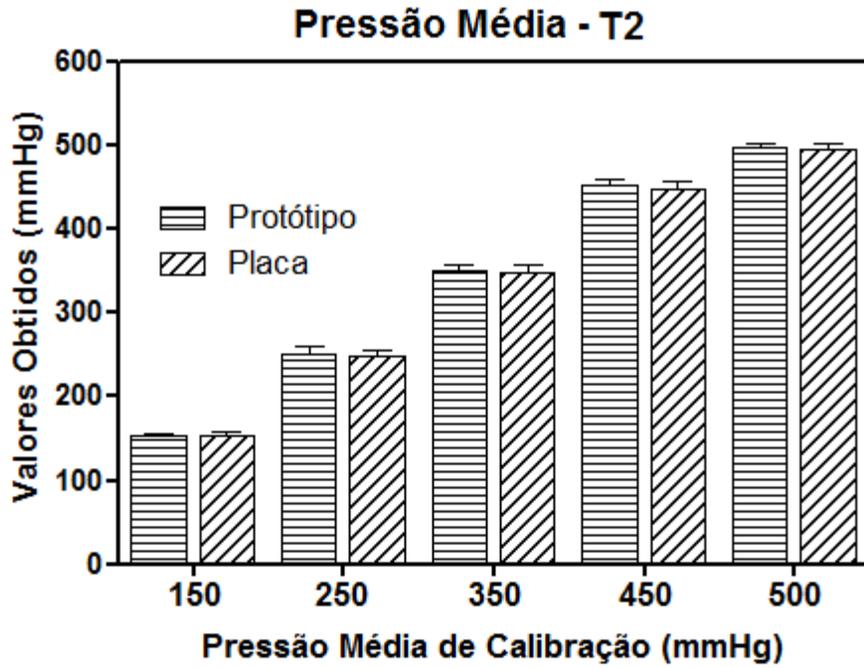
Foram realizadas comparações entre os resultados de pressão de calibração dinâmica obtidos com o uso do DAC em conjunto com os transdutores T2 e T3 e com os respectivos resultados de pressões obtidas com o uso da placa de aquisição de dados associada ao transdutor T1. Os valores comparados são os obtidos para as cinco variáveis medidas: pressão média (P_m), média dos máximos do rolete A (Max A), do rolete B (Max B), dos mínimos do rolete A (Min A) e do rolete B (Min B). Foram usados cinco valores de pressão de calibração dinâmica (PCD) nos testes: 150, 250, 350, 450 e 500 mmHg.

São mostradas na Tabela 5.6 as médias dos *offsets* adquiridos no início dos testes dinâmicos quando o transdutor preenchido com água era exposto à pressão atmosférica; os valores mostrados são de médias aritméticas e desvios padrão de oito medidas.

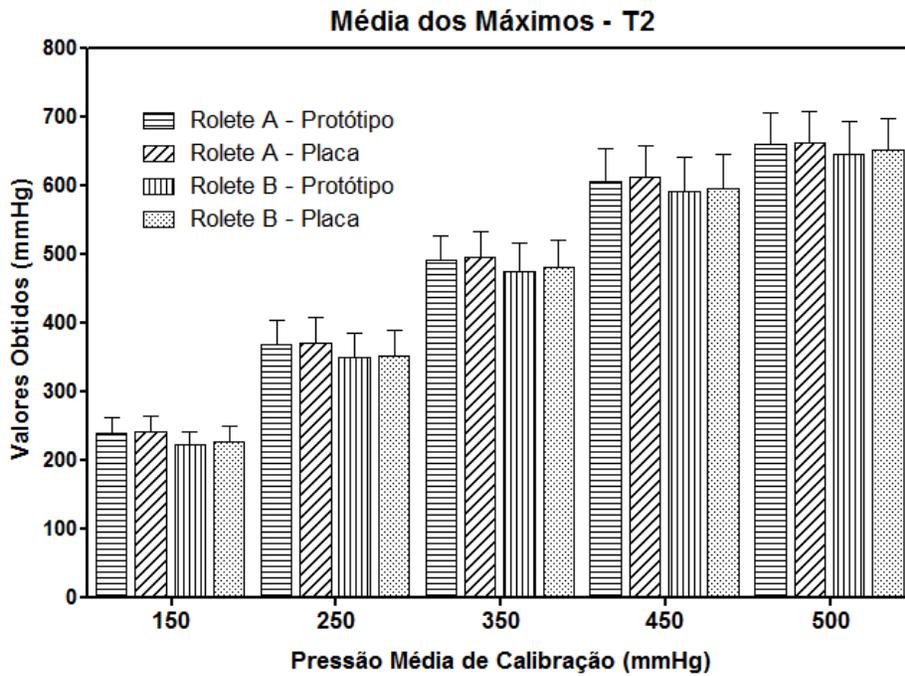
Nas Figuras 5.6 e 5.7 são mostrados os gráficos comparativos dos valores absolutos obtidos com o DAC e com a placa de aquisição com os transdutores T2 e T3; os valores mostrados são as médias e os desvios padrão. São mostrados somente os valores de pressão média e de média dos máximos, pois esses valores são os mais importantes no processo de calibração dinâmica.

Tabela 5.6 – Offsets dos transdutores (média \pm desvio padrão).

#	<i>offset</i> (mV)	<i>offset</i> (mmHg)
T2	11,5 \pm 1,12	4,6 \pm 0,45
T3	10,9 \pm 1,12	4,3 \pm 0,45



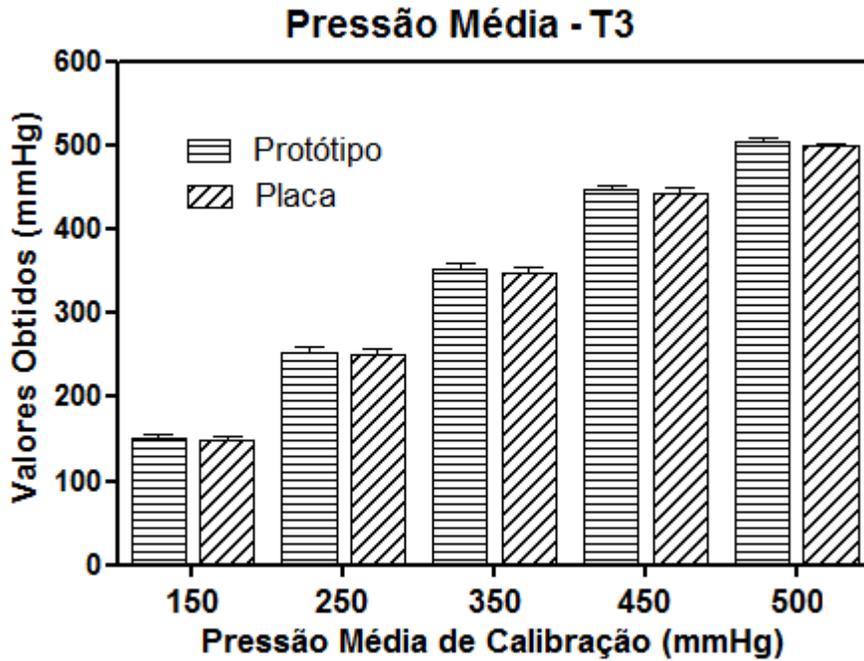
(a)



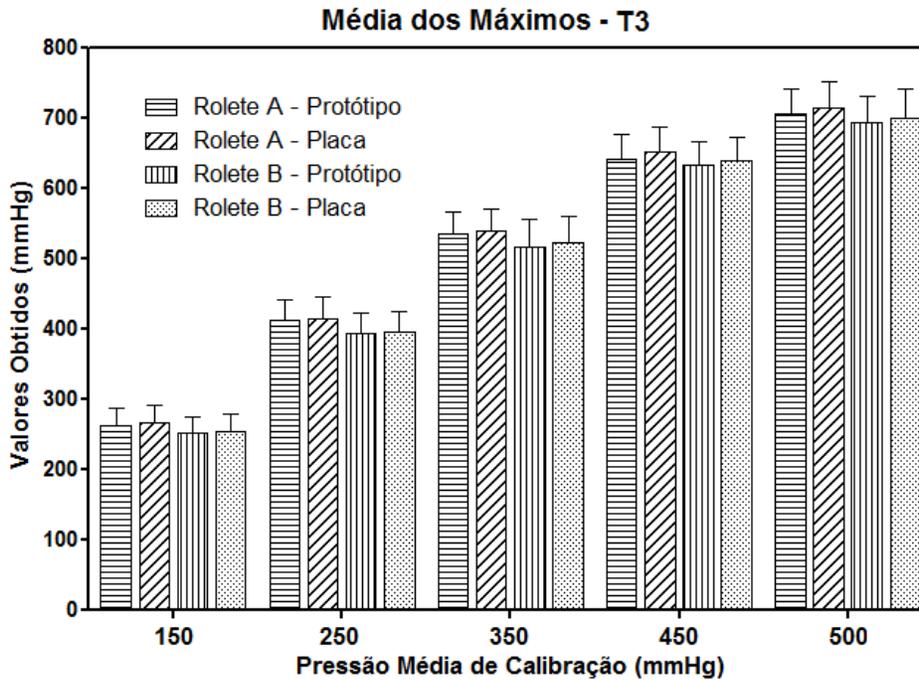
(b)

Figura 5.6 – Médias e desvios padrão das oito medidas (T2):

a) pressão média; b) médias dos máximos.



(a)



(b)

Figura 5.7 – Médias e desvios padrão das oito medidas (T3):

a) pressão média; b) médias dos máximos.

A Tabela 5.7 mostra os resultados das comparações entre as regressões obtidas com o protótipo associado aos transdutores T2 e T3 e o conjunto placa de aquisição/T1.

As Tabelas 5.8 e 5.9 mostram os resultados de probabilidade p obtidos pela comparação entre as médias das pressões registradas com o DAC associado a T2 (Tabela 5.8) e com o DAC associado a T3 (Tabela 5.9) comparados com o conjunto placa de aquisição de dados/T1.

Tabela 5.7 – Valores de probabilidade p (ANCOVA) comparando T1/placa de aquisição, T2/DAC e T3/DAC.

	Coef. Ang.	Intercepto
P_m (mmHg)	0,70	0,07
Max A (mmHg)	0,53	< 0,0001
Max B (mmHg)	0,35	< 0,0001
Min A (mmHg)	0,68	0,28
Min B (mmHg)	0,99	0,04

Tabela 5.8 – Valores de probabilidade p de comparação entre as médias das medidas obtidas com o DAC associado a T2 com as obtidas com a placa de aquisição e T1.

PCD (mmHg)	150	250	350	450	500
P_m (mmHg)	0,82	0,62	0,52	0,42	0,49
Max A (mmHg)	0,83	0,88	0,81	0,84	0,88
Max B (mmHg)	0,63	0,93	0,74	0,86	0,83
Min A (mmHg)	0,65	0,67	0,78	0,67	0,71
Min B (mmHg)	0,45	0,69	0,59	0,67	0,79

Tabela 5.9 – Valores de probabilidade p de comparação entre as médias das medidas obtidas com o DAC associado a T3 com as obtidas com a placa de aquisição e T1.

PCD (mmHg)	150	250	350	450	500
P_m (mmHg)	0,26	0,28	0,26	0,14	0,008
Max A (mmHg)	0,67*	0,84	0,79	0,56	0,66
Max B (mmHg)	0,82	0,83*	0,81	0,63	0,74
Min A (mmHg)	0,75*	0,87	0,84	0,78	0,79
Min B (mmHg)	0,62	0,84	0,80	0,85	0,82

* Teste não paramétrico

Baseado na comparação entre as regressões realizada pelo método ANCOVA, afirma-se que as curvas de pressão média obtidas com o DAC associado aos transdutores T2 e T3 são estatisticamente iguais às obtidas com o transdutor T1 associado à placa de aquisição de dados.

Os interceptos foram estatisticamente diferentes nos valores de máximo e de mínimo, mas os coeficientes angulares foram estatisticamente iguais, ou seja, as regressões são paralelas, mas separadas por um determinado valor. Isso é possível porque a variável de referência é a pressão média, portanto para um mesmo valor médio podem-se obter valores máximos e mínimos diferentes, o que ocorreu nos testes realizados.

Por meio da análise de normalidade foi determinado que, em geral, as medidas tinham distribuição normal ($p > 0,05$) e com a utilização dos testes t e de Mann-Whitney mostrou-se que as medidas realizadas com o DAC, com T2 e T3, são estatisticamente iguais às obtidas com a placa de aquisição e T1 em todos os pontos medidos.

Os resultados obtidos indicam que, apesar dos ajustes que tiveram que ser feitos para corrigir os resultados da conversão A/D, os resultados em testes dinâmicos não foram prejudicados e são estatisticamente iguais àqueles obtidos com a referência adotada.

O DAC possui a vantagem de ser um dispositivo portátil e poder ser utilizado facilmente em centro cirúrgico para auxiliar na calibração dinâmica. Além disso, oferece funcionalidades adicionais como verificação da rotação da bomba de roletes e determinação dos máximos e mínimos de cada rolete, que pode ser utilizado para avaliar a “descalibração” entre os roletes.

5.5 – Verificação de Rotação

Na verificação de rotação os resultados obtidos com o protótipo do DAC conectado ao transdutor T2 foram comparados com valores medidos com auxílio de um cronômetro. Na Figura 5.8 é mostrado o gráfico de média das rotações e respectivos desvios padrão das medidas realizadas.

As médias das medidas de rotação feitas com o DAC e comparadas com as realizadas com o cronômetro são estatisticamente iguais ($p > 0,60$).

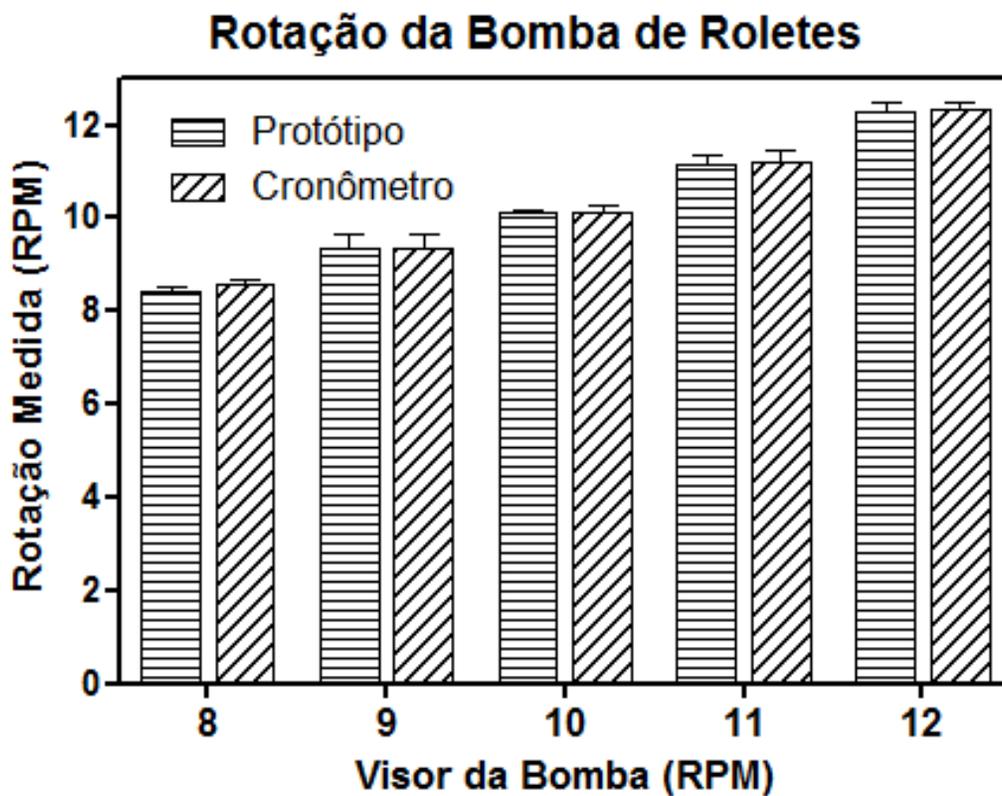


Figura 5.8 – Valores médios e desvios padrão das medidas de rotação.

5.6 – Cálculo de Pressão Média

Para cálculo da pressão média, foram comparados os resultados do conjunto DAC e transdutor T2 com o conjunto placa de aquisição e transdutor T1. Os valores são mostrados na Figura 5.9 com média e desvio padrão.

As médias das medidas feitas com o DAC e as realizadas com a placa de aquisição são estatisticamente iguais ($p > 0,60$) para todos os pontos de ajuste da bomba.

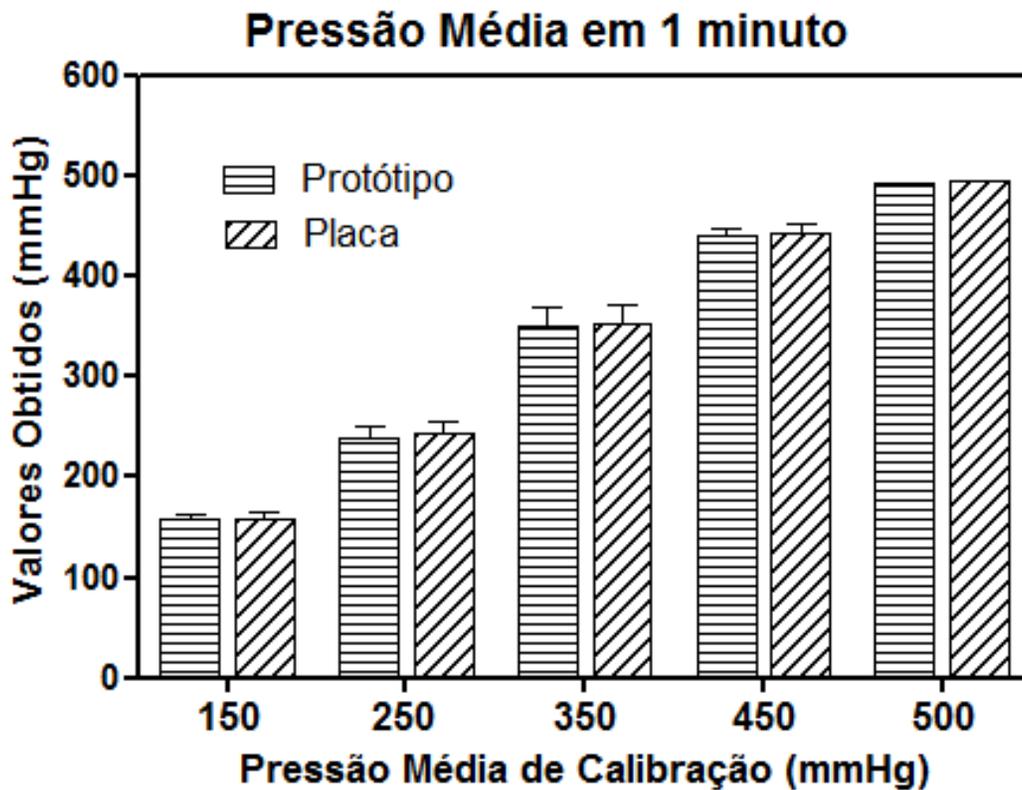


Figura 5.9 – Valores médios e desvios padrão das medidas de pressão média.

Capítulo 6

Conclusão

Os transdutores de pressão mantiveram as características de linearidade e repetitividade, mesmo fora da faixa operacional de pressão e após os testes de fadiga. Isso indica que eles podem ser utilizados para calibração da bomba e, depois, durante o procedimento cirúrgico.

As análises estatísticas realizadas com as medidas adquiridas nos testes de calibração dinâmica, cálculo de pressão média e determinação da rotação da bomba mostraram que os resultados obtidos com o protótipo foram estatisticamente iguais aos obtidos com os sistemas de referência utilizados.

O protótipo desenvolvido atendeu aos objetivos do trabalho, de ser portátil, ter um custo relativamente baixo (aproximadamente R\$ 220,00 com valores de mercado dos componentes), realizar cálculos de pressão média, máxima, mínima e de rotação da bomba de roletes.

O DAC permite ajustar bombas de roletes utilizadas em cirurgias onde é necessário o uso de CEC de maneira repetitiva. Pode ser utilizado para ajustar a posição dos roletes, ainda na indústria, de modo que eles sejam simétricos em relação ao eixo central ou, posteriormente, para corrigir esse ajuste, já que os roletes tendem a perder essa simetria com o uso.

O DAC pode ser utilizado em centros cirúrgicos nos casos de cirurgias com CEC, de maneira cuidadosa e anotando seu desempenho em experimentos controlados. Seu uso contínuo permitirá à equipe de perfusão adquirir prática e confiança no dispositivo e nos valores obtidos.

É importante salientar que foi solicitado pedido de patente, protocolado junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial – INPI sob número 018100039108, em 19/10/2010.

6.1 – Sugestões para Trabalhos Futuros

Melhorias do dispositivo podem e devem ser realizadas, tais como:

- Utilização de um conversor A/D externo, com melhor linearidade, em detrimento do uso do conversor interno do microcontrolador utilizado ou trocar por um microcontrolador que tenha um A/D com características mais lineares;
- Desenvolvimento de um sistema de armazenamento de dados e comunicação USB com um computador, para que os pontos adquiridos possam ser analisados posteriormente;
- Uso de um visor gráfico que permita a visualização em tempo real do sinal obtido durante a calibração da bomba;
- Uso de baterias recarregáveis em conjunto com um circuito de recarga.

Referências

ASANTE-SIAW, J.; TYRRELL, J.; HOSCHTITZKY, A.; DUNNING, J. Does the use of a centrifugal pump offer any additional benefit for patients having open heart surgery? **Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery**, v. 5, p.128-134, 2006.

BECK, J. C. P. **Projeto, construção e análise de células de carga de placa e anel**. 174 p. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1983.

BRAILE BIOMÉDICA. **Transdutor de pressão descartável**. São José do Rio Preto, 2009.

BURR-BROWN CORPORATION. **PGA204 - Programmable gain instrumentation amplifier**. Tucson, 1991.

CAVALCANTI, I. L.; CANTINHO, F. A. F.; ASSAD, A. **Medicina perioperatória**. Rio de Janeiro: Sociedade de Anestesiologia do Estado do Rio de Janeiro, 2006.

COOLEY, D. A. Development of the roller pump for use in the cardiopulmonary bypass circuit. **Texas Heart Institute Journal**, v. 14, n. 2, p.113-118, 1987.

COSTA, I. A. História da cirurgia cardíaca brasileira. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 13, n. 1, p.25-32, 1998.

EDMUNDS JUNIOR, L. H.; SAXENA, N. C.; HILLYER, P.; WILSON, T. L. Relation-ship between platelet count and cardiotomy suction return. **Annals of Thoracic Surgery**, n. 25, p.306-310, 1978.

EDWARDS LIFESCIENCES. **Edwards TruWave disposable pressure transducer**. Irvine, 2006.

GARDNER, R. M. Accuracy and reliability of disposable pressure transducers coupled with modern pressure monitors. **Critical Care Medicine**, v. 5, n. 24, p.879-882, 1996.

GOMES, W. J.; MENDONÇA, J. T.; BRAILE, D. M. Resultados em cirurgia cardiovascular. Oportunidade para discutir o atendimento médico e cardiológico no sistema público de saúde do país. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 22, n. 4, p.3-6, 2007.

HADDAD, N.; BITTAR, E.; MARCHI, A. F. de; KANTOROWITZ, C. dos S. V.; AYOUB, A. C.; FONSECA, M. L.; PIEGAS, L. P. Hospital costs of coronary artery bypass grafting on elective coronary patients. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 88, n. 4, p.367-372, 2006.

HANSBRO, S. D.; SHARPE, D. A. C.; CATCHPOLE, R.; WELSH, K. R.; MUNSCH, C. M.; MCGOLDRICK, J. P.; KAY, P. H. Haemolysis during cardiopulmonary bypass: an in vivo comparison of standard roller pumps, nonocclusive roller pumps and centrifugal pumps. **Perfusion**, v. 14, p.3-10, 1999.

HITACHI. **HD44780U (LCD-II). (Dot matrix liquid crystal display controller/driver)**. Tóquio, 2010

Inmetro. **Orientação para a realização de calibração de medidores analógicos de pressão: DOQ-CGCRE-017**. Rio de Janeiro, 2010.

Inmetro. **Orientações para a realização de calibração de medidores digitais de pressão: DOQ-CGCRE-014**. Rio de Janeiro, 2008.

Inmetro. **Regulamento técnico metrológico a que se refere a portaria Inmetro N.º 153 de 12 de Agosto de 2005**. Rio de Janeiro, 2005.

KHANDPUR, R. S. **Biomedical instrumentation: technology and applications**. New York: McGraw-Hill, 2005.

KLEIN, M.; DAUBEM H. P.; SCHULTE, H. D.; GAMS, E. Centrifugal pumping during routine open heart surgery improves clinical outcome. **Artificial Organs**, v. 22, n. 4, p.326-336, 1998.

LOPES, M. L. **SACEC - Sistema de apoio à circulação extracorpórea**. 1998. 97 p. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1998.

MICROCHIP. **PIC18F2423/2523/4423/4523 data sheet**. Chandler, 2009.

MONGERO, L. B.; BECK, J. R.; ORR, T. W.; KROSLWITZ, R. M.; LEE-SENSIBA, K.; OZ, M. C. Clinical evaluation of setting pump occlusion by the dynamic method: effect on flow. **Perfusion**, v. 13, p.360-368, 1998.

MORGAN, I. S.; CODISPOTI, M.; SANGER, K.; MANKAD, P. S. Superiority of centrifugal pump over roller pump in paediatric cardiac surgery: Prospective randomised trial. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**, v. 13, p.526-532, 1998.

MULHOLLAND, J. W.; MASSEY, W.; SHELTON, J. C. Investigation and quantification of the blood trauma caused by the combined dynamic forces experienced during cardiopulmonary bypass. **Perfusion**, v. 15, p.485-494, 2000.

MULHOLLAND, J. W.; SHELTON, J. C.; LUO, X. Y. Blood flow and damage by the roller pumps during cardiopulmonary bypass. **Journal of Fluids and Structures**, n. 20, p.129-140, 2005.

MURPHY, G. S.; HESSEL II, E. A.; GROOM, R. C. Optimal perfusion during cardiopulmonary bypass: an evidence-based approach. **Anesthesia & Analgesia**, v. 108, n. 5, p.1394-1417, 2009.

PERFUSION LINE. **Informações gerais.** Disponível em: <http://www.perfline.com/admin/info/index_br.shtml>. Acesso em: 02 fev. 2011.

PINTO JUNIOR, V. C.; DAHER, C. V.; SALLUM, F. S.; JATENE, M. B.; CROTI, U. A. Situação das cirurgias cardíacas congênitas no Brasil. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 19, n. 2, p.3-6, 2004.

ROMANO, S. M.; SCOLLETTA, S.; OLIVOTTO, I.; BIAGIOLI, B.; GENSINI, G. F.; CHIOSTRI, M.; GIOMARELLI, P. Systemic arterial waveform analysis and assessment of blood flow during extracorporeal circulation. **Perfusion**, v. 21, p.109-116, 2006.

SCOTT, D. A.; SILBERT, B. S.; DOYLE, T. J.; BLYTH, C.; BORTON, M. C.; O'BRIEN, J. L.; HORNE, D. J. de L. Centrifugal versus roller head pumps for cardiopulmonary bypass: effect on early neuropsychologic outcomes after coronary artery surgery. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 16, n. 6, p.715-722, 2002.

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

TAMARI, Y.; LEE-SENSIBA, K.; LEONARD, E. F.; TORTOLANI, A. J. A dynamic method for setting roller pumps nonocclusively reduces hemolysis and predicts retrograde flow. **ASAIO Journal**, p.39-52, 1997.

TAYAMA, C.; TESHIMA, H.; TAKAYESA, T.; FUKUNAGA, S.; TAYAMA, K.; HAYASHIDA, N.; AKASHI, H.; KAWARA, T.; AOYAGI, S. Non-occlusive condition with the Better-Header roller pump: impacts of flow dynamics and hemolysis. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 10, n. 6, p.357-361, 2004.

TOMIZAWA, Y.; TOKUMINE, A.; NINOMIYA S.; MOMOSE, N.; MATAYOSHI, T. Quantitative evaluation of hand cranking a roller pump in a crisis management drill. **Journal of Artificial Organs**, v. 11, p.117-122, 2008.

VIEIRA JUNIOR, F. U.; VIEIRA, R. W.; ANTUNES, N.; OLIVEIRA, P. P. M.; PETRUCCI JUNIOR, O.; CARMO, M. R. do; SEVERINO, E. S. B. de O. Considerações sobre métodos de ajuste de bomba de roletes usadas em circulação extracorpórea: velocidade de queda e calibração dinâmica. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 26, p.25-32, 2010a.

VIEIRA JUNIOR, F. U.; VIEIRA, R. W.; ANTUNES, N.; PETRUCCI JUNIOR, O.; OLIVEIRA, P. P. de; SILVEIRA FILHO, L. de M.; VILARINHO, K. A. de S.; SEVERINO, E. S. B. de O. The influence of the residual stress in silicone tubes in the calibration methods of roller pumps used in cardiopulmonary bypass. **ASAIO Journal**, p.12-16, 2010b.

VIEIRA JUNIOR, F. U. **Análise do perfil hidrodinâmico em diferentes modelos de bombas de roletes utilizadas em circulação extracorpórea**. 158 p. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

WAHBA, A. Centrifugal blood pump use in routine cardiac surgery. **Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery**, v. 5, p.299-300, 2006.

WALLACE, W. D.; CUTLER, C. A. **Disposable pressure transducer apparatus for medical use: Patent Number: 4576181**. Salt Lake City: United States Patent, 1986.

WEBSTER, J. G. (Ed.). **Medical instrumentation: application and design**. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2010.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Cardiovascular diseases (CVD) - Factsheet n° 317**. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html>>. Acesso em: 02 dez. 2010.

WURZINGER, L. J.; OPTIZ, R.; ECKSTEIN, H. Mechanical blood trauma: an overview. **Angeiologie**, v. 3, n. 38, p.81-97, 1986.

Apêndice

A.1 – Caracterização do Amplificador PGA204AP

Nas Tabelas A.1 e A.2 são mostradas as médias das medidas realizadas na caracterização do amplificador PGA204AP. Na Tabela A.1 as medidas DC e na A.2, as medidas AC.

Tabela A.1 – Medidas de ganho DC (média \pm desvio padrão).

V_{equ} (mV)	Subida (V/V)	Descida (V/V)	V_{equ} (mV)	Subida (V/V)	Descida (V/V)
0,0	99,65 \pm 0,06	99,71 \pm 0,07	27,5	100,13 \pm 0,05	100,12 \pm 0,02
2,5	99,90 \pm 0,28	99,96 \pm 0,22	30,0	100,15 \pm 0,01	100,16 \pm 0,01
5,0	100,12 \pm 0,06	100,10 \pm 0,07	32,5	100,11 \pm 0,01	100,12 \pm 0,03
7,5	100,13 \pm 0,15	100,04 \pm 0,10	35,0	100,16 \pm 0,00	100,18 \pm 0,03
10,0	100,18 \pm 0,01	100,13 \pm 0,07	37,5	100,12 \pm 0,02	100,12 \pm 0,01
12,5	100,16 \pm 0,17	100,10 \pm 0,07	40,0	100,18 \pm 0,01	100,18 \pm 0,01
15,0	100,16 \pm 0,02	100,15 \pm 0,02	42,5	100,12 \pm 0,01	100,12 \pm 0,01
17,5	100,13 \pm 0,07	100,15 \pm 0,08	45,0	100,18 \pm 0,01	100,18 \pm 0,02
20,0	100,18 \pm 0,03	100,17 \pm 0,02	47,5	100,15 \pm 0,08	100,11 \pm 0,01
22,5	100,13 \pm 0,05	100,08 \pm 0,02	50,0	100,17 \pm 0,01	100,16 \pm 0,01
25,0	100,17 \pm 0,04	100,15 \pm 0,03			

Tabela A.2 – Medidas com tensão alternada (média ± desvio padrão).

f(Hz)	Ganho (V/V)	Fase (°)	f(Hz)	Ganho (V/V)	Fase (°)
40	99,56 ± 0,01	-29,00 ± 0,00	1040	99,29 ± 0,03	-24,67 ± 1,15
80	99,62 ± 0,12	-29,33 ± 0,58	1080	99,26 ± 0,03	-24,33 ± 1,15
120	99,58 ± 0,06	-29,33 ± 1,15	1120	99,25 ± 0,05	-24,00 ± 0,00
160	99,56 ± 0,01	-29,00 ± 0,00	1160	99,21 ± 0,01	-24,67 ± 0,58
200	99,56 ± 0,01	-30,00 ± 0,00	1200	99,16 ± 0,03	-24,67 ± 1,15
240	99,58 ± 0,04	-29,67 ± 0,58	1240	99,20 ± 0,04	-24,67 ± 0,58
280	99,54 ± 0,01	-28,67 ± 1,15	1280	99,10 ± 0,02	-25,00 ± 0,00
320	99,51 ± 0,04	-28,67 ± 1,15	1320	99,10 ± 0,01	-23,67 ± 0,58
360	99,51 ± 0,05	-27,33 ± 1,15	1360	99,10 ± 0,02	-24,00 ± 1,00
400	99,53 ± 0,00	-28,00 ± 1,73	1400	99,01 ± 0,02	-24,67 ± 1,53
440	99,52 ± 0,01	-26,33 ± 2,31	1440	98,99 ± 0,03	-22,33 ± 1,15
480	99,50 ± 0,01	-30,00 ± 0,00	1480	98,99 ± 0,02	-21,33 ± 0,58
520	99,50 ± 0,01	-30,00 ± 0,00	1520	98,95 ± 0,06	-22,33 ± 0,58
560	99,47 ± 0,01	-29,33 ± 1,15	1560	98,86 ± 0,01	-21,33 ± 1,53
600	99,45 ± 0,01	-28,67 ± 1,15	1600	98,84 ± 0,04	-20,67 ± 1,15
640	99,45 ± 0,08	-26,67 ± 2,89	1640	98,78 ± 0,03	-21,33 ± 0,58
680	99,45 ± 0,04	-25,33 ± 1,15	1680	98,77 ± 0,01	-21,33 ± 0,58
720	99,40 ± 0,01	-26,00 ± 0,00	1720	98,67 ± 0,05	-21,00 ± 1,73
760	99,39 ± 0,04	-25,33 ± 0,58	1760	98,68 ± 0,04	-20,00 ± 1,73
800	99,41 ± 0,02	-26,00 ± 0,00	1800	98,61 ± 0,02	-18,33 ± 1,15
840	99,39 ± 0,02	-24,67 ± 1,15	1840	98,55 ± 0,04	-20,00 ± 0,00
880	99,38 ± 0,01	-25,00 ± 0,00	1880	98,49 ± 0,02	-20,00 ± 0,00
920	99,37 ± 0,04	-24,33 ± 1,15	1920	98,45 ± 0,01	-19,67 ± 0,58
960	99,32 ± 0,02	-23,33 ± 3,06	1960	98,43 ± 0,03	-22,00 ± 3,46
1000	99,27 ± 0,05	-25,00 ± 0,00	2000	98,37 ± 0,04	-20,67 ± 2,08

A.2 – Caracterização dos Transdutores

Nesta seção são mostrados, inicialmente, os valores obtidos na caracterização dos transdutores (Tabelas A.3 – A.16), em conjunto com os valores de erro máximo em cada ponto medido (E max), média \pm desvio padrão das medidas e histerese (Hist). Também são mostrados os valores de erro máximo, repetitividade e histerese máxima. São mostrados os valores iniciais e após testes de fadiga.

A.2.1 – Transdutor T1

Tabela A.3 – Caracterização de T1 no início dos testes: multímetros (média \pm desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	V_{esperado} (mV)	Subida		Descida		Hist (%)
		V_{medida} (mV)	E max (%)	V_{medida} (mV)	E max (%)	
0	0,00	0,05 \pm 0,01		0,06 \pm 0,00		-0,06
100	2,50	2,57 \pm 0,01	3,40	2,54 \pm 0,02	2,20	0,24
200	5,00	5,07 \pm 0,03	1,90	5,08 \pm 0,03	2,00	-0,06
300	7,50	7,63 \pm 0,04	2,27	7,60 \pm 0,01	1,33	0,34
400	10,00	10,13 \pm 0,03	1,55	10,15 \pm 0,04	1,95	-0,16
500	12,50	12,69 \pm 0,05	1,96	12,73 \pm 0,01	1,92	-0,30
600	15,00	15,17 \pm 0,02	1,27	15,19 \pm 0,03	1,43	-0,24
700	17,50	17,67 \pm 0,02	1,06	17,68 \pm 0,02	1,14	-0,12
800	20,00	20,13 \pm 0,04	0,88	20,07 \pm 0,02	0,45	0,48
900	22,50	22,46 \pm 0,00	-0,18	22,48 \pm 0,03	-0,22	-0,14
1000	25,00	24,81 \pm 0,02	-0,84	24,79 \pm 0,03	-0,92	0,14

Tabela A.4 – Parâmetros do transdutor T1 obtidos com os multímetros.

	Subida	Descida
Erro máximo (%)	3,40	2,20
Repetitividade (%)	0,40	0,26
Histerese (%)	0,48	

Apêndice

Tabela A.5 – Caracterização de T1 no início dos testes: DAC (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	Subida		Descida		Hist (%)
	P_{medida} (mmHg)	E max (%)	P_{aplicada} (mmHg)	E max (%)	
0	0,0 ± 0,00		0,0 ± 0,00		0,00
100	98,8 ± 0,60	-1,80	100,1 ± 0,93	0,90	-0,22
200	200,6 ± 0,56	0,60	201,1 ± 1,42	1,35	-0,15
300	301,7 ± 0,56	0,77	300,8 ± 1,53	0,67	0,25
400	403,8 ± 1,65	1,43	403,6 ± 1,31	1,25	0,07
500	504,9 ± 0,44	1,04	504,9 ± 0,29	1,02	-0,07
600	604,6 ± 0,95	0,95	606,1 ± 1,22	1,25	-0,32
700	704,0 ± 1,11	0,71	704,7 ± 0,93	0,81	-0,16
800	801,1 ± 0,53	0,21	802,7 ± 0,32	0,39	-0,22
900	895,9 ± 1,27	-0,62	896,0 ± 1,27	-0,57	0,08
1000	989,9 ± 1,31	-1,16	989,5 ± 2,65	-1,34	0,43

Tabela A.6 – Parâmetros do transdutor T1 obtidos com o DAC.

	Subida	Descida
Erro máximo (%)	1,80	1,35
Repetitividade (%)	0,29	0,52
Histerese (%)	0,25	

A.2.2 – Transdutor T2

Tabela A.7 – Caracterização de T2 no início dos testes: multímetros (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	V_{esperado} (mV)	Subida		Descida		Hist (%)
		V_{medida} (mV)	E max (%)	V_{medida} (mV)	E max (%)	
0	0,00	0,06 ± 0,01		0,06 ± 0,00		0,04
100	2,50	2,56 ± 0,05	4,60	2,54 ± 0,02	2,60	0,32
200	5,00	5,08 ± 0,01	1,80	5,05 ± 0,01	1,20	0,12
300	7,50	7,60 ± 0,02	1,60	7,62 ± 0,02	1,87	-0,14
400	10,00	10,15 ± 0,02	1,60	10,12 ± 0,01	1,35	0,14
500	12,50	12,66 ± 0,01	1,36	12,69 ± 0,00	1,52	-0,14
600	15,00	15,18 ± 0,02	1,30	15,19 ± 0,04	1,57	-0,28
700	17,50	17,68 ± 0,03	1,26	17,74 ± 0,03	1,43	-0,36
800	20,00	20,12 ± 0,01	0,65	20,14 ± 0,02	0,78	-0,18
900	22,50	22,56 ± 0,02	0,33	22,52 ± 0,01	0,13	0,22
1000	25,00	24,87 ± 0,01	-0,56	24,87 ± 0,02	-0,56	-0,14

Tabela A.8 – Caracterização de T2 no início dos testes: DAC (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	Subida		Descida		Hist (%)
	P_{medida} (mmHg)	E max (%)	P_{aplicada} (mmHg)	E max (%)	
0	0,0 ± 0,00		0,0 ± 0,00		0
100	101,7 ± 0,17	1,90	101,2 ± 0,79	1,80	0,13
200	201,2 ± 1,40	1,30	201,9 ± 1,31	1,40	-0,27
300	304,0 ± 0,15	1,37	302,5 ± 2,35	1,60	0,37
400	403,8 ± 1,58	1,38	404,3 ± 0,67	1,23	-0,25
500	505,8 ± 1,07	1,30	506,3 ± 0,15	1,28	-0,15
600	606,6 ± 0,76	1,22	606,3 ± 0,35	1,12	0,12
700	705,4 ± 0,79	0,90	705,4 ± 2,75	1,20	-0,21
800	803,8 ± 0,66	0,55	803,5 ± 1,90	0,69	-0,16
900	899,6 ± 0,91	-0,13	897,8 ± 0,92	-0,33	0,36
1000	992,4 ± 0,57	-0,81	993,4 ± 1,10	-0,72	-0,28

Apêndice

Tabela A.9 – Caracterização de T2 após o teste de fadiga: multímetros (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	V_{esperado} (mV)	Subida		Descida		Hist (%)
		V_{medida} (mV)	E max (%)	V_{medida} (mV)	E max (%)	
0	0,00	0,07 ± 0,01		0,07 ± 0,00		0,06
100	2,50	2,57 ± 0,03	4,00	2,57 ± 0,03	3,20	0,08
200	5,00	5,09 ± 0,03	2,30	5,08 ± 0,04	2,20	0,30
300	7,50	7,65 ± 0,03	2,33	7,63 ± 0,01	1,87	0,14
400	10,00	10,13 ± 0,01	1,35	10,16 ± 0,02	1,75	-0,16
500	12,50	12,70 ± 0,03	1,80	12,71 ± 0,01	1,76	-0,18
600	15,00	15,20 ± 0,04	1,57	15,21 ± 0,02	1,50	-0,24
700	17,50	17,70 ± 0,04	1,31	17,71 ± 0,01	1,23	-0,14
800	20,00	20,11 ± 0,02	0,63	20,10 ± 0,00	0,50	0,10
900	22,50	22,50 ± 0,01	0,00	22,49 ± 0,02	-0,04	0,16
1000	25,00	24,84 ± 0,01	-0,70	24,84 ± 0,04	-0,78	0,00

Tabela A.10 – Caracterização de T2 após o teste de fadiga: DAC (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	Subida		Descida		Hist (%)
	P_{medida} (mmHg)	E max (%)	P_{aplicada} (mmHg)	E max (%)	
0	0,0 ± 0,00		0,0 ± 0,00		0,00
100	102,8 ± 1,76	4,50	102,8 ± 0,17	2,90	-0,19
200	203,5 ± 0,31	1,90	203,6 ± 0,98	2,20	0,07
300	304,9 ± 1,85	2,23	305,2 ± 1,66	2,30	-0,20
400	406,0 ± 1,22	1,78	407,8 ± 1,05	2,20	-0,31
500	507,3 ± 0,76	1,56	508,6 ± 0,26	1,78	-0,25
600	608,1 ± 0,70	1,47	609,3 ± 1,27	1,72	-0,29
700	706,7 ± 0,61	1,06	707,8 ± 1,37	1,34	-0,30
800	803,9 ± 0,35	0,51	804,5 ± 1,01	0,71	-0,16
900	899,1 ± 1,32	-0,26	900,3 ± 0,95	0,16	-0,20
1000	992,8 ± 1,21	-0,85	993,1 ± 0,95	-0,78	-0,07

A.2.3 – Transdutor T3

Tabela A.11 – Caracterização de T3 no início dos testes: multímetros (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	V_{esperado} (mV)	Subida		Descida		Hist (%)
		V_{medida} (mV)	E max (%)	V_{medida} (mV)	E max (%)	
0	0,00	0,11 ± 0,01		0,11 ± 0,00		-0,02
100	2,50	2,61 ± 0,04	5,80	2,61 ± 0,01	4,60	0,20
200	5,00	5,12 ± 0,01	2,60	5,11 ± 0,01	2,30	0,12
300	7,50	7,63 ± 0,03	2,00	7,65 ± 0,01	2,13	-0,22
400	10,00	10,17 ± 0,02	1,90	10,19 ± 0,02	2,00	-0,16
500	12,50	12,66 ± 0,02	1,44	12,68 ± 0,04	1,72	-0,14
600	15,00	15,13 ± 0,04	1,07	15,16 ± 0,03	1,20	-0,16
700	17,50	17,57 ± 0,02	0,49	17,61 ± 0,03	0,80	-0,22
800	20,00	19,96 ± 0,03	-0,38	19,99 ± 0,01	-0,13	-0,20
900	22,50	22,31 ± 0,03	-0,98	22,33 ± 0,00	-0,78	-0,18
1000	25,00	24,60 ± 0,03	-1,72	24,61 ± 0,02	-1,64	-0,16

Tabela A.12 – Caracterização de T3 no início dos testes: DAC (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	Subida		Descida		Hist (%)
	P_{medida} (mmHg)	E max (%)	P_{aplicada} (mmHg)	E max (%)	
0	0,0 ± 0,00		0,0 ± 0,00		0
100	101,7 ± 0,17	1,90	101,2 ± 0,79	1,80	0,13
200	201,2 ± 1,40	1,30	201,9 ± 1,31	1,40	-0,27
300	304,0 ± 0,15	1,37	302,5 ± 2,35	1,60	0,37
400	403,8 ± 1,58	1,38	404,3 ± 0,67	1,23	-0,25
500	505,8 ± 1,07	1,30	506,3 ± 0,15	1,28	-0,15
600	606,6 ± 0,76	1,22	606,3 ± 0,35	1,12	0,12
700	705,4 ± 0,79	0,90	705,4 ± 2,75	1,20	-0,21
800	803,8 ± 0,66	0,55	803,5 ± 1,90	0,69	-0,16
900	899,6 ± 0,91	-0,13	897,8 ± 0,92	-0,33	0,36
1000	992,4 ± 0,57	-0,81	993,4 ± 1,10	-0,72	-0,28

Tabela A.13 – Parâmetros do transdutor T3 obtidos com os multímetros.

	Início dos Testes		Após o Teste de Fadiga	
	Subida	Descida	Subida	Descida
Erro máximo (%)	5,80	4,60	5,00	4,80
Repetitividade (%)	0,32	0,30	0,50	0,46
Histerese (%)	0,22		0,26	

Tabela A.14 – Caracterização de T3 após o teste de fadiga: multímetros (média ± desvio padrão).

P aplicada (mmHg)	V esperado (mV)	Subida		Descida		Hist (%)
		V medida (mV)	E max (%)	V medida (mV)	E max (%)	
0	0,00	0,11 ± 0,01		0,11 ± 0,01		-0,04
100	2,50	2,61 ± 0,01	5,00	2,62 ± 0,01	4,80	0,00
200	5,00	5,11 ± 0,04	2,80	5,12 ± 0,01	2,70	-0,20
300	7,50	7,61 ± 0,04	2,13	7,64 ± 0,02	2,07	-0,26
400	10,00	10,15 ± 0,03	1,80	10,20 ± 0,01	2,10	-0,26
500	12,50	12,70 ± 0,03	1,84	12,72 ± 0,03	2,04	-0,12
600	15,00	15,17 ± 0,01	1,23	15,18 ± 0,04	1,37	-0,12
700	17,50	17,61 ± 0,02	0,69	17,61 ± 0,02	0,71	-0,10
800	20,00	19,99 ± 0,01	-0,10	20,03 ± 0,02	0,23	-0,22
900	22,50	22,33 ± 0,02	-0,84	22,33 ± 0,02	-0,82	0,02
1000	25,00	24,62 ± 0,06	-1,74	24,64 ± 0,06	-1,62	-0,18

Tabela A.15 – Caracterização de T3 após o teste de fadiga: DAC (média ± desvio padrão).

P_{aplicada} (mmHg)	Subida		Descida		Hist (%)
	P_{medida} (mmHg)	E max (%)	P_{aplicada} (mmHg)	E max (%)	
0	0,0 ± 0,00		0,0 ± 0,00		0,00
100	102,8 ± 1,76	4,50	102,8 ± 0,17	2,90	-0,19
200	203,5 ± 0,31	1,90	203,6 ± 0,98	2,20	0,07
300	304,9 ± 1,85	2,23	305,2 ± 1,66	2,30	-0,20
400	406,0 ± 1,22	1,78	407,8 ± 1,05	2,20	-0,31
500	507,3 ± 0,76	1,56	508,6 ± 0,26	1,78	-0,25
600	608,1 ± 0,70	1,47	609,3 ± 1,27	1,72	-0,29
700	706,7 ± 0,61	1,06	707,8 ± 1,37	1,34	-0,30
800	803,9 ± 0,35	0,51	804,5 ± 1,01	0,71	-0,16
900	899,1 ± 1,32	-0,26	900,3 ± 0,95	0,16	-0,20
1000	992,8 ± 1,21	-0,85	993,1 ± 0,95	-0,78	-0,07

Tabela A.16 – Parâmetros do transdutor T3 obtidos com o DAC.

	Início dos Testes		Após o Teste de Fadiga	
	Subida	Descida	Subida	Descida
Erro máximo (%)	4,10	3,10	4,30	4,00
Repetitividade (%)	0,20	0,28	0,43	0,25
Histerese (%)	0,21		0,25	

A.3 – Resultados dos Testes Dinâmicos

Nas próximas tabelas são apresentados os valores medidos durante os testes de calibração dinâmica. São mostrados os valores absolutos de pressão média, máximos e mínimos dos roletes A e B das oito medições com os dois transdutores. (Tabelas A.17 – A.22).

A.3.1 – Transdutor T2

Tabela A.17 – Pressão média de calibração com T2 conectado ao DAC e com T1 à placa (média \pm desvio padrão) para cada valor de pressão de calibração dinâmica (PCD).

PCD (mmHg)	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)
150	152,8 \pm 4,0	153,3 \pm 4,6
250	250,9 \pm 9,4	248,7 \pm 7,7
350	350,6 \pm 6,3	347,9 \pm 9,9
450	452,6 \pm 8,3	449,3 \pm 7,6
500	497,9 \pm 5,6	495,8 \pm 6,4

Tabela A.18 – Máximos obtidos com o transdutor T2 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média \pm desvio padrão) para diferentes valores de PCD.

PCD (mmHg)	Roleta A		Roleta B	
	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)
150	238,5 \pm 22,7	240,9 \pm 22,8	222,0 \pm 19,2	227,0 \pm 22,3
250	367,8 \pm 36,9	370,5 \pm 38,0	350,6 \pm 33,9	352,1 \pm 37,0
350	490,4 \pm 37,0	494,8 \pm 37,5	475,0 \pm 42,0	481,9 \pm 39,6
450	606,9 \pm 47,0	611,4 \pm 45,9	590,9 \pm 51,1	595,4 \pm 50,8
500	660,0 \pm 45,5	663,3 \pm 45,7	646,4 \pm 48,1	651,6 \pm 47,1

Apêndice

Tabela A.19 – Mínimos obtidos com o transdutor T2 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD.

PCD (mmHg)	Roleta A		Roleta B	
	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)
150	69,3 ± 11,1	71,8 ± 10,3	55,9 ± 8,4	59,3 ± 8,9
250	120,3 ± 17,0	123,8 ± 15,6	102,1 ± 16,8	105,4 ± 16,5
350	177,7 ± 20,8	180,6 ± 20,4	159,0 ± 19,4	164,7 ± 22,0
450	241,9 ± 21,3	246,5 ± 22,2	219,7 ± 21,1	224,1 ± 20,8
500	269,6 ± 22,6	273,8 ± 23,3	253,1 ± 22,4	256,0 ± 22,4

A.3.2 – Transdutor T3

Tabela A.20 – Pressão média de calibração com o transdutor T3 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD.

PCD (mmHg)	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)
150	152,4 ± 4,7	149,6 ± 4,9
250	254,5 ± 5,9	251,1 ± 6,2
350	353,0 ± 6,5	349,2 ± 6,6
450	448,6 ± 5,4	443,9 ± 6,6
500	505,9 ± 3,4	500,7 ± 3,4

Tabela A.21 – Máximos obtidos com o transdutor T3 conectado ao DAC e o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD.

PCD (mmHg)	Roleta A		Roleta B	
	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)
150	262,3 ± 25,4	265,9 ± 24,9	250,8 ± 23,8	253,5 ± 25,4
250	411,2 ± 30,1	414,3 ± 30,3	394,0 ± 29,5	396,2 ± 28,0
350	534,2 ± 31,8	538,5 ± 31,4	517,3 ± 38,0	521,7 ± 37,6
450	641,7 ± 36,2	652,3 ± 35,7	632,2 ± 34,9	640,3 ± 33,1
500	705,6 ± 35,9	713,7 ± 38,1	694,2 ± 36,6	700,7 ± 40,1

Tabela A.22 – Mínimos obtidos com o transdutor T3 conectado ao DAC e com o transdutor T1 à placa (média ± desvio padrão) para diferentes valores de PCD.

PCD (mmHg)	Roleta A		Roleta B	
	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)
150	65,1 ± 11,4	65,9 ± 11,2	49,1 ± 7,5	50,9 ± 7,3
250	114,1 ± 19,8	115,7 ± 19,9	92,7 ± 16,8	94,4 ± 16,9
350	173,3 ± 24,6	175,8 ± 24,6	146,6 ± 20,3	149,1 ± 19,8
450	236,3 ± 30,8	240,7 ± 31,5	209,2 ± 28,1	211,9 ± 29,1
500	274,4 ± 30,1	278,3 ± 29,9	249,2 ± 27,9	252,3 ± 27,7

A.4 – Verificação de Rotação

Na Tabela A.23 são mostrados os valores de rotação testados e as medidas obtidas com o DAC e com o cronômetro. Todos os valores estão em rpm. Também são mostrados os valores de média e desvio padrão das medidas.

Tabela A.23 – Medidas de rotação (média ± desvio padrão).

	DAC (rpm)	Cronômetro (rpm)
8 rpm	8,4 ± 0,12	8,5 ± 0,12
9 rpm	9,3 ± 0,31	9,4 ± 0,25
10 rpm	10,1 ± 0,10	10,1 ± 0,15
11 rpm	11,1 ± 0,21	11,2 ± 0,21
12 rpm	12,3 ± 0,23	12,3 ± 0,21

A.5 – Cálculo de Pressão Média

Na Tabela A.24 são mostrados os valores utilizados de pressão média de calibração para testar a função de cálculo de pressão média e as medidas obtidas com o conjunto DAC/T2 e com o conjunto placa de aquisição/T1.

Tabela A.24 – Medidas de pressão média (média \pm desvio padrão) .

PCD	DAC (mmHg)	Placa (mmHg)
150	158,4 \pm 5,23	159,3 \pm 5,89
250	238,9 \pm 12,60	243,0 \pm 12,76
350	351,5 \pm 18,33	353,7 \pm 18,53
450	441,7 \pm 7,51	444,6 \pm 8,15
500	493,4 \pm 0,76	496,2 \pm 0,74