



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**Implementação de Manômetros para a
Faixa de Pressões Intracranianas**

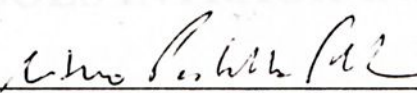
Roberlei Jorge Lopes de Freitas

Ilha Solteira - SP

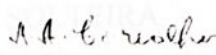
“Implementação de Manômetros para a Faixa de Pressões Intracranianas”

Roberlei Jorge Lopes de Freitas

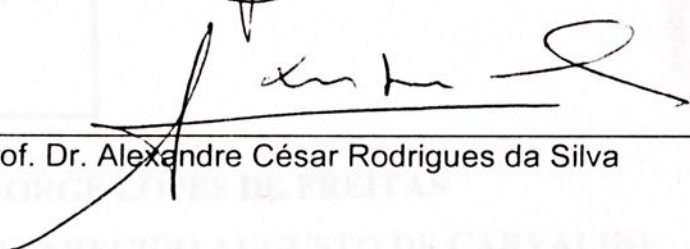
DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA – UNESP – COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA (ME).


Prof. Dr. Antonio Padilha Feltrin – Coordenador

COMISSÃO EXAMINADORA:


Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho - orientador


Prof. Dr. João Sinezio de Carvalho Campos


Prof. Dr. Alexandre César Rodrigues da Silva

Ilha Solteira – SP, abril de 2001

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

IMPLEMENTAÇÃO DE MANÔMETROS PARA A FAIXA DE PRESSÕES INTRACRANIANAS

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À
FACULDADE DE ENGENHARIA DE
ILHA SOLTEIRA – UNESP, PARA A
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE
EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

Proc. 071/2002-NPD 28

UNESP - "CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA"	
SERVIÇO TÉCN. DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO	
DATA DE CHEGADA	DATA DE TOMBO
06.05.02	30.05.02
REGISTRADO POR	TOMBO
Oilze	Te. 1268
AQUISIÇÃO	CLASSIFICAÇÃO
ilustração autor R\$ 10,00	F866i

CANDIDATO: ROBERLEI JORGE LOPES DE FREITAS

ORIENTADOR: PROF. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

1210001268



31300006

CD

sup 199188

sup 55452

Deus, peço sua benção e lhe agradeço por ter me dado forças para sobrepujar todos os obstáculos que apareceram durante a minha jornada.

Dedico este trabalho aos meus pais, Jorge e Aidê, pois o seu Amor tornou a minha existência possível; aos meus irmãos Robson e Rubens por serem verdadeiros amigos e ao meu amado filho, Rickson Hallan, por existir e alegrar os meus dias mais tristes.



AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, por sua orientação, por dividir o que sabe e o seu tempo comigo, propiciando assim a realização de um sonho.

Ao Prof. Dr. Katsumi Sakamoto, Prof. Dr. José Antônio Malmonge e ao Mestre Sérgio Fernandes do Departamento de Física da FEIS – UNESP, por emprestarem o protótipo do manômetro piezelétrico que deu origem a este trabalho.

A Prof. Ângela, do Departamento de Física da UFMS, pelo empréstimo do equipamento Piezovac PV-20, pois sem ele seria muito mais difícil chegar às conclusões deste trabalho.

Ao Mestre Josivaldo Godoy da Silva, do Departamento de Engenharia Elétrica da FEIS – UNESP, pela explicação referente ao manuseio dos extensômetros.

Ao Mestrando Tony Inácio da Silva, do Departamento de Engenharia Elétrica da FEIS – UNESP, pelo auxílio durante a confecção de parte do circuito de condicionamento de sinais.

Ao Mestre Uender da Costa Faria, do Departamento de Engenharia Elétrica da FEIS – UNESP, pelos esclarecimentos das dúvidas referentes às medidas a serem realizadas durante o experimento.

Ao Mestre Edmilson Souza, do Departamento de Física da UEMS, pelo apoio e ensinamentos referentes à confecção dos compósitos.

Ao Téc. Cosmo Rodrigues dos Santos, do Departamento de Engenharia Elétrica da FEIS – UNESP, pelo auxílio no Laboratório de Sensores.

Ao acadêmico Renato Gualda Karavasilis, do curso de Engenharia Elétrica da FEIS – UNESP, pelo auxílio durante o cálculo e elaboração do projeto da câmara sensora com extensômetro.

Ao torneiro mecânico Wallace, da Escola Técnica de Ilha Solteira, pela confecção da câmara sensora com extensômetro.



Ao acadêmico Márcio Yoshikazu Ematsu, do curso de Engenharia Elétrica da FEIS – UNESP, por sua ajuda durante a realização das medidas.

Aos Técnicos Deoclécio Mitsuiti Kosaka e Carlos Sander, do Laboratório de Computação do Departamento de Engenharia Elétrica da FEIS – UNESP, pelo auxílio durante a parte computacional deste trabalho.

Ao 1º Ten. QOE. Com. Olympio Luchini Coutinho, do DPVDT - 42/CINDACTA II, por me auxiliar quando mais precisei.

A Equipe Radar do DPV DT – 42 / CINDACTA II, pelo apoio durante todo o tempo de mestrado.

E a toda a Família do Departamento de Engenharia Elétrica da FEIS-UNESP, por sua ajuda direta ou indireta.

Meu muito obrigado.



RESUMO

Este trabalho descreve o desenvolvimento de dois tipos de manômetros projetados para medir pressões na faixa das intracranianas.

A pressão intracraniana é superior à pressão atmosférica e é a combinação de várias pressões, sendo a pressão intravascular (pressão sanguínea no interior dos vasos), a pressão tissular (pressão intersticial do tecido cerebral) e a pressão LCE (pressão de produção e reabsorção do líquido cefalorraqueano), as mais importantes.

Com o paciente relaxado e em decúbito lateral a pressão intracraniana (PIC) varia entre 50 e 150 mmH_2O (3,68 a 11,04 mmHg) acima da pressão atmosférica e, com o paciente sentado, a PIC varia entre 200 e 300 mmH_2O (14,72 a 22,08 mmHg). Se a PIC de um paciente for inferior a 3,68 mmHg ou superior a 22,08 mmHg há fortes indícios de existência de patologias no cérebro.

São descritos dois tipos de manômetros: o piezelétrico e o com extensômetro. No primeiro empregou-se amostras de compósitos piezelétricos e o polivinilideno fluorídrico (PVDF). No segundo utilizou-se um extensômetro metálico, tipo roseta.

Pela primeira vez estudou-se o desempenho de materiais compósitos, manufaturados na Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, visando sua utilização em medidores de PIC.

Os fundamentos teóricos necessários para o projeto dos transdutores são apresentados, bem como o esquema do circuito de condicionamento de sinais do manômetro piezelétrico. Para o manômetro com extensômetro utilizou-se um circuito de condicionamento de sinal comercial.

É descrita a metodologia utilizada para a determinação das características estáticas dos transdutores. O manômetro piezelétrico apresentou resposta não linear e o com extensômetro resposta linear. Apresentaram excelentes características de repetibilidade e pequena histerese. A temperatura exerceu influência diminuta no desempenho do manômetro piezelétrico. No manômetro com PVDF conseguiu-se uma resolução de



2 mmHg, na faixa de 0 a 174 mmHg e no com extensômetro obteve-se uma resolução de 3 mmHg na faixa de 0 a 115 mmHg, ambos acima da pressão atmosférica.

Os manômetros implementados poderão ser muito úteis para diagnósticos e terapia em neurologia e em engenharia biomédica.

ABSTRACT

This work describes the development of two manometers for measuring pressures in the intracranial range.

The intracranial pressure (ICP) is higher than the atmospheric pressure and it is the combination of several pressures, being the intravascular pressure (blood pressure inside the vases), the tissue pressure (pressure of the cerebral tissue), and the LCE pressure the most important.

With the patient relaxed and in lateral decubitus the ICP varies between 50 and 150 mmH_2O (3.68 to 11.04 $mmHg$) above the atmospheric pressure, and with the patient seated the ICP varies between 200 and 300 mmH_2O (14.72 to 22.08 $mmHg$). If the ICP of a patient is lower than 3.68 $mmHg$ or higher than 22.08 $mmHg$ there are strong indications of existence of pathologies in the brain.

Two types of manometers are described: the piezoelectric and the strain gage manometer. The first manometer used two kind of composite material and also the PVDF as sensors. The second manometer used a metallic rosette strain gage.

For the first time the performance of composite materials manufactured at Ilha Solteira College of Engineering was studied as an intracranial pressure sensor.

The theoretical fundamentals necessary for the transducers design are presented as well as the diagram of the signal conditioning circuit implemented for the piezoelectric manometer. For the a commercial conditioning circuit was used with the strain gage manometer.

The methodology used for the determination of the transducer static characteristics is described. The piezoelectric manometer presented non linear response and the strain gage manometer presented linear response.

They presented excellent repetibility and hysteresis. The temperature exerted small influence in the piezoelectric manometer. With one of the implemented manometer a



resolution of 2 mmHg was achieved in the range of 0 to 174 mmHg above the atmospheric pressure.

The implemented manometers can be very useful for diagnoses and therapy in neurology and biomedical engineering.

INTRODUÇÃO	18
------------	----

Capítulo II	19
-------------	----

FUNDAMENTOS TEÓRICOS	19
----------------------	----

2.1 - INTRODUÇÃO	19
------------------	----

2.2 - UNIDADES DE PRESSÃO	20
---------------------------	----

2.3 - SENSORES DE PRESSÃO	21
---------------------------	----

2.3.1 - Medidores Mecânicos	22
-----------------------------	----

2.3.2 - Sensores Eletromecânicos	23
----------------------------------	----

2.3.2.1 - Sensores Potenciométricos	23
-------------------------------------	----

2.3.2.2 - Sensores Indutivos	24
------------------------------	----

2.3.2.3 - Sensores Capacitivos	25
--------------------------------	----

2.3.2.4 - Sensor Piezoelétrico	27
--------------------------------	----

2.3.2.5 - Sensores de Pressão com Extensômetros	30
---	----

ÍNDICE

Capítulo I 16

INTRODUÇÃO 16

Capítulo II 19

FUNDAMENTOS TEÓRICOS 19

2.1 – INTRODUÇÃO 19

2.2 – UNIDADES DE PRESSÃO 20

2.3 – SENSORES DE PRESSÃO 21

2.3.1 – Medidores Mecânicos 22

2.3.2 – Sensores Eletromecânicos 23

2.3.2.1 – Sensores Potenciométricos 23

2.3.2.2 – Sensores Indutivos 24

2.3.2.3 – Sensores Capacitivos 25

2.3.2.4 – Sensor Piezelétrico 27

2.3.2.5 – Sensores de Pressão com Extensômetros 33



2.4 – ALGUMAS DEFINIÇÕES	38
2.4.1 – Repetibilidade	38
2.4.2 – Resolução	38
2.4.3 – Sensibilidade	39
2.4.4 – Erro	39
2.4.4.1 – Erro Absoluto	39
2.4.4.2 – Erro Relativo	40
2.4.5 – Histerese	40
2.4.6 – Precisão	41
 2.5 – PROJETO DE DIAFRAGMAS DE TRANSDUTORES DE PRESSÃO COM EXTENSÔMETROS	 42
 Capítulo III	 46
MATERIAIS E MÉTODOS	46
 3.1 – O MANÔMETRO PIEZELÉTRICO	 46
 3.2 – O MANÔMETRO COM EXTENSÔMETRO	 52



RESULTADOS E DISCUSSÃO

58

4.1 – O MANÔMETRO PIEZELÉTRICO

58

4.1.1 – O Manômetro Piezelétrico e Medições de Pressões Negativas

58

4.1.2 – O Manômetro Piezelétrico e Medições de Pressões Positivas

67

4.2 – O MANÔMETRO COM EXTENSÔMETRO

77

CONCLUSÕES

80

BIBLIOGRAFIA

82



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1	– Diagrama em blocos de um típico sensor de pressão.....	21
Figura 2.2	– Elemento sensor de pressão básico.....	22
Figura 2.3	– Sensor potenciométrico.....	23
Figura 2.4	– Sensor indutivo.....	24
Figura 2.5	– Sensor capacitivo básico.....	25
Figura 2.6	– Cápsula de pressão diferencial.....	26
Figura 2.7	– Parâmetros utilizados nas equações piezelétricas.....	28
Figura 2.8	– Significado do índices para as direções em um material piezelétrico	30
Figura 2.9	– Sensor piezelétrico com amplificador interno.....	32
Figura 2.10	– Curva de deformação x Tensão normal.....	34
Figura 2.11	– Ligação dos extensômetros em ponte completa, Ponte de Wheatstone.....	38
Figura 2.12	– Curva da sensibilidade.....	39
Figura 2.13	– Curva da histerese.....	40
Figura 2.14	– Propriedades mecânicas do fino diafragma circular.....	43
Figura 2.15	– Arranjo típico de diafragma para transdutores de pressão.....	45
Figura 3.1	– Diagrama explodido da câmara de pressão piezelétrica.....	47
Figura 3.2	– Esquema do circuito de condicionamento de sinais da câmara piezelétrica.....	48
Figura 3.3	– Diagrama do arranjo experimental utilizado na caracterização da câmara de pressão piezelétrica.....	49



Figura 3.4	– Instrumentação utilizada na caracterização da câmara de pressão piezelétrica.....	50
Figura 3.5	– Extensômetro formato roseta.....	52
Figura 3.6	– Diagrama esquemático da câmara com extensômetro.....	53
Figura 3.7	– Vista lateral da câmara com extensômetro.....	54
Figura 3.8	– Vista da estrutura interna da câmara com extensômetro.....	55
Figura 3.9	– Vista externa da câmara com o extensômetro colado e os fios conectados... ..	55
Figura 3.10	– Sistema implementado para caracterização do manômetro com extensômetro	56
Figura 4.1	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra A , para pressões negativas.....	60
Figura 4.2	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra B , para pressões negativas.....	60
Figura 4.3	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra C , para pressões negativas.....	61
Figura 4.4	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra A , para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões negativas).....	64
Figura 4.5	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra B , para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões negativas).....	64
Figura 4.6	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra C , para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões negativas).....	65
Figura 4.7	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra A , para pressões positivas.....	68



Figura 4.8	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra B , para pressões positivas.....	68
Figura 4.9	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra C , para pressões positivas... ..	69
Figura 4.10	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra A , para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões positivas)	73
Figura 4.11	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra B , para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões positivas).....	73
Figura 4.12	– Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra C , para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões positivas).....	74
Figura 4.13	– Curvas de Calibração das Amostras A , B e C	76
Figura 4.14	– Sinal produzido pelo manômetro com extensômetro.....	77
Figura 4.15	– Sinal produzido pelo manômetro com extensômetro para pressões crescentes e decrescentes.....	79



ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 4.1	– Sinais de Excitação para Máxima Sensibilidade do Manômetro	59
Tabela 4.2	– Precisão do Manômetro Piezelétrico com as Três Amostras....	62
Tabela 4.3	– Níveis de Ruído e Relação Sinal Ruído na Saída do Manômetro Piezelétrico para Pressões Negativas	63
Tabela 4.4	– Histerese Máxima do Manômetro Piezelétrico.	65
Tabela 4.5	– Erro de Leitura do Manômetro Piezelétrico Devido a Variação da Temperatura.....	66
Tabela 4.6	– Precisão do Manômetro Piezelétrico com as Três Amostras....	70
Tabela 4.7	– Sensibilidade do Manômetro Piezelétrico para Pressões Positivas.....	70
Tabela 4.8	– Níveis de Ruído e Relação Sinal Ruído na Saída do Manômetro Piezelétrico para Pressões Positivas	71
Tabela 4.9	– Resolução do Manômetro Piezelétrico para Pressões Positivas.....	72
Tabela 4.10	– Histerese Máxima do Manômetro Piezelétrico, na Faixa de Pressões Positivas.....	74
Tabela 4.11	– Erro de Leitura do Manômetro Piezelétrico Devido a Variação da Temperatura.....	75
Tabela 4.12	– Precisão do Manômetro com Extensômetro.....	78



Capítulo I

INTRODUÇÃO

O corpo humano é demasiadamente complexo. Desde os primórdios dos tempos o homem tenta desvendar os mistérios da vida, de onde veio e para onde irá; a cada dia descobre mais uma peça deste intrincado quebra cabeça e a ciência é um dos meios que o ajuda a entender tudo isto melhor.

Um dos maiores mistérios do corpo humano é o cérebro. Ele é uma “caixa preta”, os cientistas possuem ainda pouquíssimas informações a seu respeito.

Medições precisas de pressão são de importância básica para muitos diagnósticos e procedimentos de monitoração de pacientes. A determinação da pressão arterial, venosa, intra-ocular e intracraniana freqüentemente é fundamental em alguns procedimentos investigativos. Fornecem também informações essenciais para a interpretação de vários tipos de pesquisas fisiológicas experimentais ^[1].

Algumas patologias do cérebro podem ser detectadas através da medição da pressão intracraniana (PIC) ^[2].

A PIC é superior à pressão atmosférica e é a combinação de várias pressões, sendo a pressão intravascular (pressão sangüínea no interior dos vasos), a pressão tissular (pressão intersticial do tecido cerebral) e a pressão LCE (pressão de produção e reabsorção do líquido cefalorraqueano) as mais importantes ^[3, 4, 5].

Com o paciente relaxado e em decúbito lateral a PIC varia entre 50 e 150 mmH_2O (3,68 a 11,04 $mmHg$) acima da pressão atmosférica e, com o paciente sentado, a PIC varia entre 200 e 300 mmH_2O (14,72 a 22,08 $mmHg$). Estes valores variam de acordo com o local da extração. ^[2, 3, 4, 5].

Se a PIC de um paciente for inferior a 3,68 $mmHg$ ou superior a 22,08 $mmHg$ há fortes indícios da existência de patologias no cérebro ^[2].



Quando a PIC é medida, observam-se oscilações devidas às variações de pressões rápidas e síncronas com o pulso arterial e variações de pressões lentas e ondulatórias, correspondentes à atividade respiratória ^[2,3].

Os três constituintes do conteúdo intracraniano (tecido nervoso, sangue e LCE) encontram-se em equilíbrio dinâmico. São quase incompressíveis no interior do crânio, porém deformáveis. Como o crânio não se expande, o aumento de volume de um dos constituintes leva à diminuição de volume dos outros dois ^[2].

Vários pesquisadores relataram experimentos realizados, visando a determinação de PIC.

Douglas utilizou um sensor de pressão semicondutor, que se baseava no efeito de uma força localizada aplicada no emissor de um transistor *n-p-n* de silício, para medir a pressão do fluido cerebroespinal ^[6].

Collins *et al* construíram um sensor, com estrutura totalmente de vidro e excelente estabilidade com relação ao tempo. Era apropriado para implantação e foi empregado para estudar a PIC, a pressão intra-ocular e outras pressões do corpo ^[7].

Piper e Miller desenvolveram um transdutor, com extensômetros, para medir pressões na faixa de 0 a 100 *mmHg*. Apresentou boa linearidade e histerese insignificante ^[8].

Hayashi, Kuramoto e Aneawa também implementaram um medidor de pressão com extensômetros. Mediu, de forma não invasiva, a PIC de crianças que possuíam a fontanela aberta. O medidor apresentou boa precisão e excelente linearidade na faixa de 0 a 500 *mmHg* ^[9].

O presente trabalho originou-se de uma solicitação feita pelo neurologista Prof. Dr. Marco Antônio Zanini, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu, da UNESP, para que o Grupo de Sensores, do Departamento de Engenharia Elétrica da UNESP, Campus de Ilha Solteira, desenvolvesse um medidor de pressão na faixa de 0 a 200 *mmHg*, com possibilidade de registro da forma de onda. O trabalho constitui a primeira parte desta pesquisa, na qual se estudou dois tipos de câmaras, uma com sensores piezelétricos e a outra com extensômetros metálicos, visando medições de pressão na faixa mencionada.



No Capítulo II são apresentados os fundamentos teóricos necessários para o projeto das câmaras de pressão.

O Capítulo III descreve os materiais e métodos utilizados para a implementação dos transdutores e de seus respectivos circuitos de condicionamento de sinais.

No Capítulo IV apresenta-se os resultados da pesquisa e a sua discussão.

Finalmente, no Capítulo V são apresentadas as principais conclusões deste trabalho.

Neste capítulo são apresentados os conceitos fundamentais que possibilitam o entendimento dos procedimentos de projeto e das principais características dos manômetros desenvolvidos.

2.1 - INTRODUÇÃO

Pressão é definida como a força aplicada por unidade de área.

As pressões fisiológicas são dinâmicas, consistindo de uma pressão média e de um componente periódico, no qual a frequência fundamental é igual à frequência cardíaca ou respiratória.

Vários tipos de transdutores medem pressões fisiológicas em relação à pressão atmosférica. Transdutores de pressão selados são deste tipo; medem a diferença de pressão entre uma câmara interna selada e a pressão externa. Para medições de longa duração, variações na pressão atmosférica podem resultar em erros significativos, a menos que as leituras sejam corrigidas. Variações de temperatura também afetam a pressão de referência e devem ser corrigidas.

Os métodos para medição de pressão no organismo podem ser divididos em duas categorias: métodos indiretos (não invasivos) e métodos diretos (invasivos).



Capítulo II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo são apresentados os conceitos fundamentais que possibilitam o entendimento dos procedimentos de projeto e das principais características dos manômetros desenvolvidos.

2.1 – INTRODUÇÃO

Pressão é definida como a força aplicada por unidade de área.

As pressões fisiológicas são dinâmicas, consistindo de uma pressão média e de um componente periódico, no qual a frequência fundamental é igual à frequência cardíaca ou respiratória.

Vários tipos de transdutores medem pressões fisiológicas em relação à pressão atmosférica. Transdutores de pressão selados são deste tipo: medem a diferença de pressão entre uma câmara interna selada e a pressão externa. Para medições de longa duração, variações na pressão atmosférica podem resultar em erros significativos, a menos que as leituras sejam corrigidas. Variações de temperatura também afetam a pressão de referência e devem ser corrigidas.

Os métodos para medição de pressão no organismo podem ser divididos em duas categorias: métodos indiretos (não invasivos) e métodos diretos (invasivos).



Os métodos indiretos são os mais atraentes do ponto de vista clínico. Sofrem, porém, várias restrições, entre elas a dificuldade de se medir a forma de onda da pressão.

Métodos diretos exigem a introdução de um elemento sensor de pressão no fluido ou acoplado a ele, via uma sonda ou agulha oca, até um transdutor externo, tipo membrana. Este é um dos meios mais simples de registrar diretamente a pressão pulsante ou não pulsante, sendo largamente utilizada em práticas clínicas e de pesquisa. Pode haver erros nas medições devido à variação de pressão causada pela sonda e, algumas vezes, por não se conhecer a posição da sonda em relação ao transdutor.

A maioria dos transdutores de pressão é do tipo primário-secundário. Há um transdutor primário para converter a pressão hidráulica em deslocamento e um secundário para produzir uma saída elétrica proporcional ao deslocamento ^[1].



2.2 – UNIDADES DE PRESSÃO

Figura 2.1 – Diagrama em blocos de um típico sensor de pressão

Historicamente uma grande variedade de unidades de pressão tem sido utilizadas, dependendo das necessidades de aplicação. Por exemplo, a pressão sangüínea é usualmente medida em *mmHg* (milímetros de mercúrio), porque manômetros de mercúrio foram utilizados inicialmente. Centímetros ou milímetros de água são unidades freqüentemente utilizadas em medições de pressões fisiológicas assim como o *torr*.

A pressão atmosférica é usualmente expressa em *inHg* (polegadas de mercúrio). Outras unidades utilizadas na pressão atmosférica são o *bar* e a *atm*. Os seguintes fatores auxiliam nas conversões entre as unidades ^[1,10]:

$1\text{ mmHg} = 1\text{ torr} = 13,6\text{ mmH}_2\text{O} = 1,32.10^{-3}\text{ atm} = 1,33\text{ mbar}$



2.3 – SENSORES DE PRESSÃO

A pressão é detectada por elementos mecânicos tais como chapas, conchas e tubos que são projetados e construídos para defletir quando a pressão é aplicada. Este é o princípio básico que converte pressão em movimento físico. Em seguida, este movimento deve ser detectado através de um sensor, para obter uma saída elétrica. Dependendo do tipo do sensor e da aplicação, o condicionamento de sinais pode ser necessário. A Figura 2.1 ilustra os três blocos funcionais.



Figura 2.1 – Diagrama em blocos de um típico sensor de pressão.

A maioria dos tipos de elementos sensores são tubos de Bourdon, diafragmas, cápsulas e foles, como ilustrado na Figura 2.2. O tubo de Bourdon é um tubo fechado que deflete em resposta à pressão aplicada. Com exceção de alguns diafragmas, eles apresentam um grande deslocamento que é utilizado por medidores mecânicos e por sensores elétricos que necessitam de um movimento significativo.

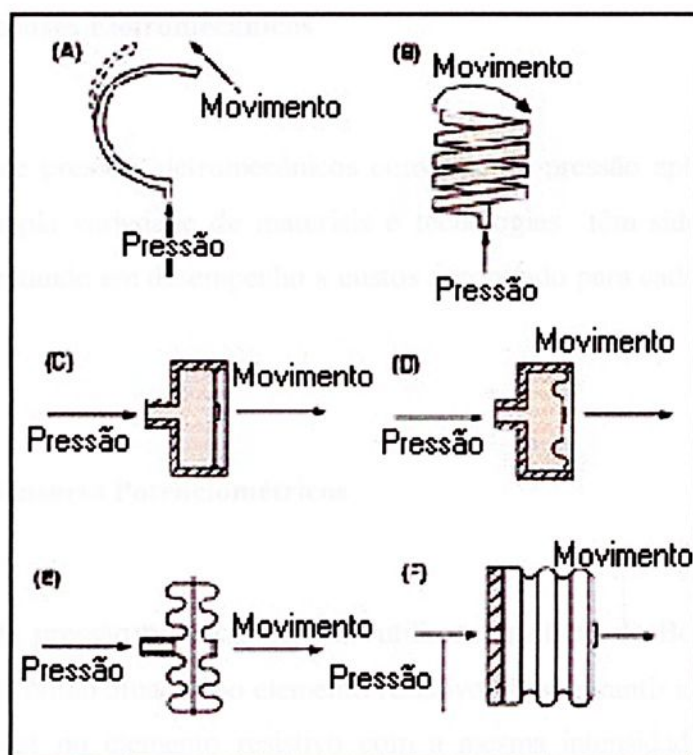


Figura 2.2 – O elemento sensor básico de pressão pode ser configurado como: (A) um tubo de Bourdon em forma de C; (B) um tubo de Bourdon helicoidal ; (C) um diafragma plano; (D) um diafragma; (E) uma capsula; ou (F) uma seção de foles.

2.3.1 – Medidores Mecânicos

Nos medidores mecânicos, o movimento criado pelo elemento sensor é lido diretamente por um disco ou indicador. Estes mecanismos são tipicamente vistos em aplicações de baixo desempenho, incluindo medidas da pressão sanguínea e automotivas. O método utilizado para implementar os elementos sensores pode introduzir erros de repetibilidade na leitura de saída. A massa mecânica dos medidores também limita a resposta em frequência e torna estes sensores convenientes somente para medir sinais que variam lentamente com o tempo.

2.3.2 – Sensores Eletromecânicos

Sensores de pressão eletromecânicos convertem a pressão aplicada em um sinal elétrico. Uma ampla variedade de materiais e tecnologias têm sido utilizadas nestes mecanismos, resultando em desempenho x custos apropriado para cada aplicação.

2.3.2.1 – Sensores Potenciométricos

Sensores de pressão potenciométricos utilizam um tubo de Bourdon ou um fole para controlar um botão atuador no elemento resistivo. Para garantir a operação, o botão atuador deve atuar no elemento resistivo com a mesma intensidade, o que garante pequenos erros de repetibilidade e histerese. Estes mecanismos são de baixo custo e utilizados em aplicações de baixo desempenho tais como em painéis que indicam a pressão de óleos. Um exemplo é mostrado na Figura 2.3.

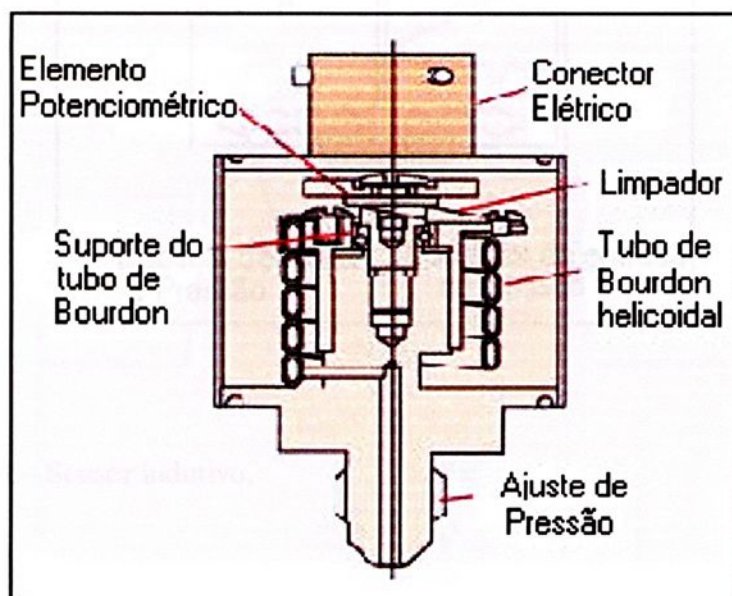


Figura 2.3 – Sensor potenciométrico.

2.3.2.2 – Sensores Indutivos

Diversas configurações baseadas na variação da indutância ou acoplamento indutivo são utilizados em sensores de pressão. Todas elas requerem excitação *ac* através de bobinas e, se uma saída *dc* é desejada, tem-se a subsequente demodulação e filtragem. Os transformadores diferenciais variáveis linearmente (LVDT) tem uma resposta em frequência bastante baixa devido à necessidade de se controlar o movimento do núcleo do transformador diferencial (Figura 2.4). Os LVDT's utilizam o movimento do núcleo para variar o acoplamento indutivo entre os enrolamentos primário e secundário.

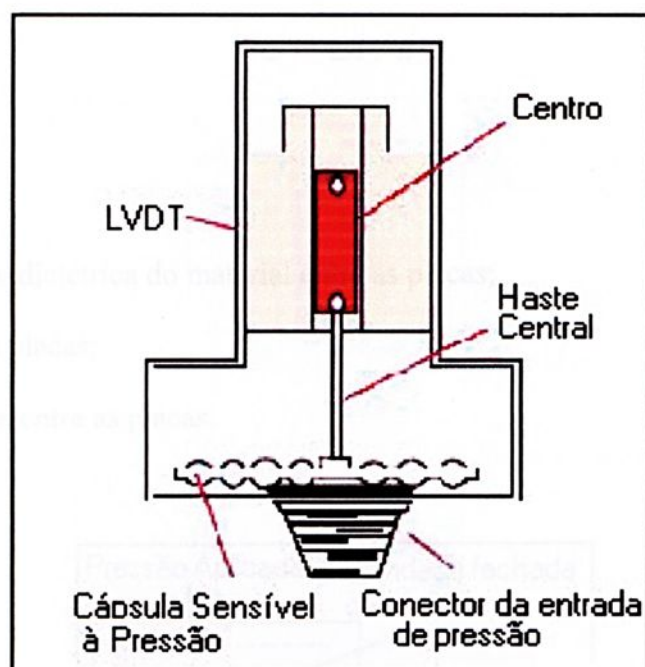


Figura 2.4 – Sensor indutivo.

2.3.2.3 – Sensores Capacitivos

Os sensores de pressão capacitivos típicos utilizam um fino diafragma como uma placa de um capacitor. A aplicação de pressão causa deflexão no diafragma e a capacitância é alterada. Esta alteração na capacitância pode ou não ser linear e é da ordem de alguns pF numa capacitância total de 50 a 150 pF. A alteração na capacitância pode ser utilizada para controlar a frequência de um oscilador ou para variar o acoplamento de um sinal *ac* através da rede.

A capacitância de um capacitor com placas planas e paralelas é dada pela Equação (01):

$$C = \epsilon A / d \quad (01)$$

sendo:

ϵ : Constante dielétrica do material entre as placas;

A : Área das placas;

D : Distância entre as placas.

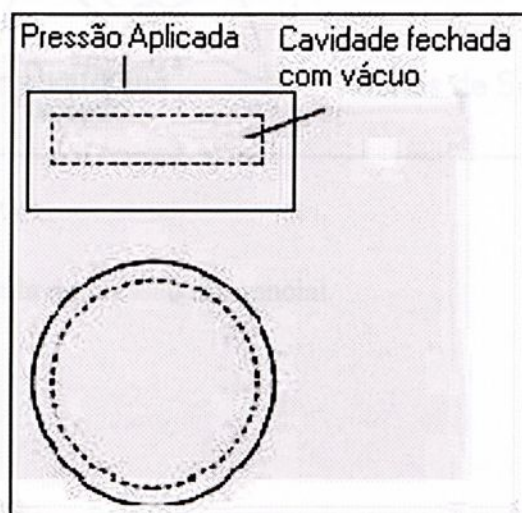


Figura 2.5 - Sensor capacitivo básico.

Se a constante dielétrica do material entre as placas não se mantiver constante, podem ocorrer erros. Sensores de pressão capacitivos absolutos, com vácuo entre as placas, são considerados ideais. Sensores com bom desempenho podem ser construídos utilizando materiais com baixos coeficientes de expansão térmico, isto porque a capacitância desses sensores dependem somente dos parâmetros físicos. Sendo o dispositivo muito grande para obter um sinal utilizável, a resposta em frequência pode ser um problema em algumas aplicações. Sensores capacitivos de baixa pressão, também apresentam sensibilidade à aceleração e vibração para um diafragma grande e fino. Um sensor capacitivo básico é ilustrado na Figura 2.5 e uma cápsula de pressão diferencial mais complexa é ilustrada na Figura 2.6 ^[10].

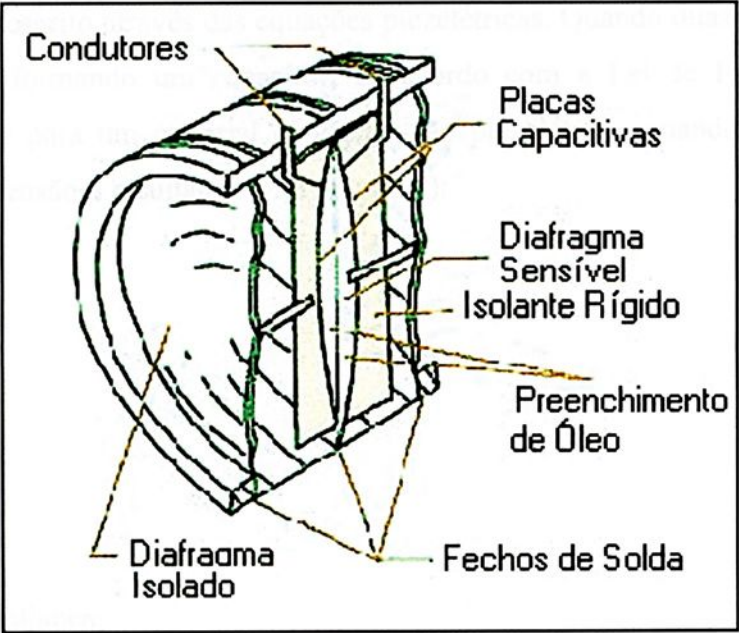


Figura 2.6 – Cápsula de pressão diferencial.

2.3.2.4 – Sensor Piezelétrico

O efeito piezelétrico consiste no aparecimento de uma polarização elétrica em um material quando este é deformado. É um efeito reversível. Portanto, quando uma tensão elétrica é aplicada entre as duas faces de um material piezelétrico, ele se deforma. Ambos os efeitos foram descobertos por Jacques e Pierre Curie em 1880-1881.

Piezeletricidade não deve ser confundida com ferroeletricidade que é a propriedade de um material apresentar momento de dipólo elétrico espontâneo. Todos os materiais ferroelétricos são piezelétricos, mas o contrário nem sempre é verdadeiro. A piezeletricidade é relacionada à estrutura cristalina. O ferromagnetismo é relacionado ao “*spin*” eletrônico.

O relacionamento entre grandezas elétricas e mecânicas em um material piezelétrico é descrito através das equações piezelétricas. Quando duas placas metálicas são colocadas formando um capacitor, de acordo com a Lei de Hooke, na região elástica, tem-se para um material dielétrico não piezelétrico, quando uma força F é aplicada, uma tensão S resultante ^[11] (Figura 2.7):

$$S = sT \quad (02)$$

sendo:

s : Compliance;

T : Tensão mecânica;

Quando uma diferença de potencial é aplicada entre placas, um campo elétrico E é criado como ilustra a Equação (03):

$$D = \epsilon E = \epsilon_0 E + P \tag{03}$$

sendo:

D : Vetor deslocamento ou densidade de fluxo elétrico;

ϵ : Constante dielétrica;

ϵ_0 : Permissividade no vácuo ($8,85 \text{ pF} / \text{m}$);

P : Vetor polarização.

Para um material piezelétrico unidimensional com campo e pressão na mesma direção, conforme o princípio de conservação de energia, para baixas frequências, tem-se:

$$D = dT + \epsilon^T E \tag{04}$$

$$S = s^E T + d' E \tag{05}$$

sendo:

ϵ^T : Permissividade, com tensão mecânica constante;

s^E : Compliance, com campo elétrico constante;

d : Coeficiente piezelétrico da carga ou constante piezelétrica.

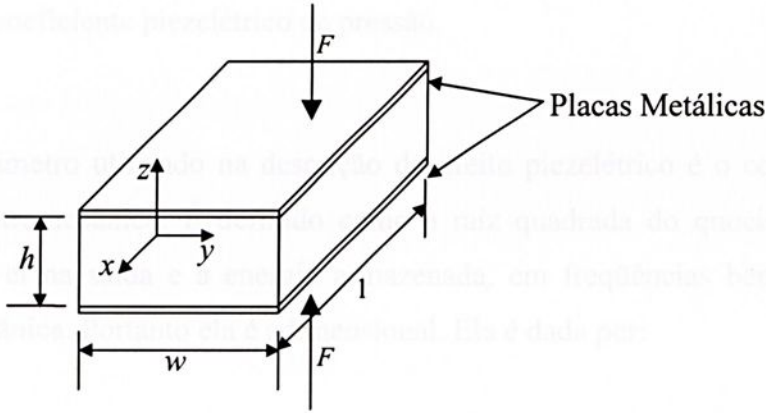


Figura 2.7 – Parâmetros utilizados nas equações piezelétricas.

Portanto, quando comparado com um material não piezelétrico, existe também uma força devido ao campo elétrico e uma carga elétrica devida a força mecânica.

Se a Equação (04) for resolvida em função de E , tem-se:

$$E = \frac{D}{\epsilon^T} - \frac{Td}{\epsilon^T} = \frac{D}{\epsilon^T} - gT \quad (06)$$

$$g = \frac{d}{\epsilon^T} \quad (07)$$

sendo g a constante piezelétrica de tensão.

Resolvendo-se a Equação (05) em função de T , tem-se:

$$T = -\frac{d}{s^E} E + \frac{1}{s^E} S = c^E S - eE \quad (08)$$

$$e = \frac{d}{s^E} \quad (09)$$

sendo e o coeficiente piezelétrico de pressão.

Outro parâmetro utilizado na descrição do efeito piezelétrico é o coeficiente de acoplamento eletromecânico. É definido como a raiz quadrada do quociente entre a energia disponível na saída e a energia armazenada, em frequências bem abaixo da ressonância mecânica. Portanto ela é adimensional. Ela é dada por:

$$k^2 = \frac{d^2}{\epsilon^T s^E} \quad (10)$$

Para um sólido cristalino tridimensional podem existir forças de tensão e compressão ao longo das três coordenadas axiais, designadas pelos subscritos 1, 2 e 3, e também as forças de torção designadas pelos subscritos 4, 5 e 6, como ilustrado na Figura 2.8.

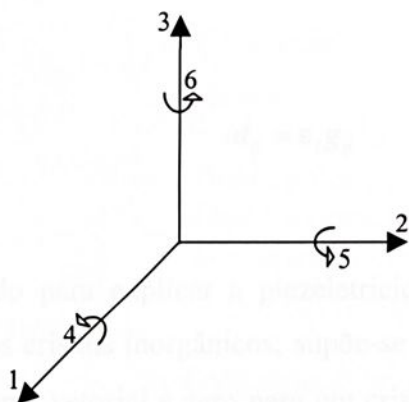


Figura 2.8 – Significado dos índices para as direções em um material piezelétrico.

Usando estas notações, quando não existe efeito piezelétrico, tem-se:

$$[S_i] = [s_{ij}] [T_j] \quad i = 1, 2, 3 \quad (11)$$

$$j = 1, \dots, 6$$

$$[D_i] = [\epsilon_{ij}] [E_j] \quad i, j = 1, 2, 3 \quad (12)$$

Quando existe efeito piezelétrico, as equações piezelétricas ficam:

$$[S_i] = [s_{ij}] [T_j] + [d_{ik}] [E_k] \quad (13)$$

$$[D_l] = [\epsilon_{lm}] [E_m] + [d_{ln}] [T_n] \quad (14)$$

sendo:

$$j, n = 1, \dots, 6$$

$$i, k, l \text{ e } m = 1, 2, 3$$

Os coeficientes d_{ij} são as constantes piezelétricas, que relacionam o campo elétrico na direção j para a deformação na direção i , e também a densidade de carga superficial na direção perpendicular a i com a força na direção j . Ele assegura que $d_{ij} = d_{ji}$, e que $\epsilon_{lm} = 0$ sempre que $l \neq m$ ^[11].

Logo, tem-se:

$$d_{ij} = \epsilon_i g_{ij} \quad (15)$$

O modelo utilizado para explicar a piezeletricidade de polímeros e cerâmicas sintéticas é o mesmo dos cristais inorgânicos; supõe-se que cada célula unitária possua dipolos elétricos cuja soma vetorial é zero para um cristal não deformado, mas quando este é girado, o cristal é deformado de tal maneira que sua soma não é mais zero, isto é, certos materiais polarizados, quando deformados mecanicamente, geram uma modificação na sua densidade do momento dipolar. Cargas aparecem e estes materiais sofrem deformação quando são submetidos a um campo elétrico ^[12].

Os polímeros e cerâmicas, uma vez polarizados, podem induzir cargas elétricas a fluírem em um circuito externo. Isto ocorre porque o momento de dipolo elétrico no cristal é diferente de zero, quando submetido a uma deformação mecânica ^[13, 14].

Alguns sensores de pressão piezelétricos possuem um amplificador interno para proporcionar uma interface elétrica fácil de ser implementada, como ilustrado na Figura 2.9 ^[10].



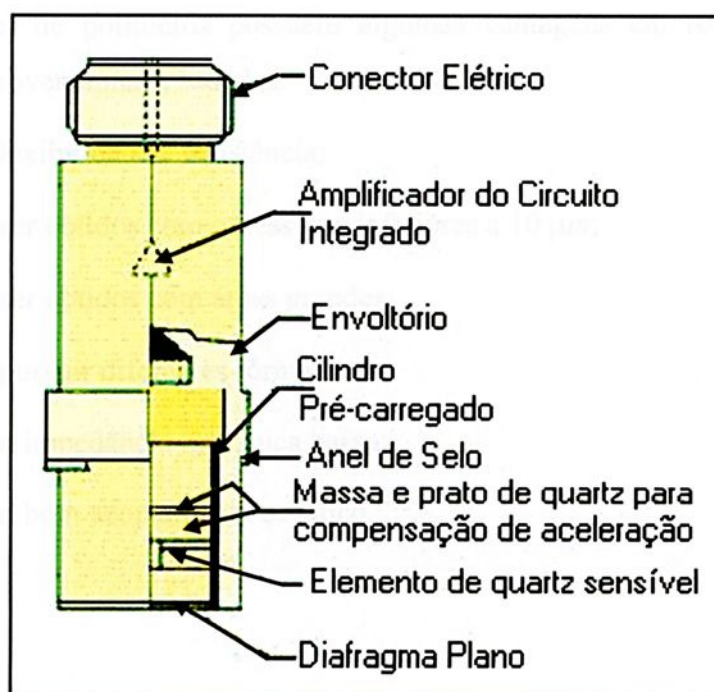


Figura 2.9 – Sensor piezelétrico com amplificador interno.

Propriedades piezelétricas tem sido estudadas nos sistemas compósitos de cerâmicas PZT (Titanato Zirconato de Chumbo) e vários tipos de polímeros como o PVDF (Polivinilideno Fluorídrico), o PE (Polietileno) e o PVA (Álcool Polivinil).

A atividade piezelétrica de compósitos com PZT é atribuída principalmente a piezeletricidade do PZT.

A polarização de um compósito é realizada elevando-se a temperatura do material, aplicando-se um campo elétrico *dc* e depois deixando-o resfriar até a temperatura ambiente, sob a influência do campo elétrico. Depois de polarizados os compósitos passam a apresentar propriedades piezelétricas.

A resposta devida a uma excitação mecânica é chamada de efeito piezelétrico direto e a resposta mecânica devida a uma excitação elétrica é chamada de efeito piezelétrico inverso. Tais compósitos são utilizados como filmes transdutores e flexíveis com atividades piezelétricas e piroelétricas ^[15].

Os filmes de polímeros possuem algumas vantagens em relação aos cristais piezelétricos convencionais, são elas:

- Maior flexibilidade e resistência;
- Podem ser obtidos com espessuras inferiores a $10\ \mu m$;
- Podem ser obtidos com áreas grandes;
- Podem possuir diferentes formatos;
- Possuem impedância mecânica baixa;
- Possuem bom acoplamento acústico ^[16].

2.3.2.5 – Sensores de Pressão com Extensômetros

Os extensômetros são baseados na variação da resistência de um condutor ou semiconductor quando submetido a uma força mecânica.

Para um condutor com comprimento l , seção transversal A e resistividade ρ , a resistência elétrica é dada por:

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (16)$$

A dependência quantitativa da resistência em relação a força pode ser examinada através da observação do efeito da força nos parâmetros na Equação (16).

Quando o condutor é tensionado longitudinalmente, todos os seus constituintes são afetados, consequentemente R também varia.

A variação do comprimento de um condutor, dentro do seu limite elástico, ilustrado na Figura 2.10, resultante de uma força “F” aplicada, é dada pela Lei de Hooke:

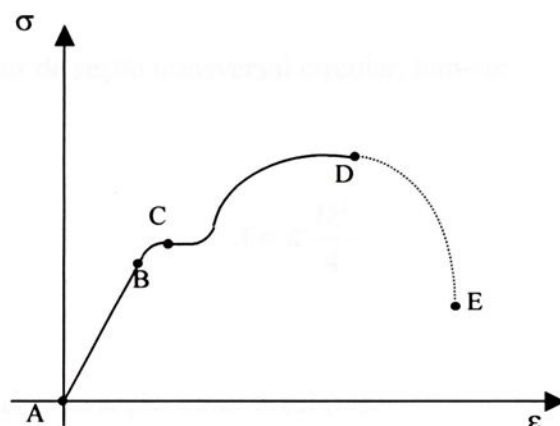
$$\sigma = \frac{F}{A} = E\varepsilon = E \frac{dl}{l} \quad (17)$$

sendo:

E : Módulo de Young ou Módulo de Elasticidade;

σ : Tensão Mecânica;

ε : Deformação (Adimensional).



$\overline{AB}$: Zona elástica;

B : Tensão normal admissível;

C : Limite de escoamento;

D : Tensão de ruptura;

E : Ponto de ruptura.

Figura 2.10 – Curva de deformação x tensão normal.

Quando o condutor sofre um esforço normal, este varia também sua dimensão transversal t . A relação entre a variação do comprimento l e a variação da dimensão transversal t , é chamada de Lei de Poisson, que é dada por:

$$\nu = - \frac{dt/t}{dl/l} \quad (18)$$

sendo:

ν : Coeficiente de Poisson (adimensional);

dt/t : Deformação Lateral (adimensional);

dl/l : Deformação Longitudinal (adimensional).

Para um condutor de seção transversal circular, tem-se:

$$A = \pi \frac{D^2}{4} \quad (19)$$

sendo D o diâmetro da seção transversal (m).

Segundo as experiências de Bridgman^[11], nos metais a variação percentual de resistividade e volume são proporcionais e é dada por:

$$\frac{d\rho}{\rho} = C \frac{dV}{V} \quad (20)$$

sendo C a constante de Bridgman.



Portanto, se o material é isotrópico, dentro de sua região elástica obtemos:

$$\frac{dR}{R} = \frac{dl}{l} [1 + 2\nu + C(1 - 2\nu)] = G \frac{dl}{l} \quad (21)$$

G é denominado fator “Gage”.

A Equação (21) fornece, portanto, a relação entre a deformação e a variação da resistência elétrica do material.

O método utilizado para mensurar a variação de resistência devido a deformação e fornecer uma saída proporcional a ela, e ainda minimizar os erros de temperatura que podem ser encontrados, é a Ponte de Wheatstone.

O uso de um único extensômetro é incomum. Para reduzir erros provocados pelo efeito de temperatura, pares de extensômetros são usualmente empregados em um circuito ponte, com forças aplicadas em direções opostas para braços adjacentes da Ponte de *Wheatstone*.

O princípio de operação da Ponte de Wheatstone é o seguinte: considerando o circuito da Figura 2.11, onde R_1 , R_2 , R_3 e R_4 , são extensômetros com o mesmo valor de resistência, colados na peça a ser solicitada, sendo este circuito alimentado por uma fonte de tensão constante V , de corrente contínua por simplicidade, a tensão V_S pode ser obtida da seguinte forma:

O potencial no ponto B é dado por:

$$V_B = \frac{R_4}{R_1 + R_4} \cdot V \quad (22)$$

O potencial entre no ponto D é dado por:

$$V_D = \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot V \quad (23)$$



A diferença de potencial entre os pontos B e D é:

$$V_{BD} = V_B - V_D = V \left(\frac{R_4}{R_1 + R_4} - \frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) = V_S \quad (24)$$

sendo:

$R_1 = R_2 = R_3 = R_4$: as Resistências das grades dos extensômetros 1, 2, 3 e 4, respectivamente (Ω);

V : Tensão de Alimentação (V);

V_S : Tensão de Saída (V).

Considera-se a ponte inicialmente balanceada, isto é:

$$R_1.R_3 = R_2.R_4 \Rightarrow V_S = 0$$

Havendo deformação nos extensômetros, a tensão de saída V_S será dada por:

$$V_S = \frac{V}{4} G(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (25)$$

sendo:

ε_1 : Deformação em R_1 ;

ε_2 : Deformação em R_2 ;

ε_3 : Deformação em R_3 ;

ε_4 : Deformação em R_4 .

Para o balanceamento da ponte, é necessário o uso de extensômetros idênticos.



Este tipo de montagem elimina os efeitos de temperatura.

É habitual usar um amplificador com uma grande impedância de entrada para amplificar a tensão V_S ^[18].

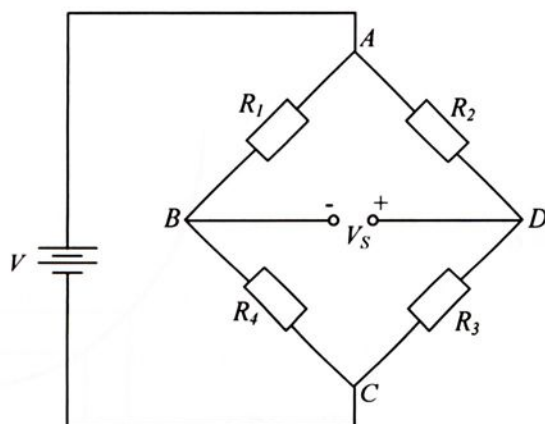


Figura 2.11 – Ligação dos extensômetros em ponte completa, Ponte de Wheatstone.

2.4 – ALGUMAS DEFINIÇÕES

2.4.1 – Repetibilidade

É a proximidade da concordância entre resultados sucessivos obtidos com o mesmo método, sob as mesmas condições e em um curto intervalo de tempo.

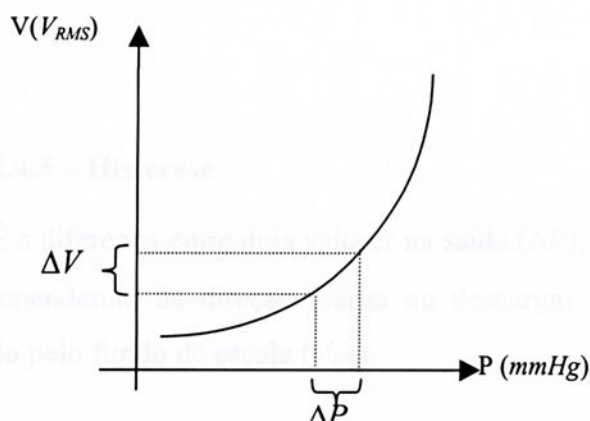
2.4.2 – Resolução

É a variação mínima na entrada que produz uma variação detectável na saída.



2.4.3 – Sensibilidade

É a inclinação da curva de calibração. O valor da sensibilidade varia em relação aos dois pontos retirados da curva. ^[16]



$$S = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (26)$$

Figura 2.12 – Curva da sensibilidade.

Sendo:

S : Sensibilidade da curva ($mV_{RMS} / mmHg$);

ΔV : Variação de tensão (V_{RMS});

ΔP : Variação de pressão ($mmHg$).

2.4.4 – Erro

É qualquer discrepância entre o valor verdadeiro da quantidade medida e a leitura do instrumento.

2.4.4.1 – Erro Absoluto:

É a diferença entre a leitura do instrumento e o valor verdadeiro.

$$\text{Erro Absoluto} = \text{Resultado} - \text{Valor verdadeiro}$$

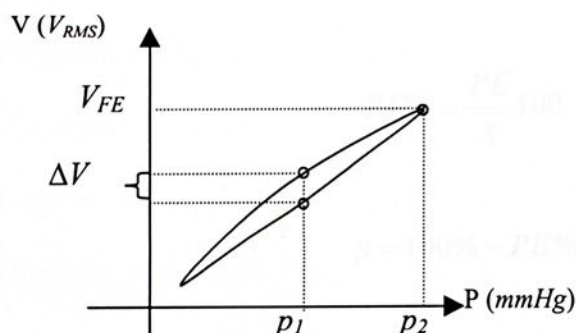
2.4.4.2 – Erro Relativo

É o quociente entre o erro absoluto e o valor verdadeiro da quantidade medida.

$$\text{Erro Relativo} = \text{Erro Absoluto} / \text{Valor Verdadeiro}$$

2.4.5 – Histerese

É a diferença entre dois valores na saída (ΔV), que correspondem à mesma entrada (p_1), dependendo da direção (carga ou descarga) dos valores de entrada sucessivos, dividido pelo fundo de escala (V_{FE}).



$$H_{MAX} = \frac{\Delta V}{V_{FE}} \quad (27)$$

Figura 2.13 – Curva da histerese.

sendo:

H_{MAX} : Histerese máxima (%)

ΔV : Variação de tensão em um determinado ponto, para carga e descarga (V_{RMS})

V_{FE} : Tensão de fundo de escala (V_{RMS})

2.4.6 – Precisão

É a qualidade que caracteriza a capacidade de um instrumento de medição de dar a mesma leitura quando repetitivamente se mede a mesma quantidade sob as mesmas condições (ambientais, do operador, etc), não importando a concordância ou discrepância entre o resultado e o valor medido ^[10].

$$\bar{X} = \frac{E_1 + E_2 + E_3 + E_4 + E_5 + \dots + E_n}{n} \quad (28)$$

$$dp = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (X_j - \bar{X})^2}{N}} \quad (29)$$

$$PE = 2dp \quad (30)$$

$$PE\% = \frac{PE}{\bar{X}} 100 \quad (31)$$

$$p = 100\% - PE\% \quad (32)$$

sendo:

p : Precisão (%);

$\bar{X}$: Média aritmética das medidas de tensão (V_{RMS});

dp : Desvio padrão;

PE : Provável erro;

E_1, E_2, E_3, E_4, E_5 e E_n : Tensões medidas (V_{RMS}).



2.5 – PROJETO DE DIAFRAGMAS DE TRANSDUTORES DE PRESSÃO COM EXTENSÔMETROS

A maioria dos transdutores de pressão são do tipo primário-secundário: o transdutor primário converte a pressão hidráulica em deslocamento e o transdutor secundário produz uma saída elétrica proporcional ao deslocamento.

Diafragmas do tipo plano ou ondulado são comumente usados para transdução da pressão.

A forma mais simples consiste de uma chapa circular fina que é rigidamente presa em sua borda. Como ilustrado na Figura 2.14 (a), uma pressão diferencial causa o deslocamento da chapa por um valor que depende da distância a partir do centro.

As equações que serão apresentadas basearam-se nos seguintes aspectos:

- Espessura uniforme do diafragma;
- Pequenas deflexões;
- Rigidez infinita do diafragma ao longo de sua periferia;
- Condição elástica perfeita;
- Enrijecimento e efeito da massa desprezíveis devida a presença do extensômetro no diafragma.

As equações deixarão de ser exatas, na proporção em que as condições acima não forem satisfeitas. Por causa disso, estas equações serão usadas somente nos estágios iniciais do desenvolvimento do transdutor para determinar as proporções aproximadas do mesmo.

A distribuição da tensão num diafragma rigidamente fixo sob pressão uniformemente distribuída é mostrada na Figura 2.14 (b).



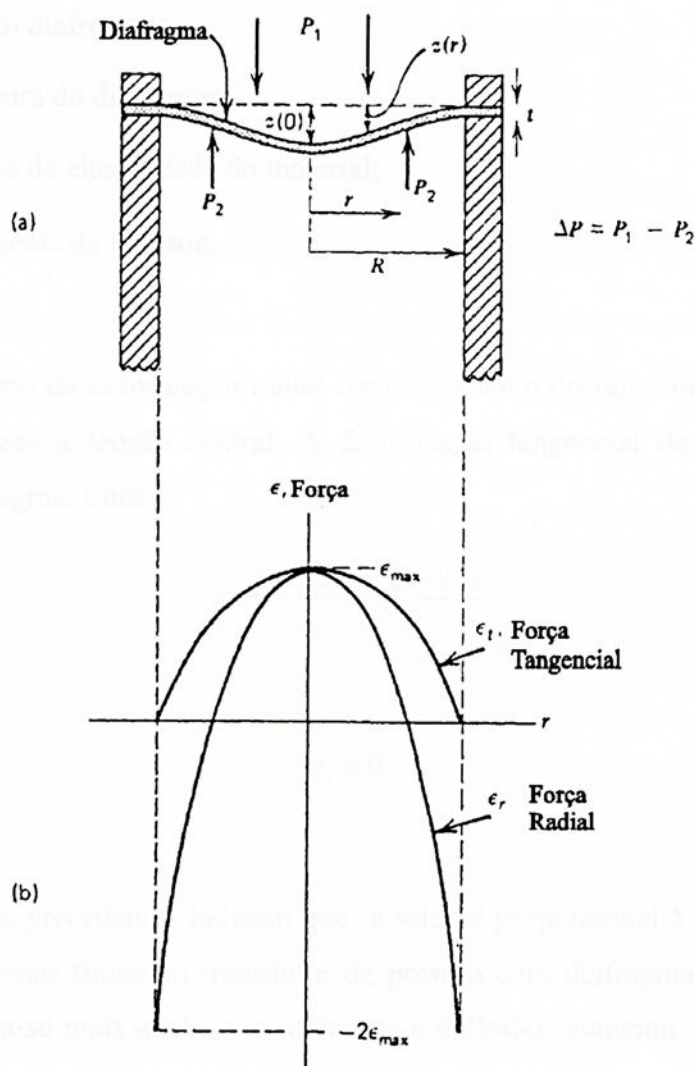


Figura 2.14 – Propriedades mecânicas do fino diafragma circular:

(a) Deslocamento; (b) Componentes da força radial e tangencial.

As tensões radial e tangencial no centro do diafragma são idênticas, e expressas por:

$$\varepsilon_r = \varepsilon_t = \frac{3\Delta P R^2 (1 - \nu^2)}{8t^2 E} \quad (33)$$

sendo:

ε_r : Deformação radial;

ε_t : Deformação tangencial;

ΔP : Diferença de pressão;

R : Raio do diafragma;

t : Espessura do diafragma;

E : Módulo de elasticidade do material;

ν : Coeficiente de Poisson.

O decréscimo da deformação radial com o aumento do raio, torna-se negativa, e igual à duas vezes a tensão central. A deformação tangencial decresce a zero na periferia do diafragma. Então:

$$\varepsilon_r = -\frac{3\Delta PR^2(1-\nu^2)}{4t^2 E} \quad (34)$$

$$\varepsilon_t = 0 \quad (35)$$

As equações precedentes indicam que a saída é proporcional à pressão aplicada. No caso de deflexões finitas, o transdutor de pressão com diafragma é inerentemente não linear, e torna-se mais ainda, a medida que a deflexão aumenta. Como uma regra geral, para linearidade na ordem de 0,3 %, se o deslocamento máximo é pequeno

comparado à espessura do diafragma $[z(0) \leq t/4]$, a não linearidade é pequena e o

deslocamento máximo, baseado na teoria de pequena deflexão é dado por:

$$z(0) = \frac{3(1-\nu^2)R^4 \Delta P}{16Et^3} \quad (cm) \quad (36)$$

A dependência do deslocamento em relação ao raio elevado a quarta potência faz este transdutor ser muito proveitoso, desde que o diafragma não seja muito fino. Um diafragma fino pode ser também proveitoso, desde que utilizado para alcançar uma alta sensibilidade.



O deslocamento do diafragma de um transdutor de pressão acoplado hidraulicamente pode ser convertido totalmente em um sinal elétrico, através do uso de um extensômetro, de um fino filme com extensômetro depositado, de um diafragma com extensômetros integrados, de um LVDT, de uma indutância variável, de uma capacitância variável ou de um fino filme de polímero condutivo [1].

Para máxima precisão e mínima histerese, é prática comum projetar transdutores de pressão tal que o diafragma é parte integrante do corpo do transdutor, como ilustrado na Figura 2.15.

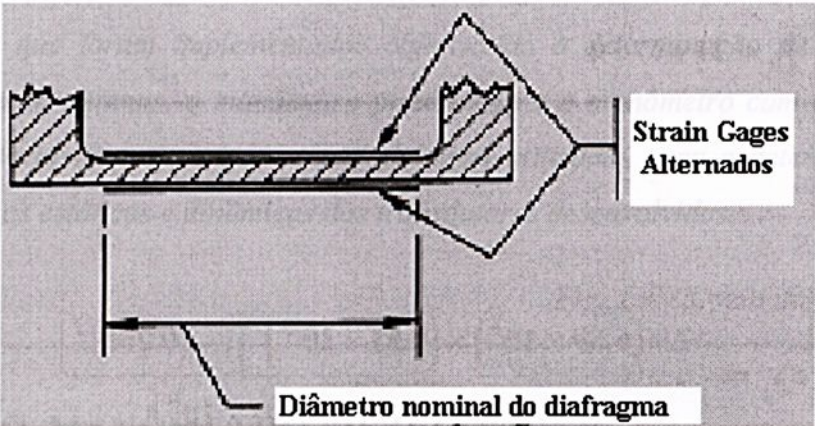


Figura 2.15 – Arranjo típico de diafragma para transdutores de pressão.

Não é necessário e nem desejável, que a junção do diafragma com o extensômetro seja bem definida. A presença de filetes radiais, entretanto, é simplesmente um dos caminhos nos quais a prática de construção de transdutores difere do conceito idealizado correspondente às considerações e equações explicitadas. Devido à essas e outras diferenças, o comportamento do transdutor difere do ideal. Desenvolvimentos experimentais, obviamente, serão necessários para otimizar a performance de um transdutor em particular [10].

Capítulo III

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os detalhes de projeto e construção de dois diferentes manômetros que foram implementados objetivando a determinação de pressões na faixa das intracranianas: o manômetro piezelétrico e o manômetro com extensômetro metálico. São também descritas as metodologias utilizadas para a determinação das características estáticas e dinâmicas dos transdutores desenvolvidos.

3.1 – O MANÔMETRO PIEZELÉTRICO:

É constituído por uma câmara de pressão, com sensor piezelétrico, e por um circuito de condicionamento de sinais.

A câmara piezoelétrica foi adaptada de uma câmara comercial projetada para medições de pressão arterial (Figura 3.1). Ela utiliza o efeito piezelétrico inverso como mecanismo de excitação do sensor, sendo formada pelas seguintes partes:

- 1A e 1B** – Invólucros de plástico. Servem para acondicionar todos os outros elementos;
- 2** – Sensor piezelétrico. Neste trabalho utilizou-se três diferentes sensores: dois materiais compósitos e o PVDF;
- 3A e 3B** – Chapas metálicas. Fazem o contato com a parte metalizada do sensor piezelétrico;



- 4A – Terminal da chapa metálica 3A. É conectado ao terra;
- 4B – Terminal da chapa metálica 3B. É ligado à entrada do circuito de condicionamento de sinais;
- 5 – Filme isolante. Isola a chapa metálica 3B do diafragma;
- 6 – Diafragma de aço-carbono. Possui espessura de $50\ \mu\text{m}$ e transfere a pressão e a excitação para o sensor;
- 7 – Terminal do diafragma. É conectada a um gerador de sinais cuja função é a excitação do sensor;
- 8 – Anel de borracha. Efetua a vedação da célula sensora;
- 9 – Entrada de pressão da célula sensora ^[13].

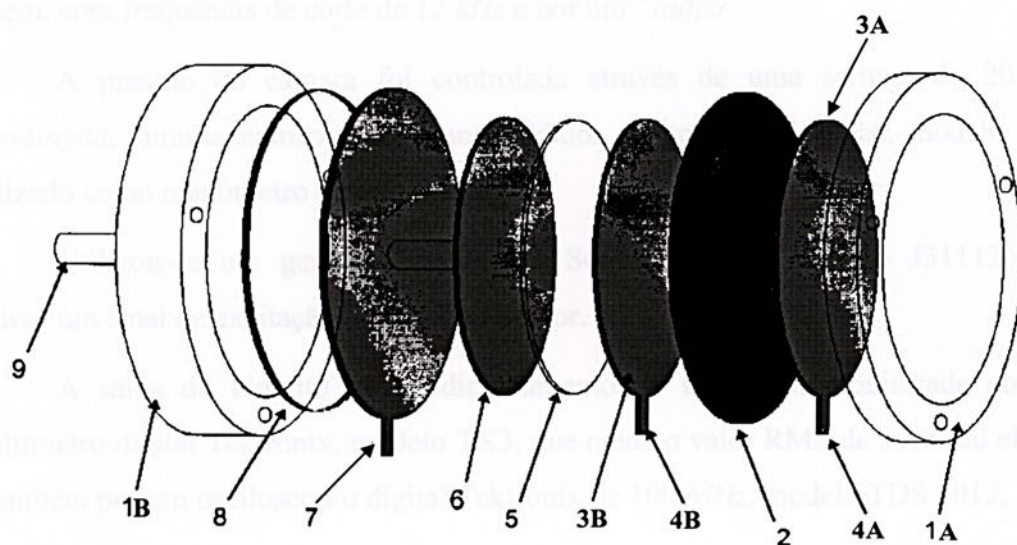


Figura 3.1 – Diagrama explodido da câmara de pressão piezoelétrica.

Como o sinal oriundo da câmara piezoelétrica é de pequena amplitude (apenas alguns mV) houve necessidade de se amplificar este sinal. A Figura 3.2 mostra o esquema do circuito de condicionamento de sinais implementado.

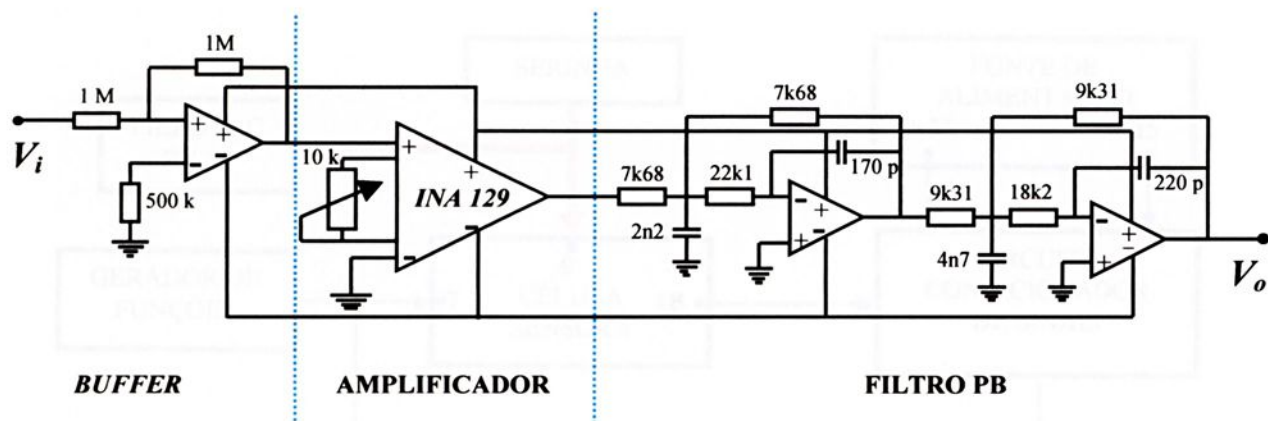


Figura 3.2 – Esquema do circuito de condicionamento de sinais da câmara piezelétrica

É constituído basicamente por um amplificador de instrumentação com o circuito integrado INA 129, da Burr-Brown, por um filtro ativo passa-baixas de quarta ordem, com frequência de corte de 12 kHz e por um “buffer”.

A pressão da câmara foi controlada através de uma seringa de 20 ml e monitorada, simultaneamente, com um medidor de pressão Piezovac, modelo PV20, utilizado como manômetro de referência.

Utilizou-se um gerador de funções Sony-Tektronix, modelo J311126, para aplicar um sinal de excitação senoidal ao sensor.

A saída do circuito de condicionamento de sinais foi monitorada com um multímetro digital Tektronix, modelo TX3, que mede o valor RMS de um sinal elétrico, e também por um osciloscópio digital Tektronix de 100 MHz, modelo TDS 3012.

A alimentação do circuito de condicionamento de sinais foi realizada com uma fonte estabilizada Minipa, modelo MPC 3003D.

A Figura 3.3 mostra como foi feito o arranjo experimental utilizado para o estudo das características da câmara piezelétrica e a Figura 3.4 apresenta a foto dos equipamentos utilizados.

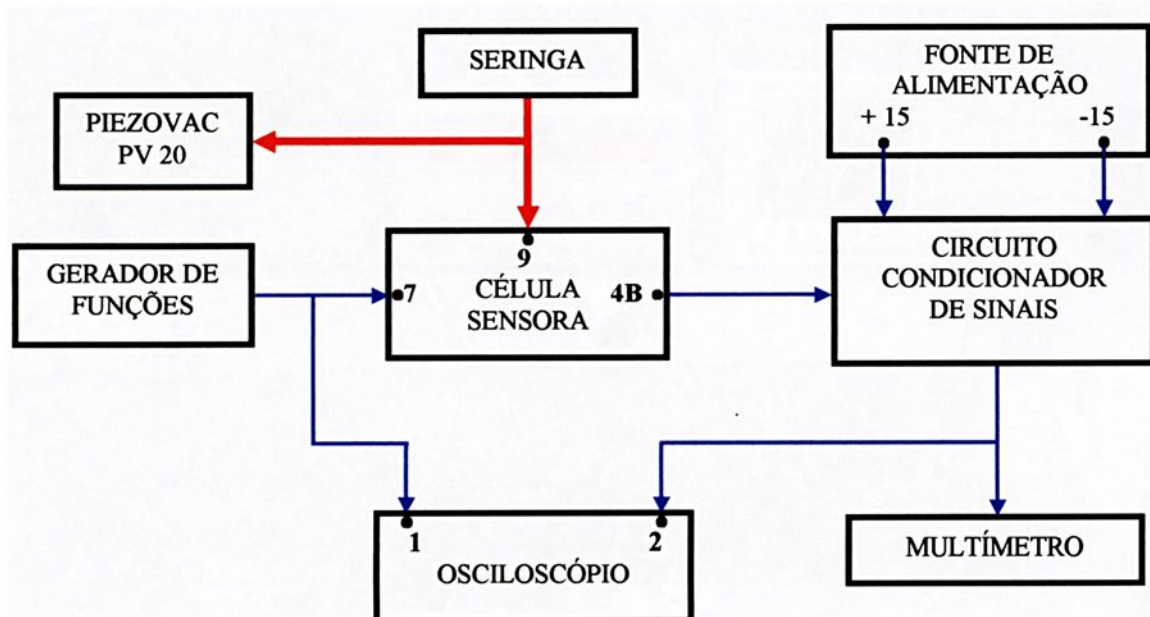
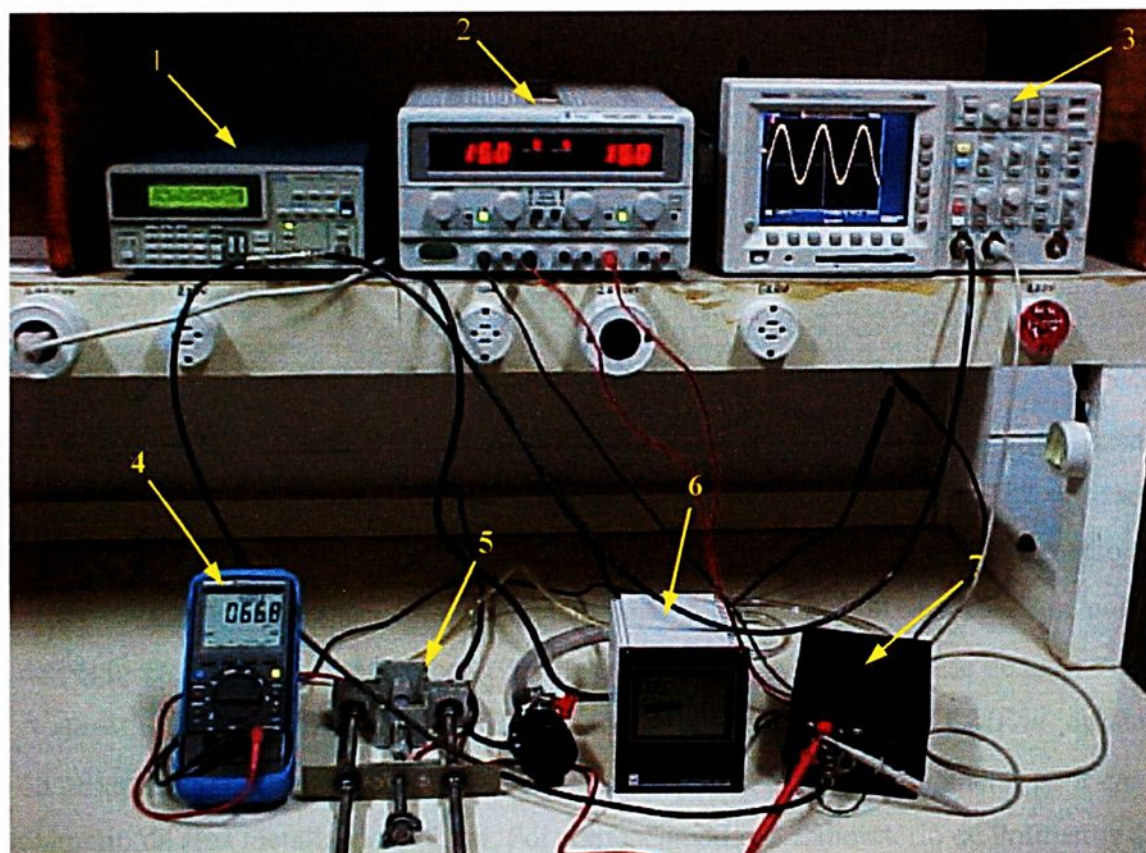


Figura 3.3 – Diagrama do arranjo experimental utilizado na caracterização da câmara de pressão piezelétrica.



- (1) Gerador de Sinais;
- (2) Fonte de Alimentação de $\pm 15\text{ V}$;
- (3) Osciloscópio;
- (4) Multímetro Digital;
- (5) Aplicador de Pressão;
- (6) Medidor de Pressão Piezovac PV 20;
- (7) Circuito Condicionador de Sinal e Célula Sensora.

Figura 3.4 – Instrumentação utilizada na caracterização da câmara de pressão piezelétrica.

Três diferentes amostras, que serão designadas simplesmente por *A*, *B* e *C*, foram utilizadas como sensor piezelétrico:

A – Compósito sem fase condutiva;

B – Compósito com fase condutiva;

C – PVDF.

A amostra *A* foi preparada utilizando-se o processo “*spin coating*” misturando 80 % em volume de PZT ($\text{PbTiO}_3\text{PbZrO}_3$) com 20 % de poliuretano. O PZT utilizado foi da American Piezo Ceramics (EUA), na forma de pó fino, com diâmetro médio de 2 μm . O pó foi misturado com um poliuretano, formado por 8 partes de um poliol derivado do óleo de mamona e por 10 partes de um pré-polímero à base de isocianato. A amostra foi polarizada aplicando-se um campo elétrico de 1 MV/m durante 60 minutos, na temperatura de 383 K. Possui 140 μm de espessura, diâmetro de 3 cm e diâmetro da área metalizada de 2 cm. Foi confeccionada no Laboratório de Polímeros do Departamento de Física e Química da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira.

A amostra *B* foi preparada com 60 % em volume de PZT, 39 % de poliuretano e 1% de grafite mineral (fase condutora). O PZT e o poliuretano possuem as mesmas características dos utilizados na amostra *A*. Foi obtida através de um processo de prensagem, com 10 MPa de pressão, e polarizada com campo elétrico de 3 MV/m durante 5 minutos. Possui 300 μm de espessura, 3 cm de diâmetro e diâmetro da área metalizada de 2 cm.

A amostra *C* é constituída pelo polímero PVDF, da Kynar (EUA), com espessura de 30 μm e diâmetro de 3 cm. Toda a área superficial é metalizada.

Para cada amostra foram determinados, experimentalmente, a tensão e a frequência do sinal senoidal de excitação que produzia a máxima sensibilidade para a câmara piezelétrica.

A pressão atmosférica de Ilha Solteira é de 726 mmHg . Objetivou-se determinar a resposta da câmara, separadamente, na faixa de 200 mmHg abaixo e acima da pressão atmosférica, para cada uma das amostras.

Para cada amostra foram determinadas as seguintes características do manômetro piezelétrico: repetibilidade, precisão, sensibilidade, resolução, histerese, nível de ruído do sinal de saída e variação do sinal com a temperatura.

3.2 – O MANÔMETRO COM EXTENSÔMETRO:

Foi implementada uma câmara de pressão confeccionada em dura-alumínio (2024-T351), instrumentada com extensômetro metálico no formato roseta, Excel, modelo TA-13-683-CA-350.

O extensômetro é basicamente uma grade constituída por uma liga de cobre-constantan depositada sobre uma base de epoxi. Possui resistência de $350\ \Omega$, $17,3\text{ mm}$ de diâmetro e fator de “Gage” de 2,1. A Figura 3.5 mostra uma foto deste extensômetro.

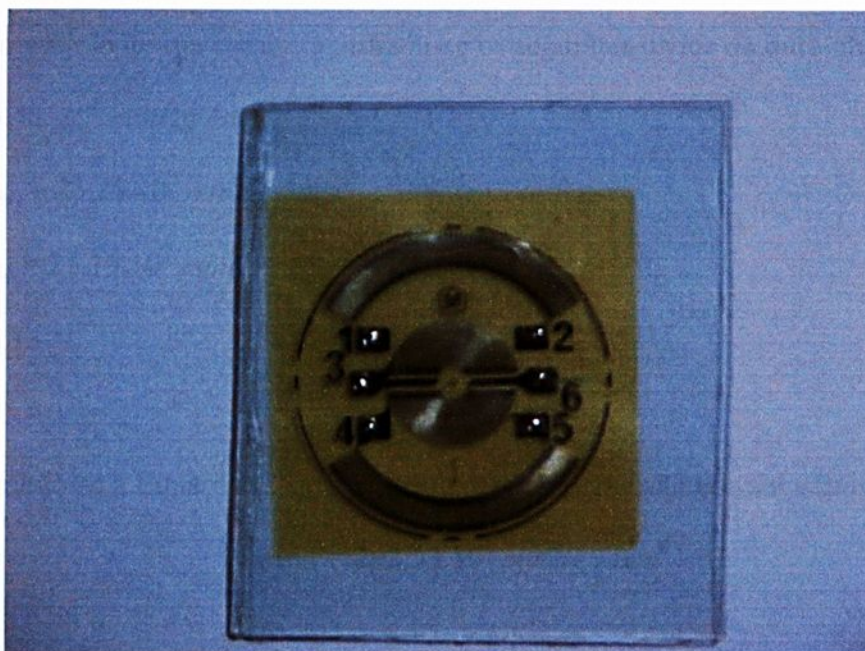


Figura 3.5 – Extensômetro formato roseta.

A câmara foi projetada para medir pressões de até 200 mmHg, com fator de segurança de 100 %.

A Figura 3.6 mostra o diagrama esquemático da câmara.

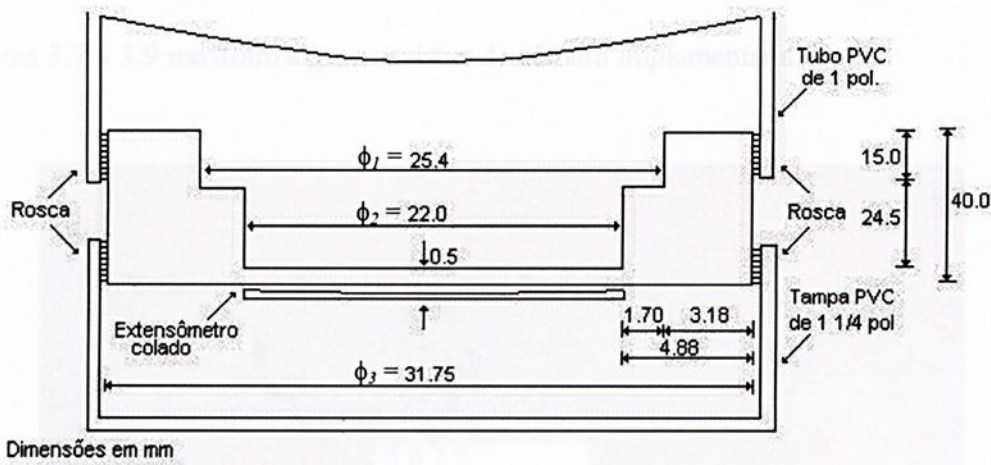


Figura 3.6 – Diagrama esquemático da câmara com extensômetro.

Para o projeto de sua estrutura utilizou-se os seguintes dados do dura-alumínio:

$$E = 5,48. 10^6 \text{ mmHg} / \text{mm}^2$$

$$\sigma_{METAL} = 23,25.10^3 \text{ mmHg} / \text{mm}^2$$

$$\tau_{METAL} = 21,19.10^3 \text{ mmHg} / \text{mm}^2$$

$$\nu = 0,33$$

Utilizando-se a Equação (33) calculou-se a máxima tensão normal admissível:

$$\sigma_{MÁX} = 202,53.10^3 \text{ mmHg} / \text{mm}^2$$

Empregando-se a Equação (34) determinou-se a espessura (t) do diafragma:

$$t = 0,485 \text{ mm}$$

O cálculo da deflexão máxima ocorrida no centro do diafragma foi realizado através da Equação (36) obtendo-se:

$$z = 0,423 \text{ mm}$$

As Figuras 3.7 a 3.9 mostram algumas vistas da câmara implementada.

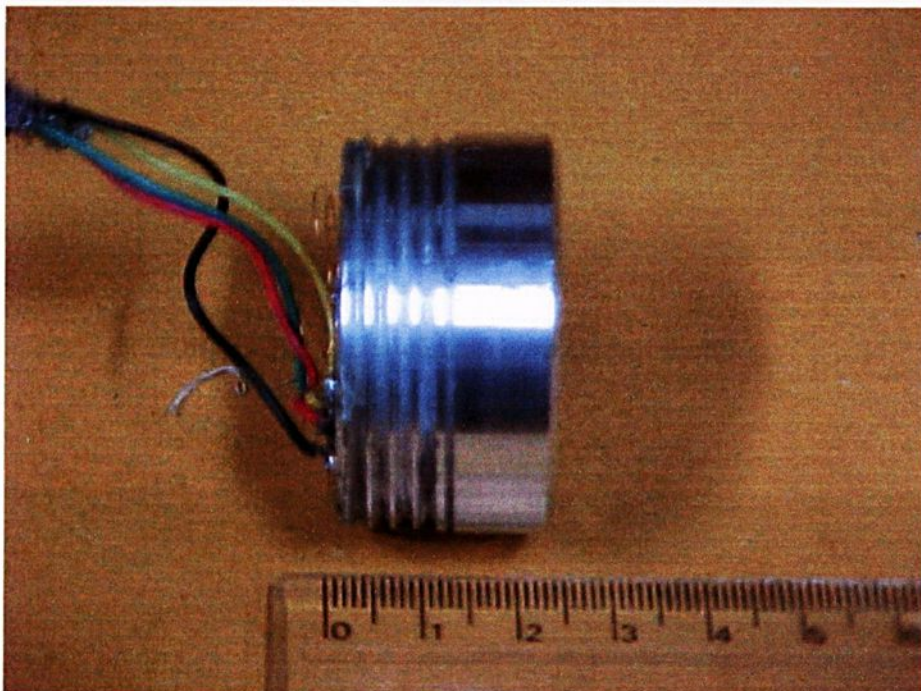


Figura 3.7 – Vista lateral da câmara com extensômetro.

Figura 3.8 – Vista externa da câmara com o extensômetro colado e os fios conectados.



Figura 3.8 – Vista da estrutura interna da câmara com extensômetro.

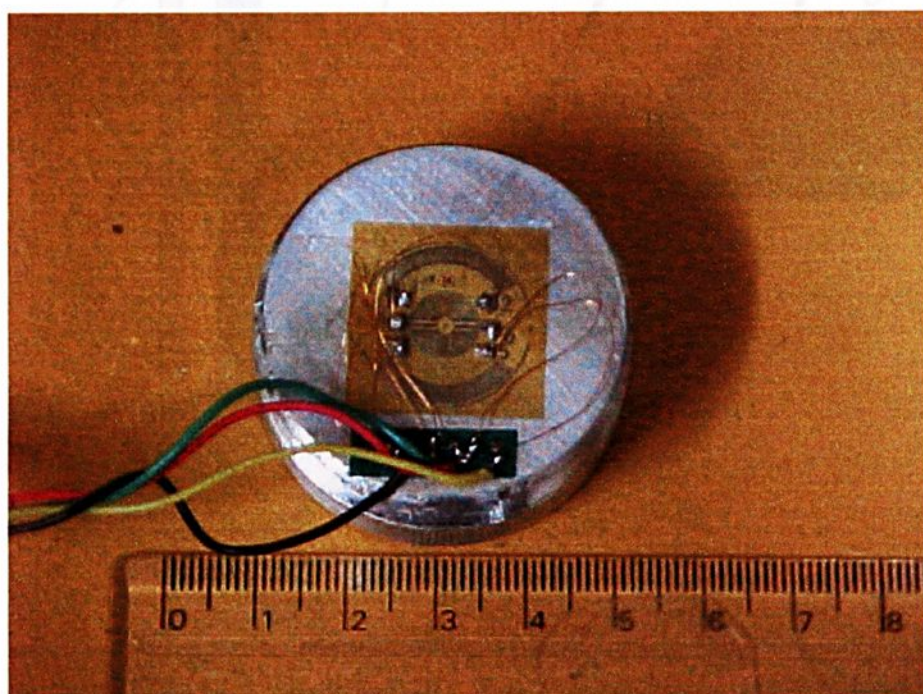


Figura 3.9 – Vista externa da câmara com o extensômetro colado e os fios conectados.

A Figura 3.10 mostra o sistema montado para se estudar as características da câmara com extensômetro.

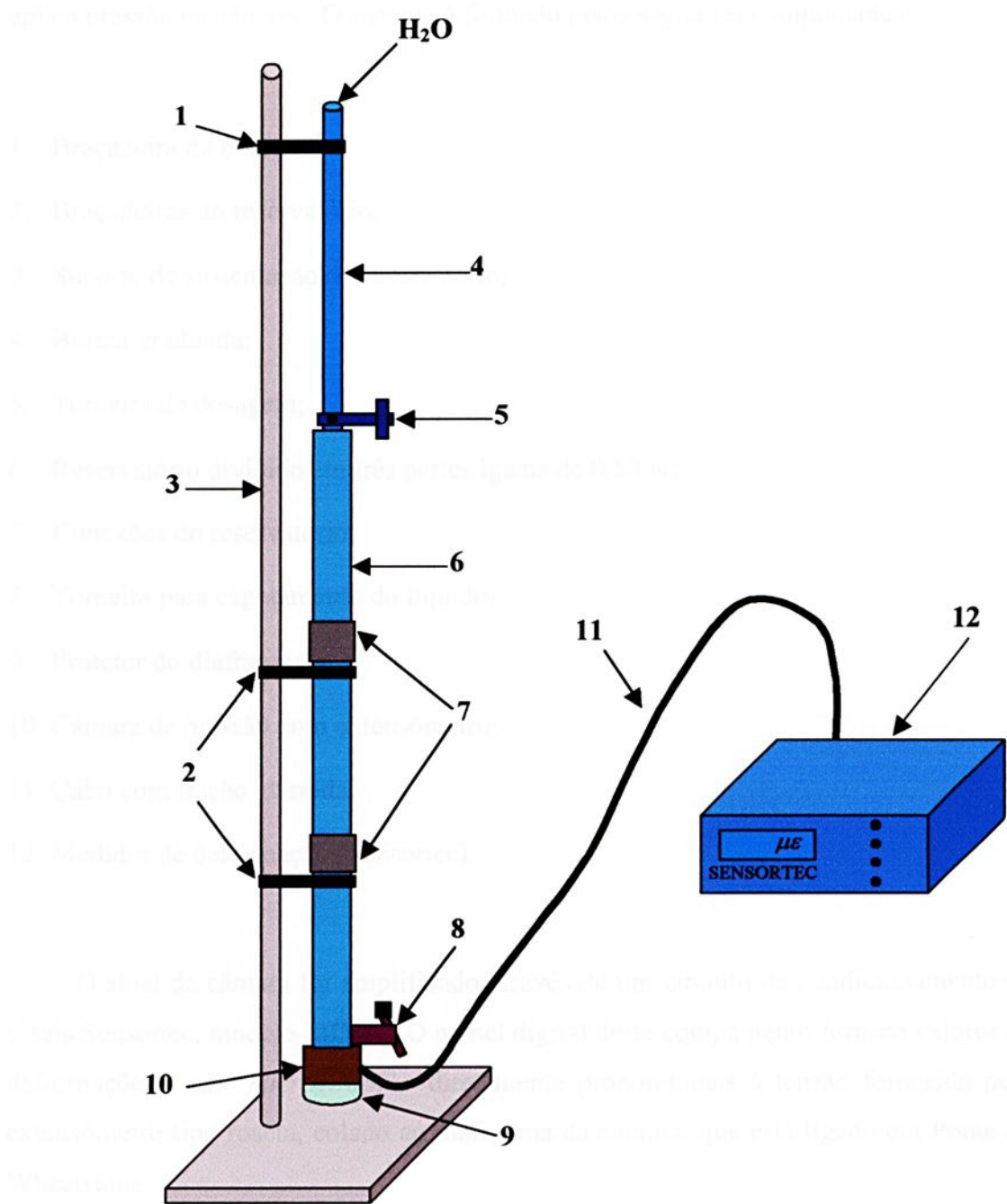


Figura 3.10 – Sistema implementado para caracterização do manômetro com extensômetro.

O sistema é constituído essencialmente pela câmara com extensômetro e seu circuito de condicionamento de sinais, e por uma coluna de água, através da qual se aplica pressão na câmara. O sistema é formado pelos seguintes componentes:

1. Braçadeira da bureta;
2. Braçadeiras do reservatório;
3. Suporte de sustentação do reservatório;
4. Bureta graduada;
5. Torneira de dosagem;
6. Reservatório dividido em três partes iguais de 0,50 m;
7. Conexões do reservatório;
8. Torneira para esgotamento do líquido;
9. Protetor do diafragma;
10. Câmara de pressão com extensômetro;
11. Cabo com fiação aterrada;
12. Medidor de deformação (Sensortec).

O sinal da câmara foi amplificado através de um circuito de condicionamento de sinais Sensortec, modelo MDS-2. O painel digital deste equipamento fornece valores de deformações, em “microstrain”, diretamente proporcionais à tensão fornecida pelo extensômetro tipo roseta, colado ao diafragma da câmara, que está ligado em Ponte de Wheatstone

A curva de calibração do manômetro com extensômetro foi determinada variando-se a pressão da câmara, através da coluna de água. A variação foi obtida através da introdução de água em volumes previamente medidos. Devido ao fato do reservatório de água ter altura de 1,50 m a máxima pressão aplicada foi de 115 mmHg acima da pressão atmosférica local (726 mmHg).



Capítulo IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos quando se efetuou o estudo das características estáticas do manômetro piezelétrico, com os três diferentes tipos de sensores, e do manômetro com extensômetro metálico.

4.1 – O MANÔMETRO PIEZELÉTRICO:

Para a caracterização das propriedades estáticas do manômetro piezelétrico os equipamentos foram dispostos conforme esquematizado na Figura 3.3.

Os resultados serão apresentados para cada um dos três tipos de sensor piezelétrico (amostras *A*, *B* e *C*) e, separadamente, para a faixa de pressões negativas (abaixo da pressão atmosférica) e positivas (acima da pressão atmosférica).

4.1.1 – O Manômetro Piezelétrico e Medições de Pressões Negativas:

Todas as amostras foram excitadas com sinais senoidais. A Tabela 4.1 mostra os valores dos sinais de excitação que produziram a maior sensibilidade para o manômetro piezelétrico, na faixa de 726 a 526 *mmHg*, quando se utilizou cada um dos três sensores.



Tabela 4.1 – Sinais de Excitação para Máxima Sensibilidade do Manômetro.

AMOSTRA	TENSÃO (V_p)	FREQUÊNCIA (kHz)
<i>A</i>	4,5	6 a 8
<i>B</i>	4,0	6 a 8
<i>C</i>	9,0	6 a 8

Em consequência destes resultados, as amostras *A*, *B* e *C* foram excitadas com sinais com frequência de 7 kHz e amplitudes, respectivamente, de 4,5, 4,0 e 9,0 V.

Utilizando-se o arranjo experimental ilustrado na Figura 3.3, mediu-se, inicialmente pressões na faixa de 720 a 530 mmHg, com decrementos de 5 mmHg. Mediu-se também os valores correspondentes a 526 e a 726 mmHg. Foram feitos três conjuntos de medições em um dia e mais três conjuntos, 24 horas depois.

As Figuras 4.1 a 4.3 ilustram os resultados obtidos, respectivamente, para as amostras *A*, *B* e *C*. Cada valor plotado representa a média aritmética de três medições efetuadas em um mesmo dia.

Observa-se, para as três amostras, duas curvas praticamente coincidentes, cada uma correspondente a um conjunto de medições.

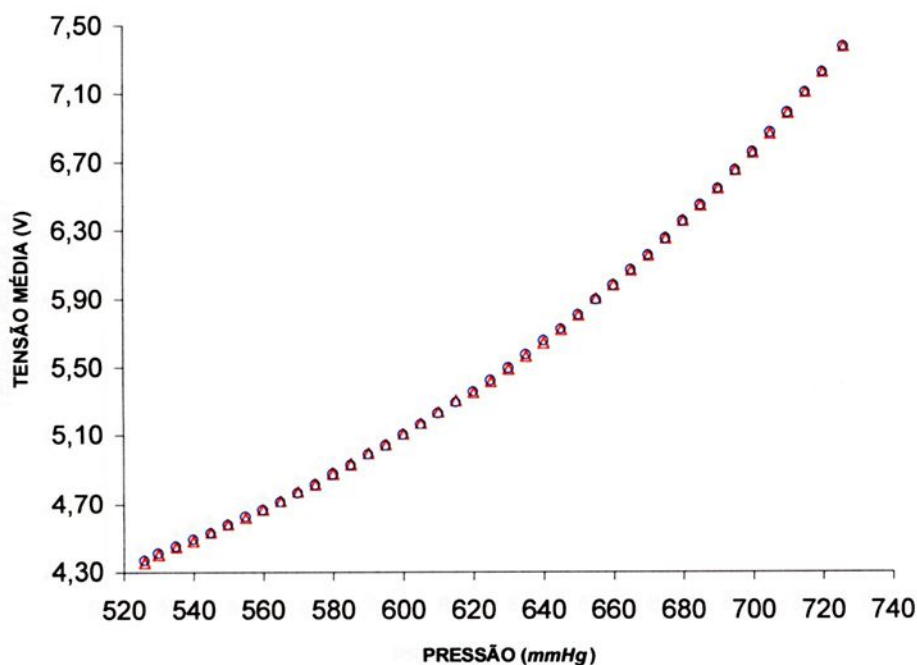


Figura 4.1 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra **A**, para pressões negativas.

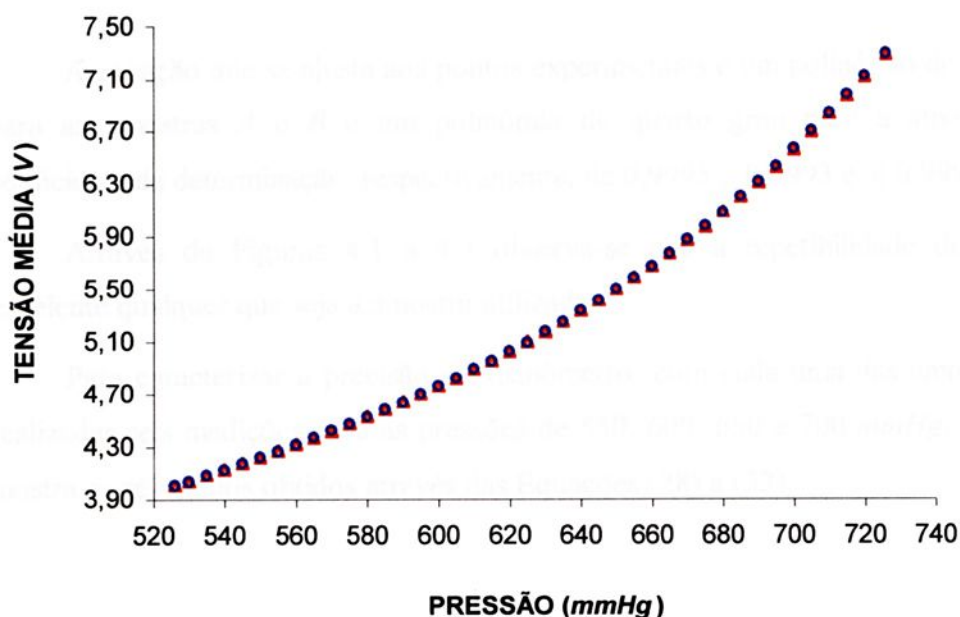


Figura 4.2 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra **B**, para pressões negativas.

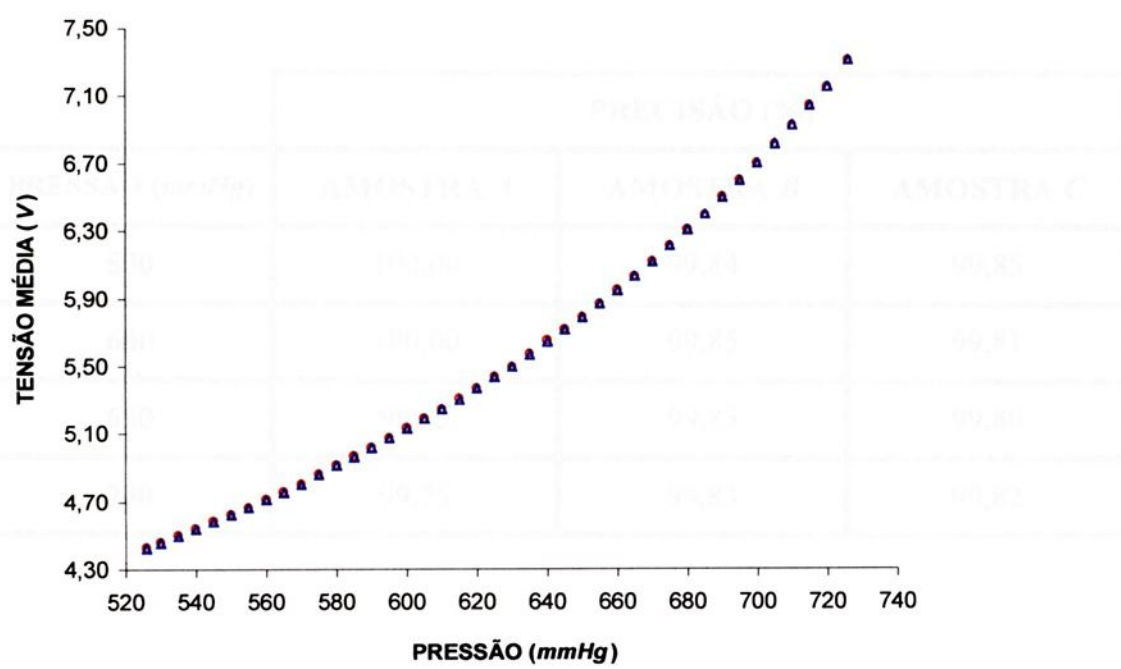


Figura 4.3 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra *C*, para pressões negativas.

A equação que se ajusta aos pontos experimentais é um polinômio de terceiro grau para as amostras *A* e *B* e um polinômio de quarto grau para a amostra *C*, com coeficiente de determinação, respectivamente, de 0,9995 , 0,9993 e é 0,9999.

Através da Figuras 4.1 a 4.3 observa-se que a repetibilidade do sistema é excelente qualquer que seja a amostra utilizada.

Para caracterizar a precisão do manômetro, com cada uma das amostras, foram realizadas seis medições para as pressões de 550, 600, 650 e 700 *mmHg*. A Tabela 4.2 mostra os resultados obtidos através das Equações (28) a (32).



Tabela 4.2 – Precisão do Manômetro Piezelétrico com as Três Amostras.

	PRECISÃO (%)		
PRESSÃO (mmHg)	AMOSTRA A	AMOSTRA B	AMOSTRA C
550	100,00	99,84	99,85
600	100,00	99,85	99,81
650	99,75	99,83	99,80
700	99,75	99,83	99,82

Foi obtida uma precisão maior que 99,7 % para todas as amostras, com uma precisão de 100 % para a amostra *A* na faixa de 526 a 600 mmHg.

Como as curvas de calibração não são lineares, a sensibilidade depende da faixa de pressão, sendo máxima próximo a 726 mmHg. As sensibilidades médias calculadas através da Equação (26), na faixa de 526 a 726 mmHg, para as amostras *A*, *B* e *C* são, respectivamente, 15,5 , 16,5 e 14,4 mV / mmHg.

Portanto, a sensibilidade do manômetro não se alterou significativamente com as diferentes amostras utilizadas.

Mediu-se com o multímetro Tekronix, modelo TX3, o valor RMS do ruído presente na saída do circuito de condicionamento de sinais do manômetro, com as três amostras. Esta medição foi efetuada para um valor de pressão onde a sensibilidade do manômetro é máxima, porque é suposto que neste ponto o nível de ruído seja máximo. A Tabela 4.3 mostra os resultados obtidos.



Tabela 4.3 – Níveis de Ruído e Relação Sinal Ruído na Saída do Manômetro Piezelétrico.

AMOSTRA	PRESSÃO (mmHg)	RUÍDO (mV _{RMS})	RELAÇÃO SINAL / RUÍDO
<i>A</i>	685	2,0	3220
<i>B</i>	685	2,5	2480
<i>C</i>	685	1,8	3550

A resolução é definida como a mínima variação da entrada necessária para produzir uma variação detectável na saída. Para a região de maior sensibilidade das curvas de calibração a resolução medida foi de 1 mmHg para as três amostras e para a região de menor sensibilidade foi de 2 mmHg para as amostras *A* e *B* e de 3 mmHg para a amostra *C*.

A análise da histerese do manômetro piezelétrico foi realizada variando-se a pressão de 705 a 545 mmHg, com decrementos de 20 mmHg e, a seguir, variando de 545 a 705 mmHg, com incrementos de 20 mmHg. As Figuras 4.4 a 4.6 ilustram os resultados obtidos, respectivamente para as amostras *A*, *B* e *C*.

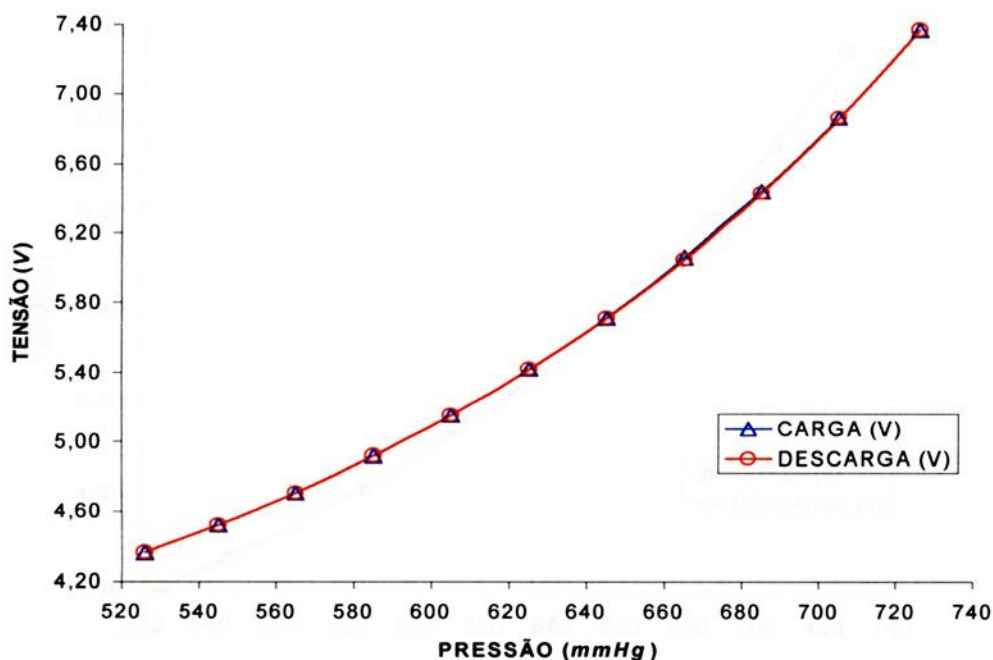


Figura 4.4 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra **A**, para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões negativas).

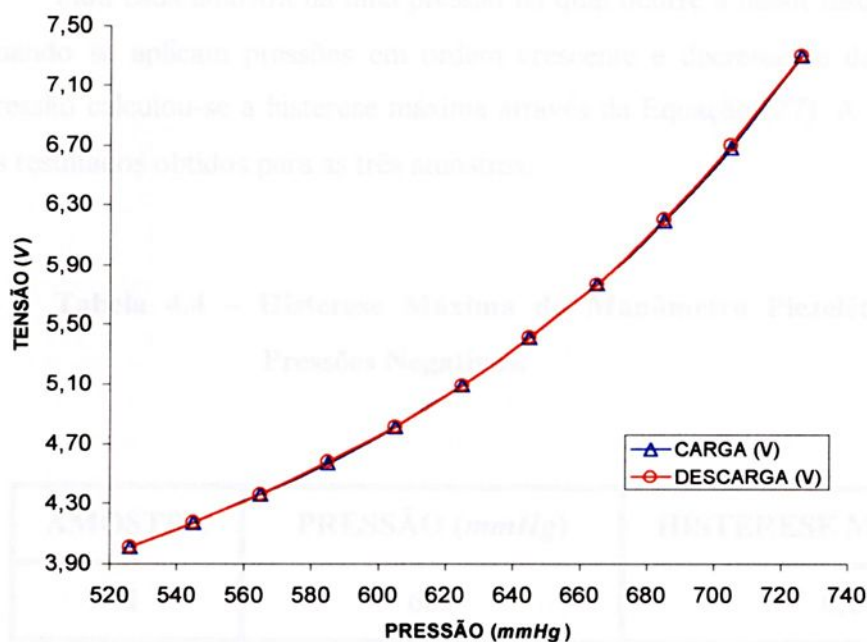


Figura 4.5 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra **B**, para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões negativas).

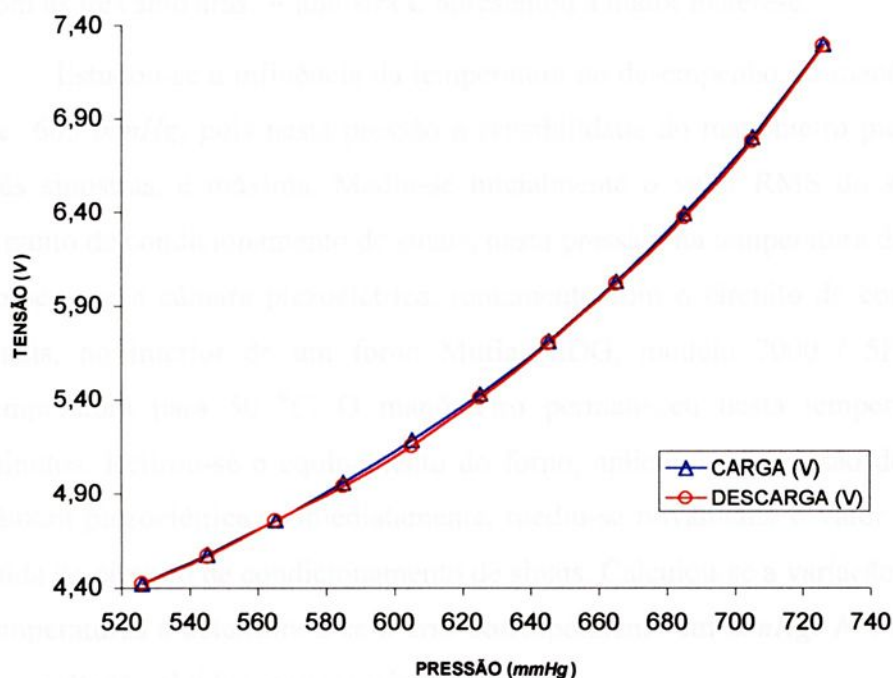


Figura 4.6 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra *C*, para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões negativas).

Para cada amostra há uma pressão na qual ocorre a maior discrepância de valores quando se aplicam pressões em ordem crescente e decrescente de magnitude. Nesta pressão calculou-se a histerese máxima através da Equação (27). A Tabela 4.4 sintetiza os resultados obtidos para as três amostras.

Tabela 4.4 – Histerese Máxima do Manômetro Piezelétrico na Faixa de Pressões Negativas.

AMOSTRA	PRESSÃO (mmHg)	HISTERESE MÁXIMA (%)
<i>A</i>	685	0,14
<i>B</i>	705	0,27
<i>C</i>	605	0,41

Portanto, o manômetro piezelétrico apresentou valores reduzidos para a histerese, com as três amostras. A amostra *C* apresentou a maior histerese.

Estudou-se a influência da temperatura no desempenho do manômetro na pressão de 685 mmHg, pois nesta pressão a sensibilidade do manômetro piezelétrico, com as três amostras, é máxima. Mediu-se inicialmente o valor RMS do sinal, na saída do circuito de condicionamento de sinais, nesta pressão, na temperatura de 25 °C. A seguir, colocou-se a câmara piezoelétrica, juntamente com o circuito de condicionamento de sinais, no interior de um forno Mufla (EDG, modelo 7000 / 5P) e se elevou a temperatura para 50 °C. O manômetro permaneceu nesta temperatura durante 60 minutos. Retirou-se o equipamento do forno, aplicou-se a pressão de 685 mm Hg na câmara piezoelétrica e, imediatamente, mediu-se novamente o valor RMS do sinal na saída do circuito de condicionamento de sinais. Calculou-se a variação do sinal nas duas temperaturas e determinou-se o erro correspondente em mmHg. A Tabela 4.5 sintetiza os resultados obtidos, para as três amostras.

Os resultados obtidos, respectivamente, para as amostras A, B e C. Cada valor plotado representa a média aritmética de três medições efetuadas em um mesmo dia.

Tabela 4.5 – Erro de Leitura do Manômetro Piezelétrico Devido a Variação da Temperatura.

AMOSTRA	PRESSÃO (mmHg)	ΔT (°C)	ERRO (mmHg)	ERRO RELATIVO (%)
A	685	25	7	1,02
B	685	25	7	1,02
C	685	25	9	1,31

Portanto, uma variação de 25 °C na temperatura produz erros relativos de leitura do manômetro inferiores a 1,4 %.



4.1.2 – O Manômetro Piezelétrico e Medições de Pressões Positivas:

A faixa de pressões positivas, objetivo de estudo neste trabalho, é de 726 a 926 *mmHg* (ou seja 200 *mmHg* acima da pressão atmosférica). Entretanto para a amostra *A* houve uma diminuição acentuada de sensibilidade acima de 870 *mmHg* e para a amostra *C*, acima de 900 *mmHg*, de forma que a faixa dinâmica para estas amostras foi, respectivamente, de 726 a 870 *mmHg* e de 726 a 900 *mmHg*.

As amostras foram excitadas com sinais senoidais com amplitude e frequência especificados na Tabela 4.1.

Utilizando-se o arranjo experimental ilustrado na Figura 3.3, mediu-se, pressões na faixa dinâmica especificada para cada amostra, com intervalo de 5 *mmHg*. Foram feitos três conjuntos de medidas em um dia e mais três conjuntos, 24 horas depois.

As Figura 4.7 a 4.9 ilustram os resultados obtidos, respectivamente, para as amostras *A*, *B* e *C*. Cada valor plotado representa a média aritmética de três medições efetuadas em um mesmo dia.

Observa-se, para cada figura, duas curvas, cada uma correspondente a um conjunto de medições.

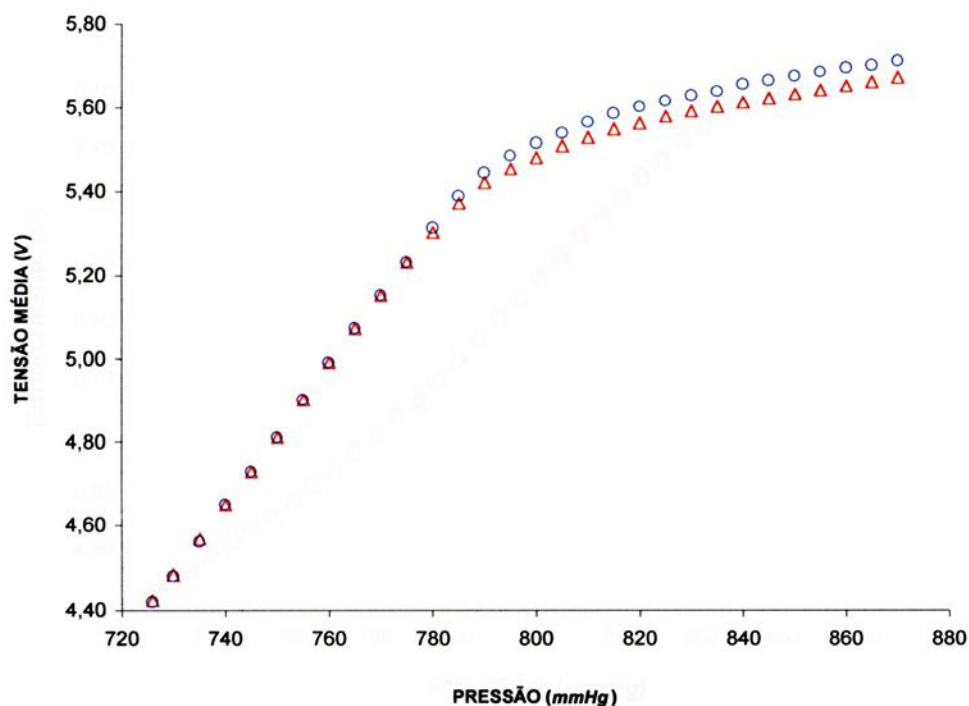


Figura 4.7 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra *A*, para pressões positivas.

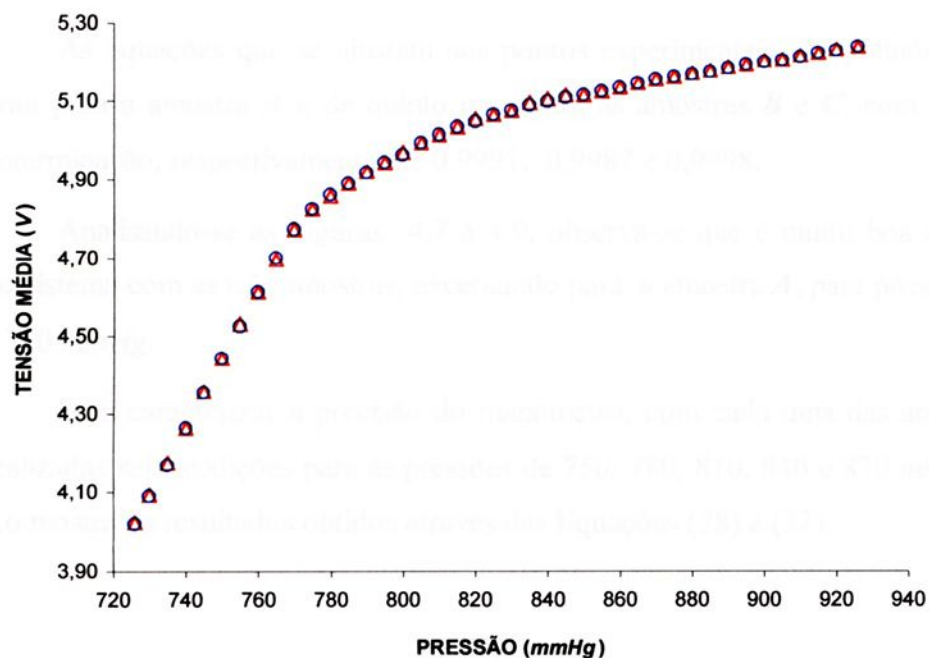


Figura 4.8 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra *B*, para pressões positivas.

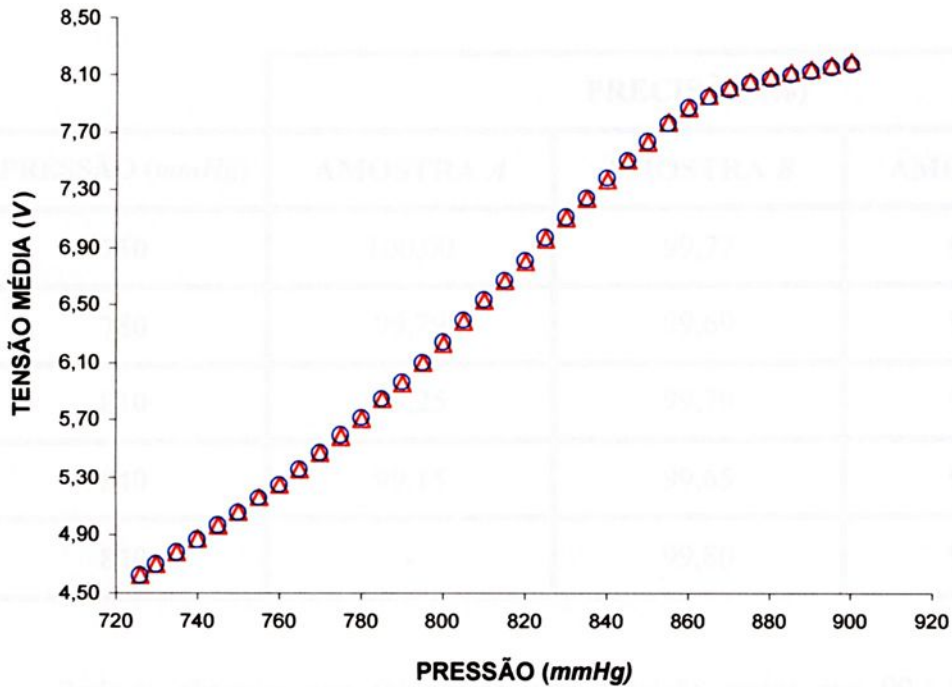


Figura 4.9 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra **C**, para pressões positivas.

As equações que se ajustam aos pontos experimentais são polinômios de quarto grau para a amostra **A** e de quinto grau para as amostras **B** e **C**, com coeficientes de determinação, respectivamente, de 0,9991, 0,9987 e 0,9998.

Analisando-se as Figuras 4.7 a 4.9, observa-se que é muito boa a repetibilidade do sistema com as três amostras, excetuando para a amostra **A**, para pressões superiores a 790 mmHg.

Para caracterizar a precisão do manômetro, com cada uma das amostras, foram realizadas seis medições para as pressões de 750, 780, 810, 840 e 870 mmHg. A Tabela 4.6 mostra os resultados obtidos através das Equações (28) a (32).

Tabela 4.6 – Precisão do Manômetro Piezelétrico com as Três Amostras.

PRESSÃO (mmHg)	PRECISÃO (%)		
	AMOSTRA A	AMOSTRA B	AMOSTRA C
750	100,00	99,77	99,84
780	99,79	99,69	99,82
810	99,25	99,79	99,84
840	99,15	99,65	99,78
870	-	99,80	99,70

Pode-se observar que foi obtida uma precisão maior que 99,1 % para todas as amostras, sendo que se obteve 100 % de precisão para a amostra *A* na faixa de 726 a 750 mmHg.

A Tabela 4.7 mostra os valores calculados através da Equação (26) para as sensibilidades média e máxima do manômetro piezelétrico e as faixas de pressão em que foram calculadas.

Tabela 4.7 – Sensibilidade do Manômetro Piezelétrico para Pressões Positivas.

AMOSTRAS	SENSIBILIDADE MÉDIA		SENSIBILIDADE MÁXIMA	
	Faixa de Pressão (mmHg)	Valor (mV / mmHg)	Faixa de Pressão (mmHg)	Valor (mV / mmHg)
A	726-870	8,4	726-785	16,4
B	726-926	6,1	726-775	16,3
C	726-900	20,4	780-860	27,0



Portanto, a amostra *C* apresentou a maior sensibilidade, para pressões positivas. As sensibilidades das amostras *A* e *B* declinam acentuadamente para pressões acima de 780 *mmHg* e a da amostra *C* para pressões acima de 850 *mmHg*.

Mediu-se com o multímetro Tektronix, modelo TX3, o valor RMS do ruído presente na saída do circuito de condicionamento de sinais do manômetro, com as três amostras. Esta medição foi efetuada para um valor de pressão onde a sensibilidade do manômetro é máxima.

A Tabela 4.8 mostra os resultados obtidos.

Tabela 4.8 – Níveis de Ruído e Relação Sinal Ruído na Saída do Manômetro Piezelétrico para Pressões Positivas.

AMOSTRA	PRESSÃO (<i>mmHg</i>)	RUÍDO (<i>mV_{RMS}</i>)	RELAÇÃO SINAL / RUÍDO
<i>A</i>	755	1,8	2722
<i>B</i>	750	1,7	2612
<i>C</i>	820	2,3	2957

A resolução foi medida na região de maior e de menor sensibilidade para cada uma das amostras. A Tabela 4.9 mostra os resultados obtidos.



Tabela 4.9 – Resolução do Manômetro Piezelétrico para Pressões Positivas.

AMOSTRAS	REGIÃO DE MAIOR SENSIBILIDADE		REGIÃO DE MENOR SENSIBILIDADE	
	Faixa de Pressão (mmHg)	Valor (mmHg)	Faixa de Pressão (mmHg)	Valor (mmHg)
<i>A</i>	726-785	1	790-870	5
<i>B</i>	726-775	2	780-926	6
<i>C</i>	780-860	1	865-900	2

Obteve-se uma resolução de 1 mmHg para as amostras *A* e *C*, na região de maior sensibilidade, e na região de menor sensibilidade obteve-se uma resolução de 2 mmHg para a amostra *C*.

A análise da histerese do manômetro foi realizada aumentando-se a pressão, com passos de 20 mmHg, em uma certa faixa de pressão, para cada amostra, e depois diminuindo-se a pressão, com o mesmo passo. As Figuras 4.10 a 4.12 ilustram os resultados obtidos.



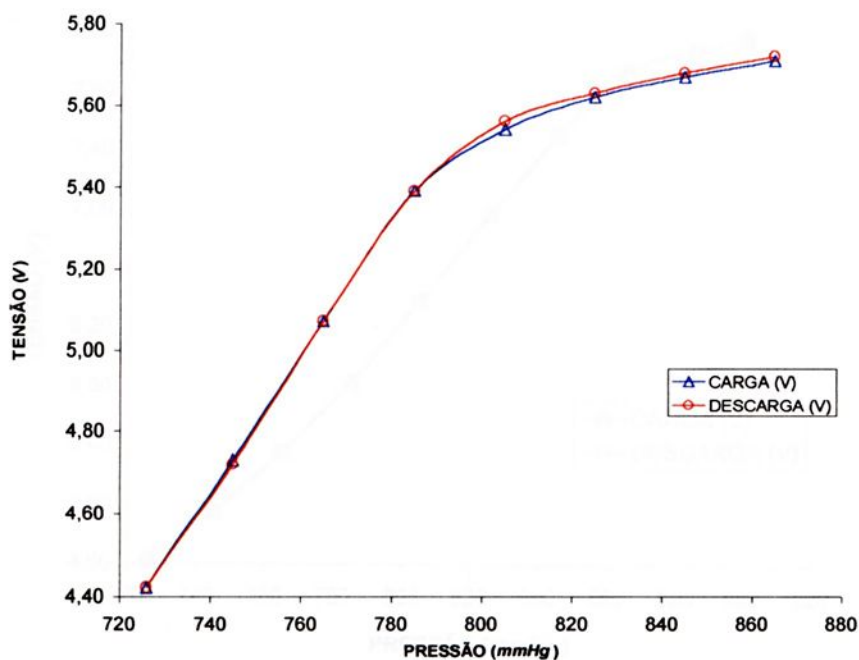


Figura 4.10 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra *A*, para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões positivas).

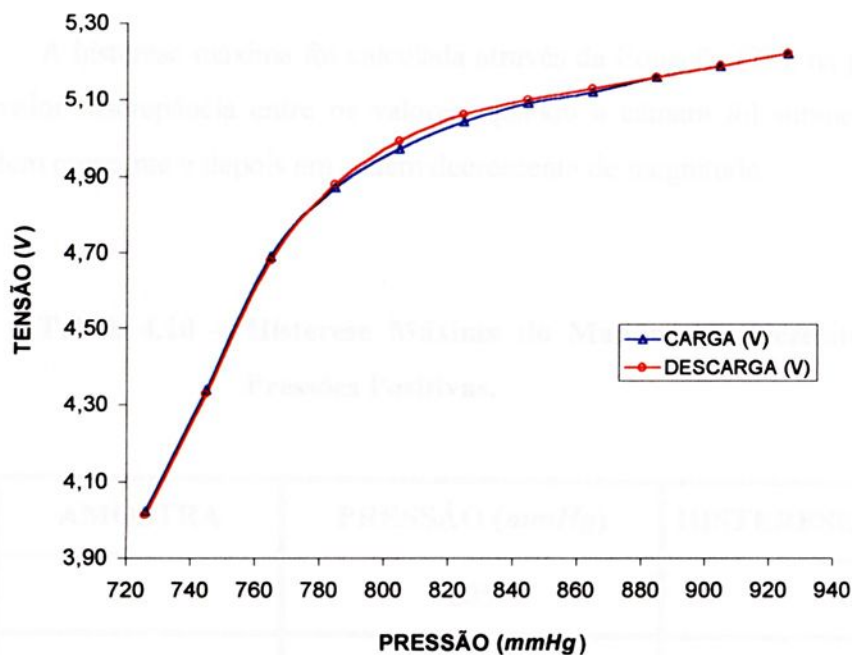


Figura 4.11 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra *B*, para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões positivas).

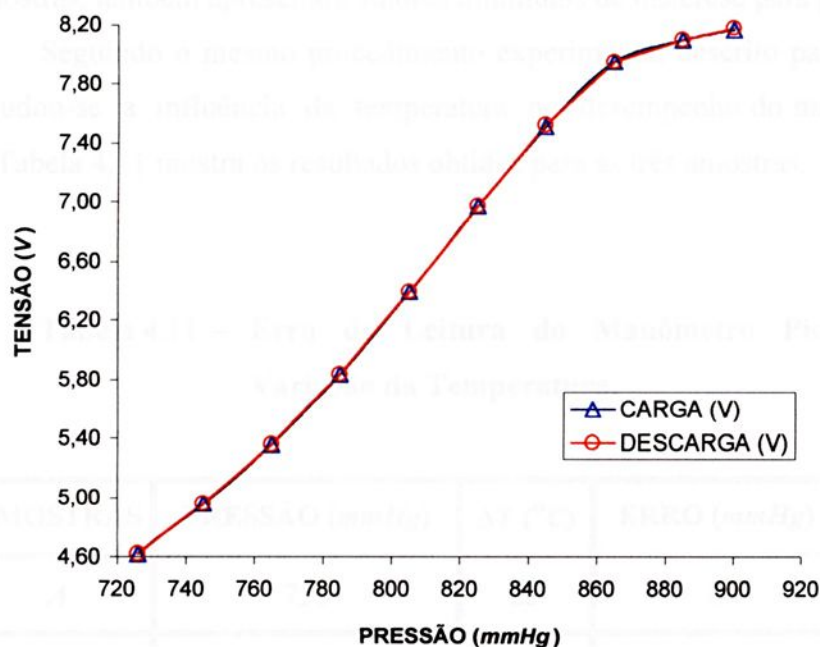


Figura 4.12 – Sinal produzido pelo manômetro piezelétrico, com a amostra *C*, para pressões crescentes e decrescentes (faixa de pressões positivas).

A histerese máxima foi calculada através da Equação (27), na pressão onde houve a maior discrepância entre os valores, quando a câmara foi submetida a pressões em ordem crescente e depois em ordem decrescente de magnitude.

Tabela 4.10 – Histerese Máxima do Manômetro Piezelétrico, na Faixa de Pressões Positivas.

AMOSTRA	PRESSÃO (mmHg)	HISTERESE MÁXIMA (%)
<i>A</i>	805	0,35
<i>B</i>	825	0,38
<i>C</i>	845	0,12

Observa-se, portanto, na Tabela 4.10 que o manômetro piezelétrico, com as três amostras, também apresentou valores diminutos de histerese para pressões positivas.

Seguindo o mesmo procedimento experimental descrito para pressões negativas, estudou-se a influência da temperatura no desempenho do manômetro piezelétrico. A Tabela 4.11 mostra os resultados obtidos para as três amostras.

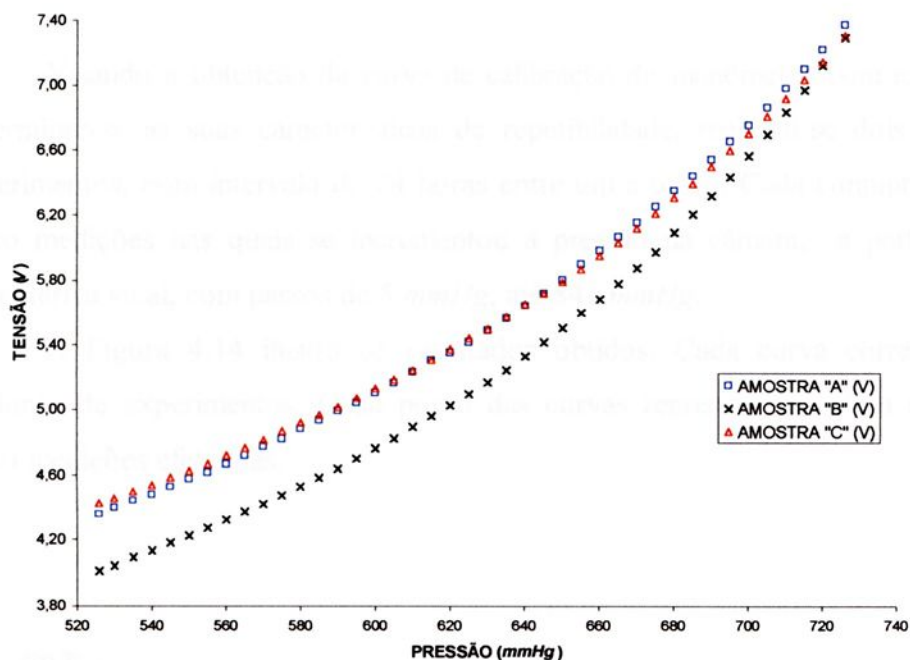
Tabela 4.11 – Erro de Leitura do Manômetro Piezelétrico Devido a Variação da Temperatura.

AMOSTRAS	PRESSÃO (mmHg)	$\Delta T (^{\circ}C)$	ERRO (mmHg)	ERRO RELATIVO (%)
A	755	25	0	0,00
B	750	25	1	0,13
C	820	25	0	0,00

Portanto, para pressões positivas, uma variação de 25 °C na temperatura, produz erros de leitura desprezíveis no manômetro piezelétrico.

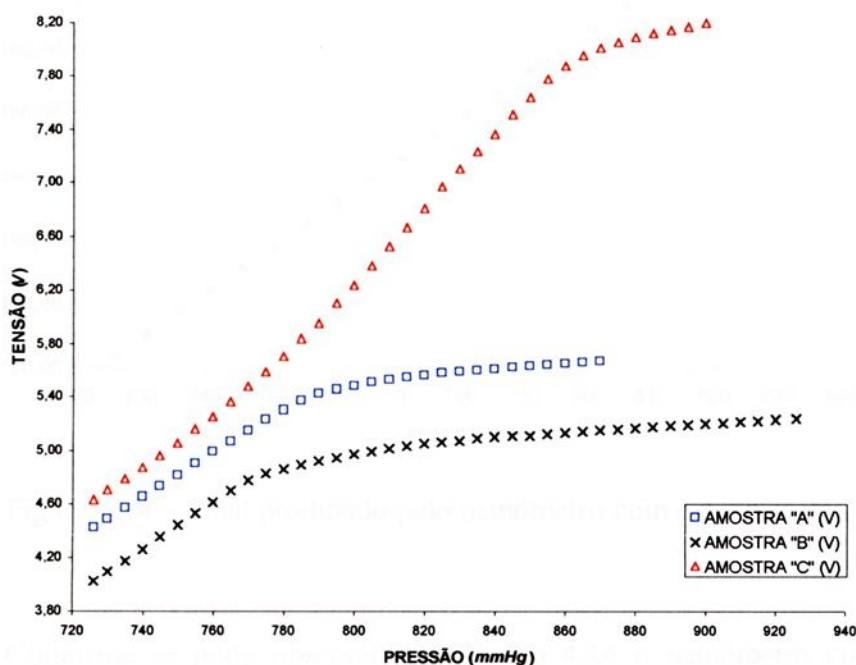
Visando facilitar a comparação entre as três amostras, as Figuras 4.13(a) e 4.13(b) apresentam, em um mesmo gráfico, as curvas de calibração para pressões negativas e positivas, respectivamente.

COMPARAÇÃO DAS CURVAS DE CALIBRAÇÃO DAS
AMOSTRAS A, B E C PARA PRESSÕES NEGATIVAS



(a)

COMPARAÇÃO DAS CURVAS DE CALIBRAÇÃO DAS
AMOSTRAS A, B E C PARA PRESSÕES POSITIVAS



(b)

Figura 4.13 – Curvas de Calibração das Amostras A, B e C. (a) Pressões Negativas e (b) Pressões Positivas.

4.2 – MANÔMETRO COM EXTENSÔMETRO

Visando a obtenção da curva de calibração do manômetro com extensômetro e determinar-se as suas características de repetibilidade, realizou-se dois conjuntos de experimentos, com intervalo de 24 horas entre um e outro. Cada conjunto consistiu de cinco medições nas quais se incrementou a pressão na câmara, a partir da pressão atmosférica local, com passos de 5 *mmHg*, até 841 *mmHg*.

A Figura 4.14 ilustra os resultados obtidos. Cada curva corresponde a um conjunto de experimentos. Cada ponto das curvas representa a média aritmética das cinco medições efetuadas.

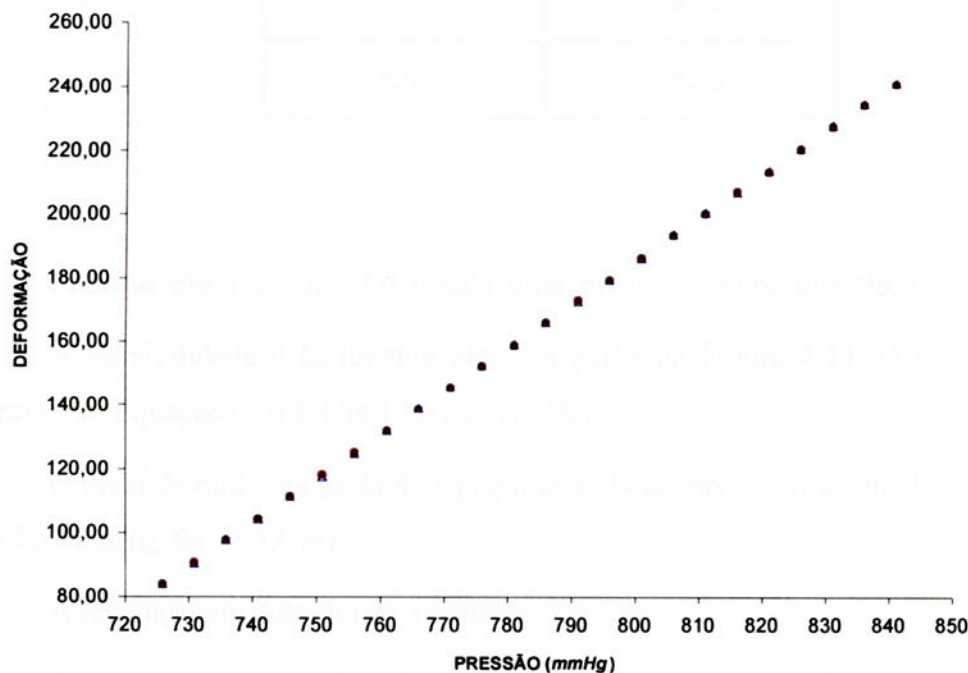


Figura 4.14 – Sinal produzido pelo manômetro com extensômetro.

Conforme se pode observar pela Figura 4.14 o manômetro com extensômetro apresentou excelente linearidade, em torno de. O coeficiente de determinação foi de 0,9999. As curvas são praticamente coincidentes evidenciando as ótimas características de repetibilidade do manômetro.



Para se determinar a precisão do manômetro com extensômetro foram realizadas dez medições para as pressões de 741, 771, 796 e 826 *mmHg*. A Tabela 4.12 mostra os resultados obtidos através das Equações (28) a (32).

Tabela 4.12 – Precisão do Manômetro com Extensômetro.

PRESSÃO (<i>mmHg</i>)	Precisão (%)
741	98,79
771	98,54
796	98,58
826	98,85

Pode-se observar que foi obtida uma precisão maior que 98,5 %.

A sensibilidade é facilmente obtida a partir da Figura 4.13. O valor calculado através da Equação (26) foi de 1,36 $\mu\epsilon/mmHg$.

O nível de ruído, na saída do equipamento Sensortec, na pressão atmosférica local de 726 *mmHg*, foi de 3,0 *mV*.

A resolução medida foi de 3 *mmHg*.

A determinação da histerese foi efetuada variando-se a pressão de 726 a 841 *mmHg* e de 841 para 726 *mmHg*, em passos de 5 *mmHg*. A Figura 4.14 ilustra os resultados obtidos.



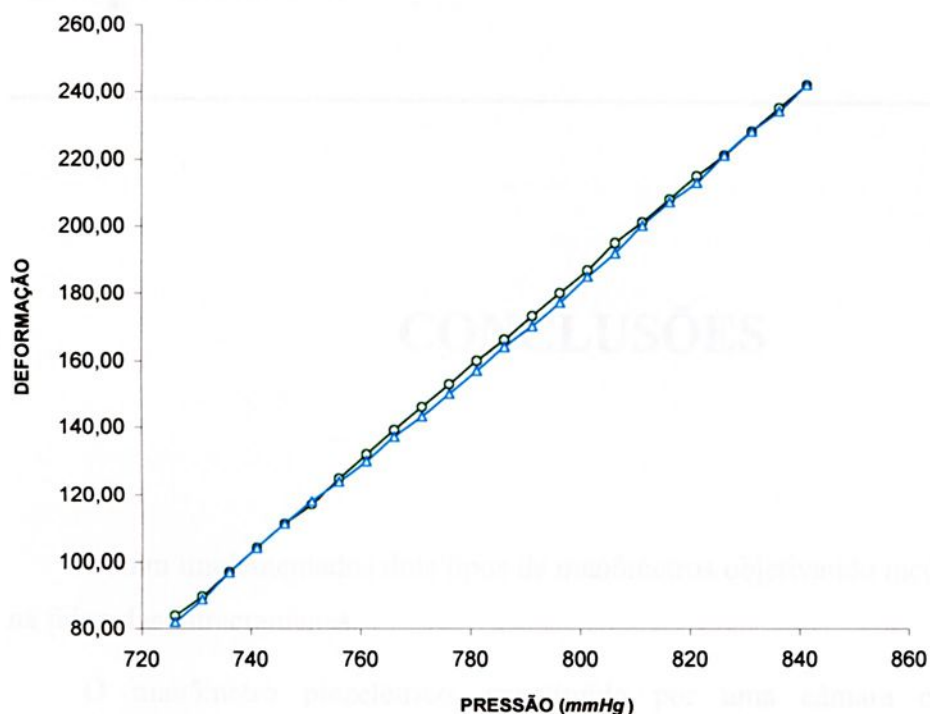


Figura 4.15 – Sinal do manômetro com extensômetro para pressões crescentes e decrescentes.

A maior discrepância de valores, quando se mediu com o manômetro, pressões em ordem crescente e decrescente de magnitude, ocorreu em 796 mmHg. Nesta pressão calculou-se a histerese máxima através da Equação (27), cujo valor resultou em 1,24 %.

Capítulo V

CONCLUSÕES

Foram implementados dois tipos de manômetros objetivando medições de pressão na faixa das intracranianas.

O manômetro piezelétrico, constituído por uma câmara com um sensor piezelétrico e por um circuito de condicionamento de sinais, empregou o efeito piezelétrico inverso como método de excitação. Três diferentes sensores piezelétricos foram estudados, na faixa de 200 *mmHg* abaixo (pressões negativas) e acima (pressões positivas) da pressão atmosférica local: um composto PZT / poliuretano, um composto PZT / poliuretano / grafite mineral e uma amostra de PVDF.

Pela primeira vez estudou-se estes compostos visando sua utilização em medidores de pressão intracranianas. Foi desenvolvido um novo circuito de condicionamento de sinais para a câmara piezelétrica.

O manômetro com extensômetro possui um extensômetro metálico no formato roseta, que é colado ao diafragma da câmara de pressão. Neste trabalho fez-se uso de um circuito de condicionamento de sinais comercial para amplificar e filtrar os sinais produzidos pelo sensor. Estudou-se o desempenho deste manômetro na faixa de 0 a 115 *mmHg* acima da pressão atmosférica.

Os manômetros piezelétricos apresentaram excelente repetibilidade, resposta não linear e histerese reduzida (menor que 0,42 %) . As equações que se ajustam aos pontos experimentais, quando se traça a curva da pressão versus resposta do manômetro, são polinômios de terceiro, quarto ou quinto grau.



Para pressões negativas as sensibilidades médias para as três amostras foram similares, com valor aproximado de $15,5 \text{ mV/mmHg}$ e resolução igual ou melhor que 3 mmHg .

Para pressões positivas há duas regiões distintas na curva de calibração: uma de elevada sensibilidade e outra de sensibilidade menor. A amostra de PVDF apresentou sensibilidade média superior a duas vezes à das outras duas e melhor resolução que estas. Para a região de maior sensibilidade, a resolução do manômetro com o PVDF é de 1 mmHg e, para a região de menor sensibilidade, 2 mmHg . Os manômetros com compósitos apresentaram resolução melhor ou igual que 2 mmHg na região de maior sensibilidade (abaixo de 780 mmHg) e em torno de 5 mmHg para a faixa de menor sensibilidade.

Quando se variou a temperatura do manômetro piezelétrico de 25°C , o erro máximo produzido na leitura foi de $1,31\%$.

O manômetro com extensômetro apresentou resposta linear, boas características de repetibilidade, precisão superior a $98,5\%$, histerese máxima de $1,24\%$ e resolução de 3 mmHg .

Analisando-se as curvas de calibração das amostras *A*, *B*, e *C* constatou-se que elas possuem praticamente as mesmas características de funcionamento para pressões negativas, com pequenas discrepâncias entre a amostra *B* e as outras duas, porém para pressões positivas observou-se que a amostra *C* (PVDF) possui melhor linearidade, sensibilidade e resolução em relação as outras duas.

Portanto, pode-se constatar, a partir da análise dos resultados, que principalmente o manômetro piezelétrico, com a amostra de PVDF e o manômetro com extensômetro possuem características que os habilitam para serem utilizados como medidores de pressão intracraniana. Conseguiu-se, para pressões positivas, que é a de maior interesse, resolução de 2 mmHg para o manômetro com PVDF e de 3 mmHg para o manômetro com extensômetro.

Como trabalho futuro sugere-se o desenvolvimento de manômetros com resolução de 1 mmHg . Esta resolução é possível de ser conseguida utilizando o PVDF, em uma câmara piezelétrica projetada especialmente para se otimizar as características de sensibilidade, e o manômetro com extensômetro, diminuindo-se a espessura do diafragma da câmara.



BIBLIOGRAFIA

- [1] COBBOLD, R. S. C. *"Transducers for Biomedical Measurements – Principles and Applications"*, A Wiley-Interscience Publication, 1974.
- [2] BORDAS, L. B. *"Neurologia Fundamental"*, 2ª Edição, 1968.
- [3] SILVA, J. A. G. *"Fundamentos de Neurologia"*; Editora Guanabara, 1979.
- [4] CARPENTER, M. B. *"Neuroanatomia Humana"*, 7ª Edição, 1978.
- [5] ARANOVICH, J. *"Neurologia"*, 1973.
- [6] DOUGLAS, D. W. *"A chronic Epidural Intracranial Pressure Monitor."* *Proc. 21st Ann. Conf. Eng. Med. Biol., Vol. X, paper 38.5*, 1968.
- [7] COLLINS, C. C. *"Biomedical Transensors: A Review."* *J. Biomed Syst.*, 1, 23-39 (1970).
- [8] PIPER, I. R.; Miller, J. D. *"The Evaluation of the Capacity of Analysis in the Way of Wave of a New Microsensor of I.C.P. Strain Gauge."*
- [9] HAYASHI, T. Kuramoto S.; e Anegawa *"A New Instrument for Measurement non Invasive of the I.C.P. Through Previous Fontanela"*.
- [10] *"FUNDAMENTALS OF Pressure Sensor Technology"* Standard Mems, Micro Machines.
- [11] PALLÁS-ARENY, R. *"Sensors and Signal Condiuning"*, A Wiley – Interscience Publication, 1991.
- [12] KITTEL, C. *"Introduction to Solid State Physics"*, JohnWiley, New York, 1971.
- [13] FERNANDES, S. H. *"Preparação e Caracterização de Compósitos PZT / PU para o Desenvolvimento de um Sensor para Umidade de Solo"* Dissertação de Mestrado – UNESP, 1998.



- [14] SOUZA, E. "Otimização do Processo de Polarização de um Compósito Piezelétrico com Adição de Fase Condutora"; Dissertação de Mestrado – UNESP, 2000.
- [15] FURUKAWA, T. *"Piezoelectric Properties in the Composite Systems of Polymers and PZT Ceramics"*;
- [16] MORT, J. PFISTER G. *"Electronic Properties of Polymers"*, 1982.
- [17] DALLY, J. W. *"Instrumentation for Engineering Measurements"*, 2ª Edição, 1993.
- [18] Curso Extensometria – CESP; 1997.
- [19] Manual de Funcionamento *"Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers INA 129"* Burr – Brown Corporation, 1995.

unesp
UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Campus de Ilha Solteira
Serviço de Biblioteca e Documentação





UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Câmpus de Ilha Solteira
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Av. Brasil Centro, 56
15385-000 Ilha Solteira - SP
www.dee.feis.unesp.br

