

unesp

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

***DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
EM
ENGENHARIA ELÉTRICA***

1210001096



Nº 26

**DESENVOLVIMENTO DE SENSORES TÁCTEIS
UTILIZANDO STRAIN GAGES**

ALUNO: JOSIVALDO GODOY DA SILVA

ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Te.1096



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**DESENVOLVIMENTO DE SENSORES TÁCTEIS
UTILIZANDO *STRAIN GAGES***

JOSIVALDO GODOY DA SILVA

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.

ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

1210001096



ILHA SOLTEIRA – S.P.

OUTUBRO - 1998

Doc. 054/99 - NPD 106

UNESP - "CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA"	
SERVIÇO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO	
DATA DE CHEGADA <i>13/9/99</i>	DATA DE TÓRPO <i>30/9/99</i>
REGISTRO <i>Ilha</i>	TOMO <i>1096</i>
AQUISIÇÃO <i>Opacat autor</i> <i>28/10/98</i>	CLASSIFICAÇÃO <i>S 586 d</i>

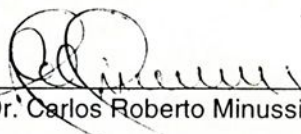
3040200



**"DESENVOLVIMENTO DE SENSORES TÁCTEIS UTILIZANDO
STRAIN GAGES"**

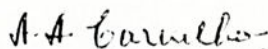
Josivaldo Godoy da Silva

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. Carlos Roberto Minussi - Coordenador

COMISSÃO EXAMINADORA:



Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho - Orientador



Prof. Dr. Mauro Henrique de Paula



Prof. Dr. Nobuo Oki

Ilha Solteira – SP, outubro de 1998

*Aquele que é fonte de vida e vida
em abundância.*

Jesus Cristo

*A meus pais
Sebastião e Maria*

Dedico



Agradecimentos

*Ao Professor **Aparecido Augusto de Carvalho** pela amizade que derrubou barreiras contra o dialogo franco, pela sua boa vontade sempre, responsável pela solução de problemas externos mas relacionados, além do estímulo necessário a superação dos mesmos, pela humildade que provêm da sabedoria, ouvindo, refletindo, discernindo e compartilhando a decisão. É um orientador nato.*

*Aos professores do departamento de Engenharia Elétrica pela amizade e incentivo;
Aos técnicos do departamento de Engenharia Elétrica pela amizade e apoio técnico;*

*Aos professores **Daniel Yvan Martin Delforge** e **Antonio Eduardo Turra** do departamento de Engenharia Mecânica pela amizade e discussões frutíferas;*

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Mecânica pela amizade e apoio técnico;

*Ao professor **Rogério de Oliveira Rodrigues** do Departamento de Engenharia Civil pela amizade e discussões frutíferas;*

*Ao técnico **Gilberto Antônio de Brito** do Departamento de Engenharia Civil pela amizade e apoio técnico;*

*Aos alunos **Doriedson Dutra**, **Edvaldo Juzzo**, **Cesar Roberto de lima** e **Israel Barijan** do curso de graduação em Engenharia Elétrica pela amizade e apoio;*

*Ao Dr. **Lélio Naor Lindquist**, Gerente do laboratório de Engenharia Civil- CESP pela compreensão e todo apoio;*

*Aos técnicos **José Lourival Pereira**, **Jair Gomes da Silva**, **Euler Barreto Júnior**, **Severino Elezario da Silva** e **Célio Fernando Nogueira Del Pintor**, do laboratório de Engenharia Civil – CESP pela amizade, discussões frutíferas e apoio técnico;*

*Ao Eng. **Carlos Cesar de Aquino Garcia**, chefe da Oficina Mecânica - CESP pela compreensão e todo apoio ;*

À FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) pelo apoio financeiro;

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro.



RESUMO

Este projeto consistiu no desenvolvimento de sensores tácteis utilizando *strain gages* para medições de forças exercidas pelos dedos e pelas mãos de pacientes.

Foram desenvolvidos três tipos de sensores: um dinamômetro, constituído por duas hastes, que pode medir força exercidas pelas mãos, independente do ponto de aplicação das forças e dois modelos de sensores que trabalham com tensão normal, projetados para conexão individual em cada dedo.

Os experimentos realizados permitiram a determinação das principais características estáticas e dinâmicas dos transdutores implementados. A calibração foi feita utilizando pesos conhecidos. Ambos os modelos de sensores individuais, possuem um mecanismo de proteção que impede a danificação dos sensores na hipótese da aplicação de forças superiores a 100 N. Um programa de simulação computacional desenvolvido permite a determinação dos parâmetros relevantes ao projeto de dinamômetros, para as mais variadas aplicações. Apresentam como principais características:

- 1: Faixa dinâmica: 0 a 100 N;
- 2: Resolução: 0,2 N (dinamômetro), 0,5 N (primeiro modelo de sensor individual) e 0,3 N (segundo modelo de sensor individual);
- 3: Ausência de histerese;
- 4: Excelente linearidade;
- 5: Tempo de resposta: 23,5 ms (dinamômetro), 17,4 ms (primeiro modelo sensor de individual) e 17,3 ms (segundo modelo de sensor individual);
- 6: Tamanho compatível para utilização nos dedos (sensores individuais). Este tamanho poderá ser ainda diminuído utilizando-se *strain gages* menores, ferramentas de precisão para a manufatura da estrutura mecânica do transdutor e metais mais robustos.

Os protótipos desenvolvidos foram utilizados para medições de forças exercidas pelos dedos e podem ser utilizados em aplicações de Engenharia de Reabilitação, Ergonomia, Biomecânica, Robótica e Fisioterapia.

Strain Gage Tactile Sensors

Abstract

This dissertation describes the development of *strain gages* tactile sensors used for measuring finger and hand forces.

Three types were constructed: a dynamometer composed by two stems that can measure hand forces independent of the point of application and two models of individual finger force sensors.

The static and dynamic characteristics of the sensors were studied. They were calibrated using known weights. Both individual sensors have a protection mechanism that prevents the damage of the sensors when forces higher than 100 N are applied. A program was developed to compute important parameters in the design of the dynamometer.

The main features of these sensors are:

- 1: Dynamic range: 0 to 100N;
- 2: Resolution: 0.2 N (dynamometer), 0.5 N (first model of the individual finger sensor), 0.3 N (second model of the individual finger sensor);
- 3: Hysteresis: very low;
- 4: Linearity: excellent;
- 5: Sensor fall time: 23.5 ms (dynamometer), 17.4 ms (first model of the individual finger sensor) and 17.3 ms (second model of the individual finger sensor);
- 6: Size: adequate for using in the fingers (individual sensors). This size can be reduced using smaller *strain gages* and precision tools for constructing the sensors.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	1
Introdução	1
1.1- Sensores Tácteis.....	1
1.2 - Sensor Táctil Ideal	2
1.3 - Tipos de Sensores	3
1.4 – Objetivo do trabalho	8
 CAPÍTULO 2	 9
Fundamentos Teóricos.....	9
2.1 - <i>Strain Gages</i> Metálicos	9
2.2 - <i>Strain Gages</i> Semicondutores	13
 CAPÍTULO 3	 15
Considerações Experimentais	15
3.1 - Tipos de <i>Strain Gages</i>	15
3.2 - Fontes de Erros Esperadas para os <i>Strain Gages</i>	19
3.3 - Efeitos Da Temperatura Ambiente.....	20
3.4 - Compensação da Temperatura com a Ponte de Wheatstone.....	21
 CAPÍTULO 4	 26
Materiais e Métodos	26
4.1 - Circuito de Condicionamento de Sinais	26
4.2 - Implementação de um Dinamômetro.....	38
4.3 - Implementação do Primeiro Modelo de Sensor Táctil Individual.....	49
4.4 - Implementação do Segundo Modelo de Sensor Táctil Individual.....	57
4.5 - Programa de Aquisição de dados.....	65

CAPÍTULO 5	67
Resultados e Discussão	67
5.1 - Dinamômetro	67
5.1.1 - Características Estáticas	67
5.1.2 - Características Dinâmicas	71
5.1.3 - Medições de Forças nos Dedos	72
5.2 - Sensor Tátil Individual (1 ^o Modelo)	74
5.2.1 - Características Estáticas	74
5.2.2 - Características Dinâmicas	76
5.2.3 - Medições de Forças nos Dedos	78
5.3 - Sensor Tátil Individual (2 ^o Modelo)	80
5.3.1 - Características Estáticas	80
5.3.2 - Características Dinâmicas	83
5.3.3 - Medições de Forças nos Dedos	84
 CAPÍTULO 6	 86
Conclusões	86
Sugestões para Trabalhos Futuros	87
 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	 88
 ANEXO 1	 92
Programa GAGE9V3	92

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 5.1 - Tempo de descida do dinamômetro.....	72
Tabela 5.2 - Tempo de descida do sensor tátil individual (Primeiro Modelo)	77
Tabela 5.3 - Tempo de descida do sensor tátil individual (Segundo Modelo).....	84

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Força axial “alongando” uma barra quadrada e diminuindo a área de sua secção transversal.	11
Figura 3.1 - <i>Strain gage</i> semicondutor: (a-d) com proteção; (e-h) sem proteção..	16
Figura 3.2 - Modelos de <i>strain gages</i>	18
Figura 3.3 - (a) Detalhe de um <i>strain gage</i> axial.....	19
Figura 3.4 - Dessensibilização causada pelos fios principais.	20
Figura 3.5 - Ponte de Wheatstone.	21
Figura 3.6 - Exemplo de ligação em meia ponte.....	24
Figura 4.1 - Circuito do amplificador de instrumentação implementado.....	27
Figura 4.2 - Esquema geral do circuito de condicionamento de sinais.....	29
Figura 4.3 A - Bloco A ou fonte de excitação.....	31
Figura 4.3 B - Bloco B ou amplificador AC mais filtro para supressão de harmônicas.	34
Figura 4.3 C - Bloco C ou demodulador síncrono mais filtro ativo + amplificador.	37

Figura 4.4 - Diagrama representativo da haste	40
Figura 4.5 - Secção transversal da haste	40
Figura 4.6 - Variação da tensão normal σ , de um lado ao outro da haste	41
Figura 4.7 - Variação da tensão tangencial τ , de um lado ao outro da haste	41
Figura 4.8 - Diagrama representativo de uma das hastes, com as dimensões definidas em projeto.....	45
Figura 4.9 - Dinamômetro completo (hastes e trilho).....	47
Figura 4.10 - Trilho de aço, em perspectiva	48
Figura 4.11 - Foto do dinamômetro completamente desmontado	48
Figura 4.12 - Foto do dinamômetro (hastes + trilho) preparado	49
Figura 4.13 - Simplificação do sensor tátil, semelhante a viga biengastada.....	49
Figura 4.14 - Forças de ação, reação e momento na membrana	50
Figura 4.15 - Gráfico de momento ao longo da membrana.	50
Figura 4.16 A - Camisa metálica que fica sobre o sensor tátil	54
Figura 4.16 B - Vista lateral do sensor tátil individual.....	54
Figura 4.16 C - Vista em planta do sensor tátil individual.....	55
Figura 4.17 A - Foto do sensor tátil junto a uma moeda de 1 centavo de Real.	56
Figura 4.17 B - Foto do sensor tátil individual colado ao velcro e instalado no dedo polegar	57
Figura 4.18 - Simplificação do sensor tátil, semelhante a viga biengastada.....	57
Figura 4.19 - Forças de ação, reação e momento na membrana.....	58
Figura 4.20 - Gráfico de momento ao longo da membrana.	58
Figura 4.21 A - Camisa metálica do sensor tátil individual.....	62

Figura 4.21 B - Vista lateral do sensor tátil individual.....	62
Figura 4.21 C - Vista em planta do sensor tátil individual.....	63
Figura 4.22 A - Foto do sensor tátil junto a uma moeda de cinco centavos de Real	64
Figura 4.22 B - Foto do sensor tátil individual colado ao velcro e instalado no dedo polegar	65
Figura 4.23 - Primeira tela do programa de aquisição de dados "AQUISI"	66
Figura 5.1 - Curvas de calibração estática (1) do dinamômetro.....	68
Figura 5.2 - Curvas de calibração estática (2) do dinamômetro.....	69
Figura 5.3 - Sinal de saída do transdutor em função do ponto de aplicação da força na região ativa do dinamômetro	70
Figura 5.4 - Resposta do dinamômetro a uma força com forma de degrau	71
Figura 5.5 - Gráfico do sinal do dinamômetro decorrente de força exercida pelo dedo polegar	73
Figura 5.6 - Curvas de calibração estática (1) do sensor tátil individual.....	74
Figura 5.7 - Curvas de calibração estática (2) do sensor tátil	75
Figura 5.8 - Curvas médias do sensor tátil correspondentes a dois experimentos realizados com interstício de um dia.....	76
Figura 5.9 - Resposta do sensor tátil a uma força com forma de degrau	77
Figura 5.10 - Sinal do sensor tátil em função da força exercida pelo dedo polegar	78
Figura 5.11 - Força exercida pelo polegar em uma atividade de preensão, monitorada com o sensor tátil individual	79
Figura 5.12 - Curvas de calibração estática (1) do sensor tátil individual	80

Figura 5.13 - Curvas de calibração estática (2) do sensor tátil	81
Figura 5.14 - Curvas médias do sensor tátil correspondentes a dois experimentos realizados com interstício de um dia	82
Figura 5.15 - Resposta do sensor tátil a uma força com forma de degrau.....	83
Figura 5.16 - Sinal do sensor tátil em função da força exercida pelo dedo polegar	84
Figura 5.17 - Força exercida pelo polegar em uma atividade de preensão, monitorada com o sensor tátil individual	85

SÍMBOLOGIA UTILIZADA

σ : Tensão normal (N/mm^2);

τ : Tensão tangencial ou de cisalhamento (N/mm^2);

$\bar{\sigma}$: Tensão normal admissível ou Tensão limite de proporcionalidade (N/mm^2);

Para duralumínio (2024-T351) $\bar{\sigma} = 310 \text{ N/mm}^2$

$\sigma_{\max}$: Tensão normal (N/mm^2) máxima;

$\bar{\tau}$: Tensão tangencial ou de cisalhamento admissível (N/mm^2);

Para duralumínio (2024-T351) $\bar{\tau} = 282,44 \text{ N/mm}^2$

$\tau_{\max}$: Tensão de cisalhamento (N/mm^2) máxima;

A: Área (mm^2) de secção transversal;

N: Força normal (N);

M: Momento fletor (N.mm);

d: Distância (mm) entre o ponto de aplicação de V e o centro geométrico dos *strain gages*;

V: Força cortante (N);

- c: Distância (mm) do eixo neutro ao ponto desejado;
- I: Momento de inércia (mm^4);
- Q: Momento estático (mm^3);
- h: Altura ou espessura (mm) da secção transversal;
- y: Distância (mm) do CG ao ponto em estudo;
- W: Largura (mm) da haste ;
- D: Espessura (mm) da haste;
- H: Largura (mm) da membrana da haste;
- T: Espessura (mm) da membrana da haste;
- L1: Altura (mm) da haste do dinamômetro;
- AAB: Altura (mm) da membrana ou do bolso;
- L : Altura (mm) total da haste do dinamômetro, comprimento da membrana do sensor tátil individual ou comprimento (m) do filamento resistivo do *strain gage*;
- G: Módulo de elasticidade transversal (N / mm^2);
- E : Módulo de elasticidade longitudinal ou Young (N / mm^2);
- Para duralumínio (2024-T351) $E = 73022,22 \text{ N} / \text{mm}^2$
- ϵ : Deformação (m/m) do *strain gage* definido pela equação (2.5) página 10;
- $\frac{dt}{t}$: Deformação na direção lateral;
- x: Relação entre a variação de resistência quando submetido a tensão mecânica pela resistência quando não há solicitação;
- ν : Coeficiente de Poisson definido pela equação (2.6) página 10;.
- m: Constante de Bridgman que varia de 1,13 a 1,15 para as ligas especiais utilizadas na confecção dos *strain gages* e 4,4 para a platina;
- F: Fator de calibração ou de sensibilidade do *strain gage* definido pela equação (2.16) página 13;

- R: Resistência (Ω) do filamento metálico do *strain gage*;
- R_0 : Resistência (Ω) a 25°C do *strain gage* semicondutor, sem solicitação e com fornecimento constante de corrente;
- ρ : Resistividade (Ωm) do filamento metálico;
- E_i : Tensão (V) de alimentação da ponte de Wheatstone, do dinamômetro ou sensor tátil individual;
- E_o : Tensão (V) de saída da ponte de Wheatstone; do dinamômetro ou sensor tátil individual;
- S: Sensibilidade (V/N);
- b: Largura (mm) da membrana do sensor tátil individual e base da membrana da haste do dinamômetro;
- e: Espessura (mm) da membrana do sensor tátil individual ;
- a: Comprimento (mm) de parte da membrana entre A e B ou entre C e D, do sensor tátil individual;
- b_1 : Comprimento (mm) de parte da membrana entre B e C;
- f: Flecha (mm).

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1 - Sensores Tácteis

A Engenharia Biomédica tem, como um de seus objetivos, a construção de mecanismos capazes de imitar a sensibilidade humana.

A mão humana é um mecanismo extraordinário. A sensação de toque de uma pessoa normal é capaz de distinguir um enorme intervalo de forças. Este intervalo é facilmente ilustrado quando se sente um leve toque de uma pena, oposto às enormes forças sentidas quando se trabalha com um martelo.

Sensores tácteis são definidos como dispositivos capazes de detectar, de forma contínua, forças de contacto variáveis.

Existe uma ampla variedade de aplicações para um sensor, que pode medir com exatidão as forças dos dedos e das mãos.

Sensores práticos para medição das forças dos dedos e das mãos são necessários em pesquisas biomédicas, avaliações clínicas das funções das mãos e para mecanismos de reabilitação das mãos. As medições e prognósticos da distribuição de forças nas mãos em operações de manipulação de objetos são importantes para desenvolver modelos biomecânicos e para projetar ferramentas e equipamentos de trabalho para atividades manuais¹. Sensores de forças podem ser necessários para avaliar os efeitos de técnicas cirúrgicas tais como a recolocação de juntas ou transferências de tendões². Podem também ser usados em reabilitação e em testes funcionais. Por exemplo, medições de forças manuais poderiam ajudar na documentação do progresso de pacientes submetidos a cirurgia nas mãos. O desenvolvimento de sensores de forças pequenos e confiáveis, distribuídos sobre a palma da mão, poderia melhorar enormemente os recursos dos cirurgiões para avaliar com exatidão o progresso dos pacientes nas recuperações cirúrgicas. Sensores de força precisos são extremamente úteis em teste de estimulação neuromuscular funcional^{3,4}. Sensores tácteis são necessários em



mecanismos de reabilitação que tentam compensar a perda de sensação nas mãos⁵. Outras áreas que poderiam se beneficiar do desenvolvimento dos sensores tácteis incluem a robótica e sistemas teleoperados.

HARMON⁶ fez um levantamento com os pesquisadores e técnicos de indústria visando determinar os requisitos dos sensores tácteis e seus potenciais. Concluíram que o dispositivo ideal deveria conter sensores em um substrato semelhante à pele das mãos, tendo a destreza dos dedos e com um pré-processamento ao nível do sensor. As características desejadas do mesmo seriam: (1) resolução espacial de 2-3 mm, (2) faixa dinâmica de 0,1 até 100 N, (3) tempo de resposta de 1-10 ms, (4) baixa histerese, (5) acondicionamento robusto e compliante. O desempenho exigido para um sensor tátil A, em uma determinada tarefa, pode ser totalmente diferente do exigido para um sensor tátil B, em uma outra tarefa. A literatura geralmente enfatiza as vantagens de se produzir um sensor tátil que imite a sensibilidade do toque humano.

1.2 - Sensor Tátil Ideal

As características de um sensor tátil adequado para as mãos têm sido largamente pesquisados^{3,4,6,7,8,9,10} e é, em geral, uma combinação de requisitos específicos.

O sensor tátil ideal deveria possuir as seguintes características:

- 1: Múltiplos elementos sensíveis;
- 2: Pequeno espaço entre os elementos sensíveis, da ordem de 1mm de centro a centro;
- 3: Flexibilidade, habilidade para acomodação aos dedos;
- 4: Capacidade para medir forças e temperatura com exatidão;
- 5: Boa sensibilidade na faixa de 0-100 N;
- 6: Tolerância à sobrecarga, sem se danificar;
- 7: Respostas rápidas, menores do que 25 ms;
- 8: Baixa histerese e baixa interferência;
- 9: Encapsulamento que resista à ambientes agressivos;
- 10: Pequeno prejuízo à operação do sistema, quando alguns elementos sensores são



danificados;

- 11: Capacidade para medir forças normais e de cisalhamento;
- 12: Capacidade de processar o sinal localmente;
- 13: Pequeno consumo de potência;
- 14: Alta imunidade à ruídos;
- 15: Tamanho pequeno, para não interferir na habilidade para realizar tarefas normais;
- 16: Exatidão na transmissão de forças.

Atualmente não existem sensores que satisfaçam os requisitos acima. Embora muitos artigos focalizem o sensor tátil ideal, o procedimento mais correto é analisar quais são os requisitos para um sensor tátil útil. Por exemplo, um sensor simples que possa ser montado na ponta do dedo, que forneça saídas reprodutíveis, com um bom coeficiente de correlação nas medições de força, seria extremamente útil para os pesquisadores da área.

Há vários tipos de sensores de força utilizados em robótica e medicina. A literatura contém numerosas revisões da tecnologia de sensores táteis^{7, 8, 9, 11, 12, 13}. Embora muitos tipos tenham sido pesquisados, nenhum tem uso generalizado. Cada tipo tem uma ou mais desvantagens que os tornam apropriados para determinadas aplicações mas inadequados para outras. Estas desvantagens incluem um encapsulamento com propriedades mecânicas muito diferentes às da pele, tamanho excessivo, faixa de forças limitada e falta de proteção contra sobrecarga. A seguir é fornecida uma breve descrição dos tipos mais comumente empregados.

1.3 - Tipos de Sensores

Sensores piezoelétricos

Um material piezoelétrico gera uma carga elétrica quando submetido à uma pressão mecânica ou deformação. A maior desvantagem de um sensor piezoelétrico para aplicações táteis é a ausência de resposta estática. O elemento sensível piezoelétrico é similar à um capacitor. RESTON e KOLEsar¹⁴ construíram um sensor tátil para robótica de 5x5 mm, baseado em um filme de PVDF, acoplado à um circuito integrado. Embora apresente saída



linear, sua pequena faixa dinâmica e incapacidade para medir forças estáticas limitam sua aplicação, como sensor tátil, em medições de forças nos dedos.

Sensores com polímeros condutivos

Um típico sensor com polímero condutivo consiste de duas camadas de poliamida. Uma das camadas possui parte de sua área metalizada enquanto a outra possui trilhas de prata similares às existentes em placas de circuito impresso. As duas camadas são postas frente à frente uma à outra. Quando uma pressão é aplicada ao sensor, aumenta a área de contacto entre as duas superfícies, o que produz uma diminuição de sua resistência elétrica¹⁵. Um sensor típico tem dimensões de 13 mm x 7 mm x 0,30 mm.

FELLOWS E FREIVALDS¹⁶ conectaram sensores de polímero condutivo em uma ferramenta manual de jardim. Um sensor de força com polímero condutivo foi conectado nas palma das mãos de pacientes e rigorosamente testado^{17, 18}. KACZMAREK¹⁹ desenvolveu um sistema de estimulação eletrotátil que utiliza uma luva com sensores de pressão com polímero condutivo. Estes sensores são imprecisos e exibem significativa histerese. Embora um tanto limitados na faixa dinâmica e na resolução, eles são altamente duráveis e práticos para medições de forças exercidas pelos dedos²⁰.

Sensores à fibra óptica

Nos últimos anos, as fibras ópticas têm sido amplamente usadas em uma variedade de aplicações. MAALEJ e WEBSTER²¹ construíram um sensor de forças simples usando uma mola de aço. A mola de aço tem a forma de “U”. Um fotodiodo é montado dentro do “U” e um led ilumina o interior. As extremidades da abertura do “U” se aproximam, bloqueando parte da luz quando forças são aplicadas. A LORD INDUSTRIAL AUTOMATION²² tem sensores de força ópticos para comercialização. Entretanto, os sensores são muito espessos (28,4 mm) para serem usados em configurações montadas nos dedos. Outros sensores ópticos tem sido desenvolvidos nos laboratórios da JET PROPULSION LABORATORY, MIT E BRITISH ROBOTIC SYSTEM⁷.



Sensores capacitivos

NEUMAN²³ et al. desenvolveram uma matriz sensora com elementos capacitivos. A estrutura básica consiste de uma matriz de 74 capacitores, definidos por interseções de 2 mm de largura, paralelas, de ouro cromado sobre substratos de poliamida. Duas destas estruturas são usadas para formar um sanduíche, com polímeros de silício atuando como dielétrico entre as duas estruturas de poliamida. Os substratos de poliamida são orientados de forma que as faixas de ouro-cromado estejam em ângulos retos umas com as outras. Esta estrutura resulta em uma combinação de 74 capacitores que são sensíveis à força. Devido ao acoplamento de sinais entre os capacitores há, porém, produção de erros significativos.

A sensibilidade à temperatura e o *drift* também são significativos. O trabalho de NEUMAN et al.²³ demonstraram a possibilidade de se construir sensores de forças com polímeros flexíveis que são capazes de responder às forças aplicadas.

Sensores com *strain gages*

FIORILLO²⁴ desenvolveu uma matriz de *strain gages* metálicos. A matriz é composta de 16 (4 x 4) elementos. Cada elemento consiste de dois *strain gages*, inseridos em ½ ponte de Wheatstone.

O sensor foi confeccionado em lâmina de aço (tipo 28N62) utilizando dois *strain gages* (HBM tipo type LY11) de 120 Ω , sendo colados um em cada face da lâmina de aço. O *strain gage* de cima funciona submetido a tração e o de baixo em compressão.

A máxima deflexão do sensor é limitada por uma esfera de aço que protege os elementos sensores contra sobrecarga. O limite de carga do sensor pode variar dentro da faixa de 10⁻¹ N a 10 N, variando-se a espessura do suporte metálico. A espessura atual é de 0,7 mm para o limite de 10 N.

Na versão atual a dimensão do sensor é 8 mm x 5 mm tendo uma resolução de 0,05N e não linearidade de 1,2 (0,1 N < faixa < 10 N).

No mercado existem dois tipos de *strain gages*: metálicos e semicondutores.



As características principais de um *strain gage* são:

- 1: Alta exatidão;
- 2: Baixo custo;
- 3: Excelente resposta dinâmica;
- 4: Excelente linearidade (apenas para os metálicos);
- 5: Com proteção adequada, pode ser instalado imerso em água ou atmosfera de gás corrosivo.

As variações de resistência nos *strain gages* metálicos ou semicondutores dependem de efeitos geométricos e piezoresistivos. O fator de calibração ou sensibilidade é de aproximadamente 2 para os *strain gages* metálicos e de 100 a 170 para os semicondutores.

Nos *strain gages* metálicos a variação na resistência é devido principalmente aos efeitos geométricos, enquanto nos *strain gages* semicondutores a variação é devido à resistividade.

Os *strain gages* são largamente disponíveis comercialmente. Normalmente eles são colados a um elemento deformável com colas epoxi especiais²⁵.

A teoria fundamental dos *strain gages* é apresentada no Capítulo 2.

Sensores de silício

Vários pesquisadores desenvolveram sensores de pressão baseados em silício. SUZUKI et al. implementaram um sensor tátil com células capacitivas de silício²⁶. SAMAUM et al. desenvolveram um sensor de pressão piezo-resistivo simples que poderia ser montado em um cateter²⁷. LEE e WISE desenvolveram um sensor de pressão capacitivo de silício²⁸. TANIGAWA et al. desenvolveram um sensor de pressão de silício com sinal processado por um circuito integrado²⁹. WOLFFENBUTTEL et al. descreveram um sensor tátil com superfície micromanufaturada para detecções precisas de pequenos detalhes em superfícies³⁰. Embora estes sensores possam conter circuitos integrados processadores de sinal, nenhum se assemelha à pele e nem são capazes de resistir à forças maiores que 100 N. Somado a isto, a maioria é sensível à pressão e não à força. SORAB et al., desenvolveram um sistema para medir as forças



dos dedos durante o nascimento do recém nascidos usando sensores de força de silício piezo-resistivos que foram colocados nas pontas dos dedos dos clínicos³¹. Estes sensores tem pouca durabilidade e não foram convenientes para medição de forças durante atividades manuais. KOW et al. e NEUMAN et al. desenvolveram um sensor de pressão resistivo e testaram em seres humanos ^{32, 33}. Entretanto, o encapsulamento do sensor não era parecido com a pele humana e o projeto não foi facilmente adaptado à combinação de múltiplos sensores. CRAGO et al. (1987) discutiram as limitações dos sensores devido ao tamanho e rigidez do sensor com relação aos dedos. Eles concluíram que para determinar forças no dedo com maior exatidão, um sensor deveria cobrir a maior parte do dedo e conformar-se à forma do mesmo. Muitos dos atributos dos sensores piezo-resistivos de silício são bem convenientes para o sensoreamento tátil. O silício resiste a uma tensão de tração que excede 689 MPa³⁴. É, teoricamente, um material elástico perfeito e não tem impurezas que contribuem para a histerese.

Altos fatores de calibração podem ser alcançados, e os sensores podem ser muito pequenos. A conexão dos terminais, os encapsulamentos disponíveis e os métodos para transmissão da força aplicada ao diafragma de silício, todavia, constituem problemas para este tipo de sensor.

Sensores micromanufaturados

A micromanufatura é a fabricação de estruturas mecânicas em miniaturas. Muitas vezes o material é o silício, mas metais e polímeros também são usados. PETERSEN descreveu as propriedades mecânicas e as técnicas básicas usadas para fabricar micro estruturas tridimensionais de silício³⁵.

Por exemplo, estruturas de hidróxido de potássio são 200 vezes mais rápidas na direção <100> do que na direção <111>. Algumas das geometrias que podem ser realizadas usando estruturas anisotrópicas incluem diafragmas, alavancas de barra, ranhuras e tubulações. A fabricação do sensor tátil descrito aqui utiliza estruturas anisotrópicas e isotrópicas. O aparecimento das técnicas de micromanufatura tem facilitado o desenvolvimento de numerosas peças miniaturizadas incluindo compressores, motores, engrenagens, válvulas, tubulações, etc ^{36, 37}.



A maioria dos dispositivos micromanufaturados são pouco interessantes para comercialização. As principais exceções são sensores de pressão e acelerômetros que são usados em instrumentação médica e automotiva.

A NOVASENSOR confeccionou um sensor tátil de silício micromanufaturado³⁸. O sensor consiste de um diafragma fino e de uma mesa de silício micromanufaturada sobre o diafragma. Um fino elastômetro cobre o sensor, como uma barraca. Os sensores podem ser colocados lado a lado para formar redes.

1.4. Objetivo do trabalho

O objetivo do trabalho foi a implementação de sensores tácteis, para medir forças exercidas pelos dedos e pelas mãos, utilizando-se strain gages metálicos. Foram desenvolvidos um dinamômetro para medir força exercida pelo dedo ou pela mão e dois modelos de sensores tácteis para se medir força exercida pelo dedo polegar.

Optou-se pela utilização de strain gages metálicos devido as suas boas características de sensibilidade, linearidade, repetibilidade e custo.

O capítulo 2 apresenta, em detalhes, os fundamentos teóricos dos strain gages metálicos e resumidamente os dos semicondutores.

O capítulo 3 aborda aspectos experimentais que devem ser levados em consideração quando se desenvolve sensores com strain gages metálicos. Estes aspectos incluem os modelos disponíveis comercialmente, as fontes de erros esperadas e a influência da temperatura na operação deste tipo de sensor.

O capítulo 4 apresenta os materiais e métodos utilizados na implementação de sensores, do circuito de condicionamento de sinais e a metodologia para proceder a à caracterização estática e dinâmica dos sensores implementados.

O capítulo 5 aborda os resultados obtidos nos experimentos de calibração estática, dinâmica e de medição de força no dedo polegar. São feitas também discussões dos resultados.

Finalmente, o capítulo 6 apresenta as conclusões gerais do trabalho.



CAPÍTULO 2

Fundamentos Teóricos

A teoria fundamental dos *strain gages* metálicos é bastante simples e é apresentada detalhadamente neste capítulo. A dos *strain gages* semicondutores é mais complexa. Considerando que estes não foram utilizados neste trabalho, apenas a sua equação fundamental é apresentada.

2.1 - *Strain Gages* Metálicos

A resistência do filamento de um *strain gage* é dado por:

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (\Omega) \quad (2.1)$$

A variação em R, fica:

$$dR = \frac{A(\rho dL + L d\rho) - \rho L dA}{A^2} \quad (\Omega) \quad (2.2)$$

O volume é dado por:

$$V = AL \quad (m^3) \quad (2.3)$$



Derivando (2.3) resulta:

$$dV = AdL + LdA \quad (\text{m}^3) \quad (2.4)$$

A deformação longitudinal ε é dada por:

$$\varepsilon = \frac{dL}{L} \quad (\text{m/m}) \quad (2.5)$$

e o coeficiente de Poisson por:

$$\nu = \left(- \frac{dt}{t} \right) \left(\frac{1}{\varepsilon} \right) \quad (2.6)$$

Considerando a barra da figura 2.1, sendo A a área original, $A^{1/2}$ o comprimento de cada lado, cada lado contrai-se pela razão $\varepsilon\nu A^{1/2}$, resultando em lados de comprimento $A^{1/2}(1-\varepsilon\nu)$.

A nova área é então:

$$A' = A(1 - \varepsilon\nu)^2 \quad (\text{m}^2) \quad (2.7)$$

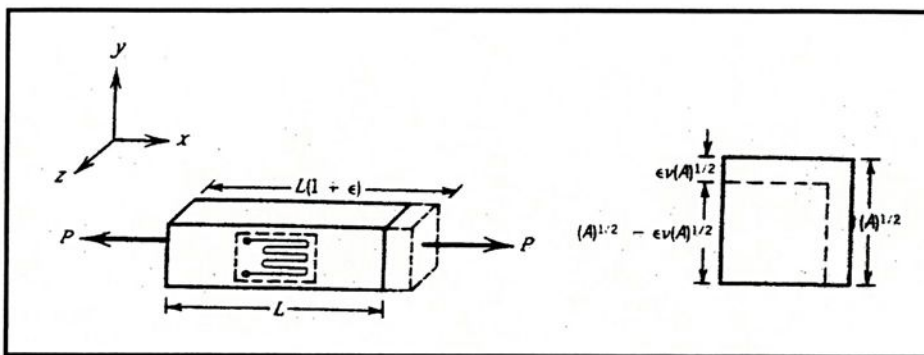


Figura 2.1 - Força axial "alongando" uma barra quadrada e diminuindo a área de sua seção transversal.

O novo comprimento será:

$$L' = L(1 + \epsilon) \quad (\text{m}) \quad (2.8)$$

tem-se então a variação de volume:

$$dV = A'L' - AL = L(1 + \epsilon)A(1 - \epsilon\nu)^2 - AL \quad (\text{m}^3) \quad (2.9)$$

Assumindo ϵ em pequena quantidade e $\epsilon\nu \ll \nu$, tem-se:

$$(1 - \epsilon\nu)^2 = 1 - 2\epsilon\nu$$

e

$$dV = AL\epsilon(1 - 2\nu) = \Delta L + L\Delta A$$

$$\Delta L(1 - 2\nu) = \Delta L + L\Delta A$$

no qual obtém-se:

$$-2vAdL = LdA$$

substituindo na equação (2.2), fica:

$$dR = \frac{\rho dL(1+2v)}{A} + \frac{Ld\rho}{A} \quad (\Omega) \quad (2.10)$$

Dividindo a equação (2.10) pela equação (2.1), tem-se:

$$\frac{dR}{R} = \frac{dL(1+2v)}{L} + \frac{d\rho}{\rho} \quad (2.11)$$

Dividindo a equação (2.11) pela equação (2.5), fica:

$$\left(\frac{dR}{R}\right)\left(\frac{1}{\epsilon}\right) = (1+2v) + \left(\frac{d\rho}{\rho}\right)\left(\frac{1}{\epsilon}\right) \quad (2.12)$$

tem-se que:

$$d\rho = m\rho\left(\frac{dV}{V}\right) \quad (\Omega m) \quad (2.13)$$

Pode-se mostrar que:

$$\frac{dV}{V} = (1-2v)\frac{dL}{L} \quad (2.14)$$

Substituindo a equação (2.14) na equação (2.13) e dividindo a equação (2.13) por ρ , fica:

$$\frac{d\rho}{\rho} = m(1 - 2\nu) \frac{dL}{L} \quad (2.15)$$

Substituindo-se a equação (2.15) na equação (2.11) encontra-se a equação abaixo.

$$\frac{dR}{R} = \frac{dL}{L} [1 + 2\nu + m(1 - 2\nu)] = F\varepsilon \quad (2.16)$$

Para a maioria dos metais utilizados na confecção de *strain gages* $F \approx 2$, com exceção da platina que $F \approx 6$.

Então para pequenas variações da resistência do fio tem-se:

$$R = R_0(1+x) \quad (\Omega) \quad (2.17)$$

$$x = F\varepsilon \quad (2.18)$$

2.2 - *Strain Gages* Semicondutores

Quando um *strain gage* semicondutor é tracionado ou comprimido, o efeito piezo-resistivo predomina.



A relação entre a resistência R e a deformação ϵ é dada.

Para um semicondutor do tipo p:

$$\frac{dR}{R_0} = 119,5\epsilon + 4\epsilon^2 \quad (2.19)$$

Para um semicondutor do tipo n:

$$\frac{dR}{R_0} = -110\epsilon + 10\epsilon^2 \quad (2.20)$$

Assim há uma relação entre a variação da resistência elétrica de um material e a deformação sofrida. Se a relação entre a deformação e a força que a causa é conhecida, é possível se medir a variação de resistência e deduzir a força aplicada em um sensor.

Há muitas limitações que devem ser consideradas a respeito do princípio de medição para a obtenção de informações.

Primeiro, a tensão mecânica aplicada não deve superar o limite de elasticidade do *strain gage*. Ela não poderá exceder 4% do comprimento da grelha (3000 $\mu\text{m}/\text{m}$ para semicondutores e 40.000 $\mu\text{m}/\text{m}$ para os metais).

Segundo, a medida será correta somente se toda a tensão for transmitida para o *strain gage*. Isto será alcançado se ele estiver bem colado, com uma cola que deve ser elástica e estável com o tempo e com a temperatura. Ao mesmo tempo, o *strain gage* deve estar isolado eletricamente do material onde está aderido e protegido do meio ambiente³⁹.



CAPÍTULO 3

Considerações Experimentais

3.1 - Tipos de *Strain Gages*

Os *strain gages* metálicos podem ser construídos com fios, lâminas ou folhas metálicas.

O *strain gage* de fio é constituído por um fio colado em um suporte, que serve para transmitir as deformações da peça em estudo para o fio, e para isolar eletricamente esse fio.

À medida que foi aprimorada a tecnologia de fabricação de fios muito finos, foi possível construir *strain gages* de pequeno tamanho, com o fio disposto em forma de zig-zag em um plano.

Em termos de princípio de funcionamento o *strain gage* de lâmina metálica é idêntico ao de fio. A diferença básica está no processo de fabricação, no qual se utiliza uma finíssima lâmina de uma liga resistiva, da ordem de 3 a 10 μm produzida através de um processo com uma máscara foto-sensível.

As vantagens deste tipo de *strain gage* sobre o de fio, além da versatilidade de fabricação, é que possui uma área maior de colagem, e em consequência disto, diminui a tensão no adesivo, podendo ser menores, fabricados usando modelos complexos e ter um fator de calibração da ordem de 5 a 10% maior que o de fio.

O *strain gage* semicondutor consiste basicamente de um pequeno e finíssimo filamento de cristal de silício que é geralmente montado em suporte epóxico ou fenólico. As características principais do *strain gage* semicondutor é a sua grande capacidade de variação de resistência em função da deformação e seu alto fator de calibração que varia de 100 a 170, podendo ser positivo ou negativo.

Embora o germânio possa ser usado em alguns casos especiais, o silício é o material mais comum usado em *strain gages* semicondutores. Os fabricantes de circuitos integrados (CI) acham que as excelentes propriedades dos cristais de silício podem ser prognosticadas e reproduzidas. O silício pode ser pressionado sem ceder possibilitando-se utilizá-lo em uma



estrutura de pequena massa que pode operar em frequências na faixa de MHz e resistir a pressões maiores do que 350 MPa.

O silício resiste à corrosão e tolera ampla faixa de temperatura. Os *strain gages* semicondutores protegidos são encapsulados em epoxi, vidro ou outro material similar, juntos com os fios principais. A figura 3.1 mostra *strain gages* sem proteção e com proteção. Os sem proteção são aqueles que não tem apoio material e a forma do filamento é reto ou na forma de U. Os *strain gages* sem proteção, são entretanto muito delicados e frágeis, necessitando de cuidados na instalação.

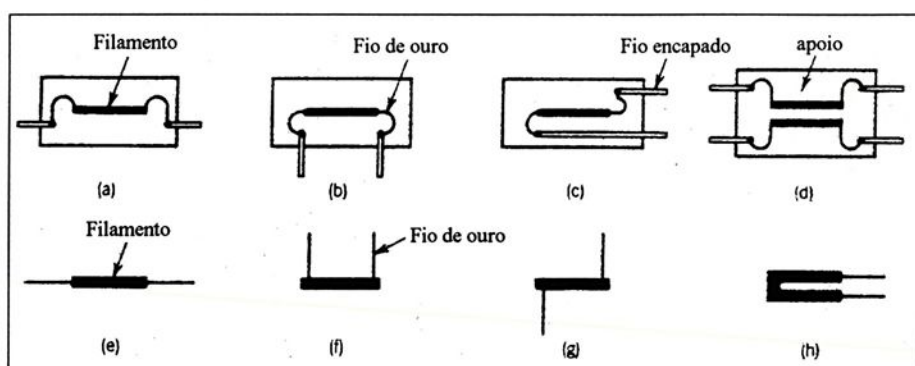


Figura 3.1 - *strain gage* semiconductor: (a-d) com proteção; (e-h) sem proteção.

Os *strain gages* semicondutores são dispositivos não lineares. Isto dificulta a interpretação das leituras desses dispositivos, embora seja possível obter circuitos que linearizem esses efeitos.

A figura 3.2 mostra também as formas mais populares de *strain gages*, de acordo com a configuração: axial, biaxial, triaxial e diafragma.

- Axial

Quando se sabe que a força atua em uma única direção no corpo sob esforço.

- Biaxial

Para o caso em que são conhecidas as duas direções das forças que atuam no corpo, usa-se um par de *strain gages* denominados de roseta (para o caso de dois ou mais elementos).

- Triaxial

Quando as direções principais das deformações não são conhecidas, usa-se a roseta com três *strain gages* que quando aplicados a um ponto permite a determinação das amplitudes de deformações principais e a direção em que elas ocorrem.

- Diafragma

Quando os esforços atuam normalmente ao plano do *strain gage*.

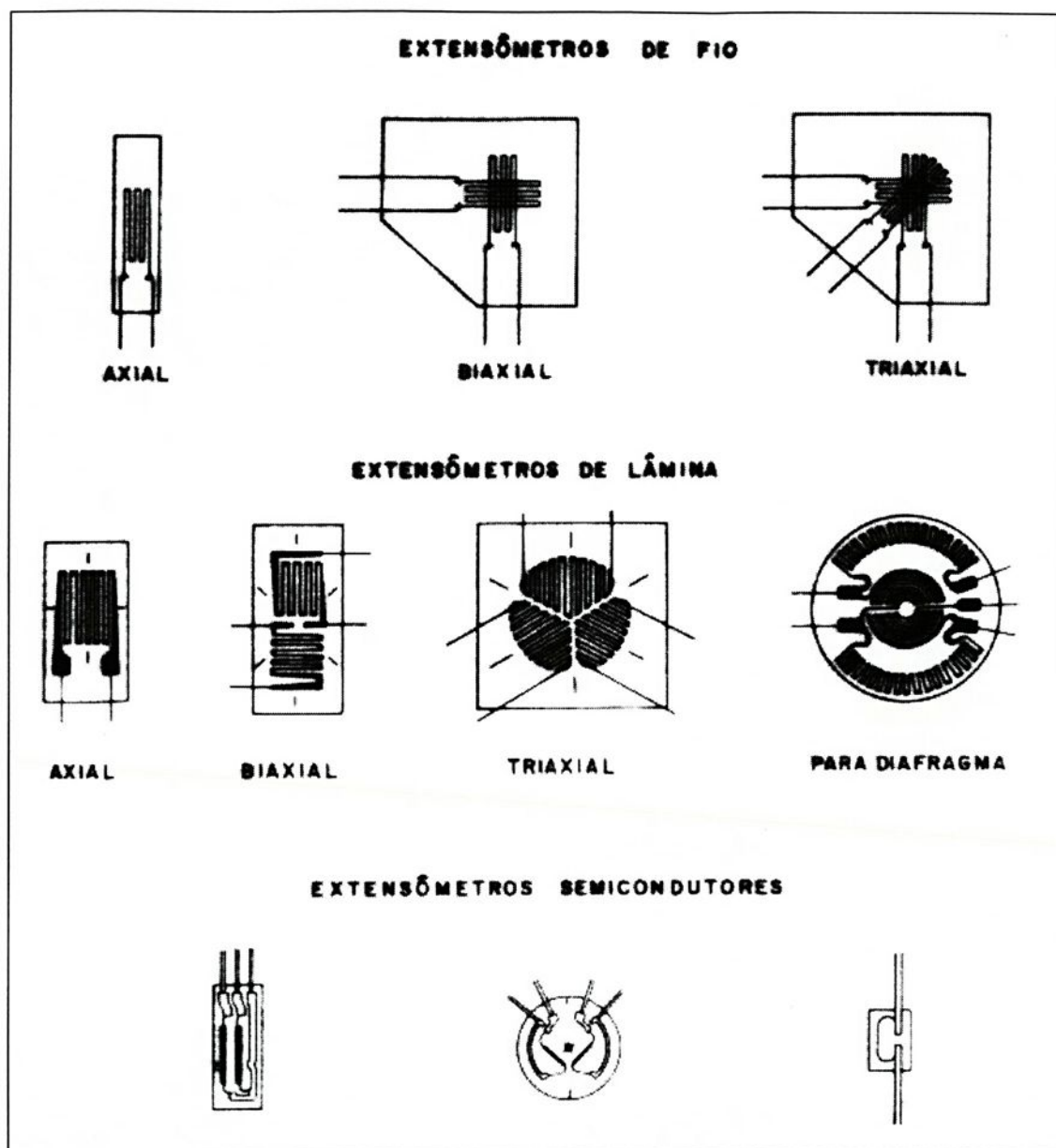


Figura 3.2 - Modelos de *strain gages*.

A figura 3.3 ilustra mais detalhadamente a estrutura de um *strain gage*.

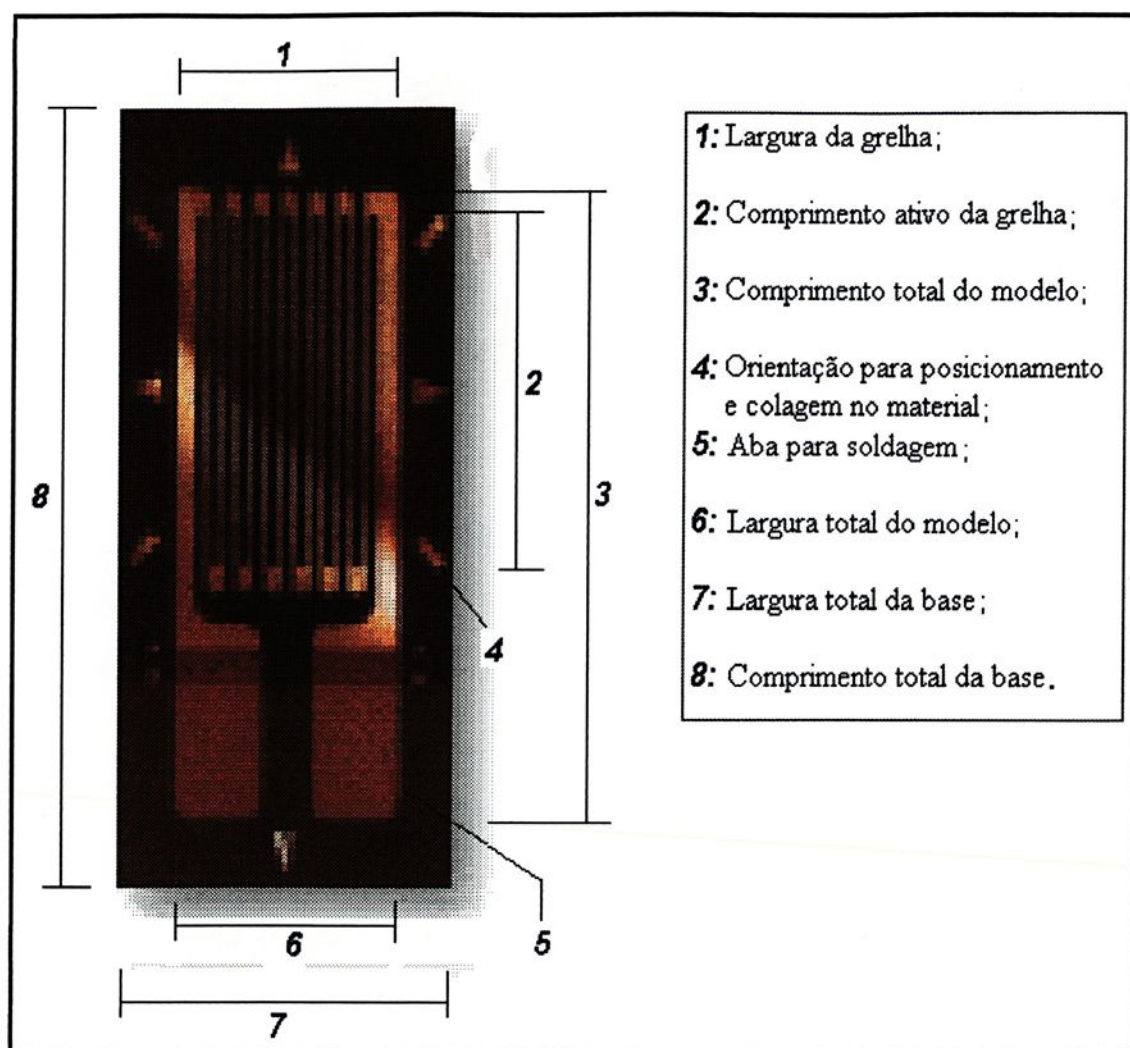


Figura 3.3 - (a) Detalhe de um *strain gage* axial.

3.2 - Fontes de Erros Esperadas para os *Strain Gages*

Se houver apenas uma força aplicada na direção longitudinal, a deformação ocorrerá nas direções longitudinal e lateral. Portanto, um medidor montado no sentido da deformação longitudinal experimentará deformações paralelas a esta rede e também perpendiculares. Para obter resultados com exatidão é desejável ter um medidor com resistência alta para deformações paralelas e uma resistência pequena para deformações transversais, ou seja, uma sensibilidade transversal baixa é desejável. Devido a folha metálica ser longa e de pequena largura, ela tem sensibilidade transversal, muito menor que a longitudinal.

3.3 - Efeitos Da Temperatura Ambiente

A resistência e o fator de calibração de um *strain gage*, idealmente, seriam independentes da temperatura. Entretanto, a temperatura exerce influência considerável e seus efeitos devem ser minimizados.

A variação no fator de calibração é mais facilmente corrigida porque é linear com a temperatura.

Um caminho para eliminar os efeitos da temperatura é controlar a temperatura do medidor e da amostra, embora na maioria das vezes isto seja impraticável. Existem métodos de compensação da temperatura, discutidos no item 3.4.

Ainda existe a dessensibilização dos fios principais. Dois fios do terminal do medidor, atuam como resistores em série com o *strain gage*, aumentando sua resistência efetiva, conforme ilustra a figura 3.4. Na equação (2.16) dR fica inalterado, mas R é aumentado. Esta redução do fator de calibração é uma das razões para que os fios sejam os mais curtos possíveis.

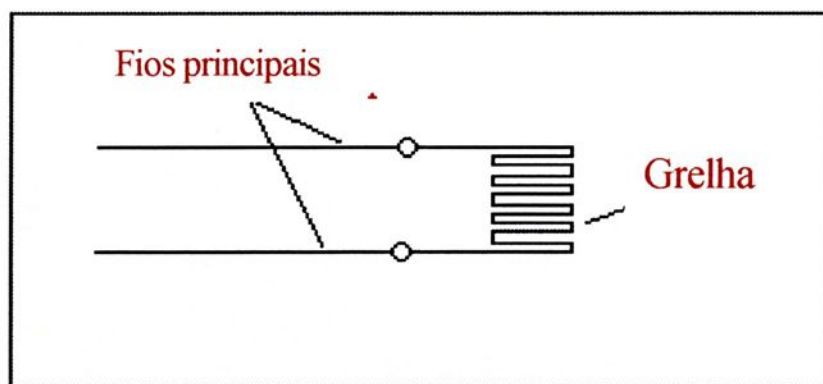


Figura 3.4 - Dessensibilização causada pelos fios principais.

3.4 - Compensação da Temperatura com a Ponte de Wheatstone

Os problemas causados pela variação de temperatura podem também ser resolvidos com a ponte de Wheatstone.

Na figura 3.5 R_1 , R_2 , R_3 e R_4 representam *strain gages* idênticos e V uma fonte de tensão.

A tensão V_s pode ser expressa da seguinte forma:

$$V_s = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{(R_1 + R_4)(R_2 + R_3)} V \quad (V) \quad (3.1)$$

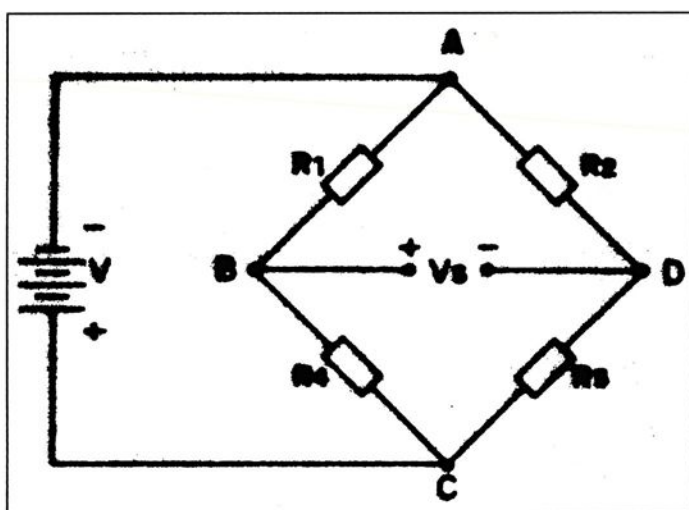


Figura 3.5 - Ponte de Wheatstone.

Se se considerar a ponte inicialmente balanceada ($R_1 R_3 = R_2 R_4$), $V_s = 0$.

Supondo que haja uma variação de resistência devido a deformação, em cada um dos *strain gages*, tem-se:

$$R_1 = R + \Delta R_1 \quad (\Omega) \quad (3.2)$$

$$R_2 = R + \Delta R_2 \quad (\Omega) \quad (3.3)$$

$$R_3 = R + \Delta R_3 \quad (\Omega) \quad (3.4)$$

$$R_4 = R + \Delta R_4 \quad (\Omega) \quad (3.5)$$

Considera-se $\Delta R > 0$ para deformações de tração e $\Delta R < 0$ para deformações de compressão.

Na direção principal do *strain gage* considerado, obtém-se para V:

$$V_s = \left[\frac{(R + \Delta R_1)(R + \Delta R_3) - (R + \Delta R_2)(R + \Delta R_4)}{(R + \Delta R_1 + R + \Delta R_4)(R + \Delta R_2 + R + \Delta R_3)} \right] V \quad (V) \quad (3.6)$$

Desenvolvendo a equação (3.6) e dividindo numerador e denominador por R^2 , tem-se:

$$V_s = \left[\frac{\frac{\Delta R_1}{R} \frac{\Delta R_2}{R} + \frac{\Delta R_3}{R} \frac{\Delta R_4}{R} + \frac{\Delta R_1 \Delta R_3}{R^2} + \frac{\Delta R_2 \Delta R_4}{R^2}}{4 + 2 \left(\frac{\Delta R_1}{R} + \frac{\Delta R_2}{R} + \frac{\Delta R_3}{R} + \frac{\Delta R_4}{R} \right) + \frac{\Delta R_1 \Delta R_2}{R^2} + \frac{\Delta R_1 \Delta R_3}{R^2} + \frac{\Delta R_2 \Delta R_4}{R^2} + \frac{\Delta R_3 \Delta R_4}{R^2}} \right] V \quad (V) \quad (3.7)$$

sendo:

$$\frac{\Delta R}{R} = F \varepsilon \quad (\text{equação 2.16})$$

Variações devido a tolerância da resistência do *strain gage*, presentes em cada braço da ponte de Wheatstone, praticamente não afetam a exatidão da medida. Mesmo diferenças da ordem de 5% na resistência entre R_1 e R_2 produzem erros menores que 0,1%.



A variação da resistência em *strain gages* metálicos é muito pequena, sendo da ordem de 10^{-3} . Desprezando-se os termos de segunda ordem, tem-se⁴⁰:

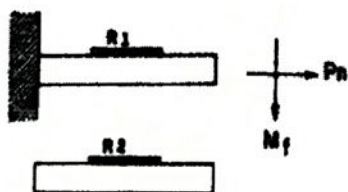
$$V_s = \frac{V}{4} F (\epsilon_1 - \epsilon_2 + \epsilon_3 - \epsilon_4) \quad (V) \quad (3.8)$$

Na prática, é comum o emprego de *strain gages* ligados em $\frac{1}{2}$ ponte e em ponte completa, visando eliminar o efeito da temperatura sobre os *strain gages*.

Para exemplificar, vamos considerar o *strain gage* R_1 (ativo), colado sobre uma superfície na qual se deseja medir deformações. O *strain gage* R_2 (compensador), idêntico ao primeiro, é colado em uma peça do mesmo material onde está colado o *strain gage* R_1 , e sujeito as mesmas variações de temperatura, mas não sujeito as solicitações mecânicas. Os *strain gages* R_1 e R_2 , juntamente com dois resistores de precisão e de alta estabilidade com a temperatura (0,05% e 2 ppm/°C), irão formar a ponte de Wheatstone, conforme ilustra a figura 3.6.



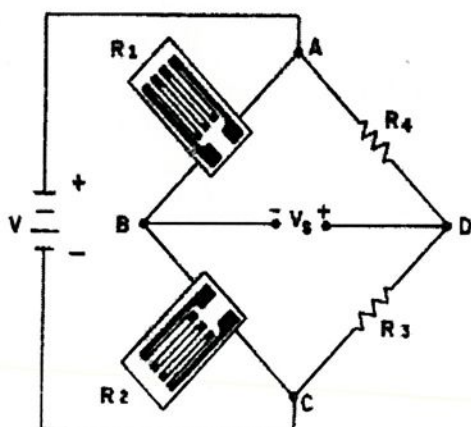
POSICIONAMENTO DO EXTENSÔMETRO



$$\epsilon(R_1) = \epsilon_f + \epsilon_n + \epsilon_t$$

$$\epsilon(R_2) = \epsilon_t$$

ESQUEMA DE LIGAÇÃO



$$V_s = \frac{V}{4} F \cdot \epsilon$$

$$\epsilon = \epsilon_n + \epsilon_f$$

R_1 e R_2 = Sob a mesma temperatura

R_2 = Não está sendo solicitado

R_3 e R_4 = São resistores fixos de precisão

Figura 3.6 - Exemplo de ligação em meia ponte.

Definidos as várias deformações existentes, tem-se:

ϵ_f : Deformação devido ao momento fletor;

ϵ_n : Deformação devido ao carregamento normal;

ϵ_t : Deformação devido a variação de temperatura.

Identificando cada um dos elementos ativos, tem-se:

$$\epsilon(R_1) = \epsilon_f + \epsilon_n + \epsilon_t \quad (\text{m/m})$$

$$\epsilon(R_2) = \epsilon_t \quad (\text{m/m}) \quad (\text{não submetido a esforços mecânicos})$$

$$\epsilon(R_3) = \epsilon(R_4) = 0 \quad (\text{resistores fixos})$$

Substituindo na equação (3.8), tem-se:

$$V_S = \frac{V}{4} F (\varepsilon_F + \varepsilon_n + \varepsilon_t - \varepsilon_t) \text{ (V)}$$

$$V_S = \frac{V}{4} F (\varepsilon_F + \varepsilon_n) \text{ (V)}$$

Verifica-se que esta configuração elimina o termo ε_t , significando que o circuito está compensado para o efeito da temperatura.



CAPÍTULO 4

Materiais e Métodos

O trabalho foi realizado no Laboratório de Sensores do Departamento de Engenharia Elétrica das Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da UNESP.

A calibração dos transdutores foi feita utilizando-se pesos conhecidos.

A colagem dos *strain gages* foi feita de acordo com os procedimentos descritos no catálogo da Measurements Group ⁴¹.

O software de aquisição de dados foi desenvolvido em linguagem C. O de automatização do processo de medição encontra-se em fase adiantada de desenvolvimento, estando também sendo implementado em C.

4.1 - Circuito de Condicionamento de Sinais

Foram implementados dois tipos de circuitos de condicionamento de sinais: um amplificador de instrumentação e um amplificador à onda portadora.

O amplificador de instrumentação foi projetado para operar com ganho variável de 1 a 500 e com possibilidade de ajuste de *off-set*. A figura 4.1 mostra o circuito implementado.



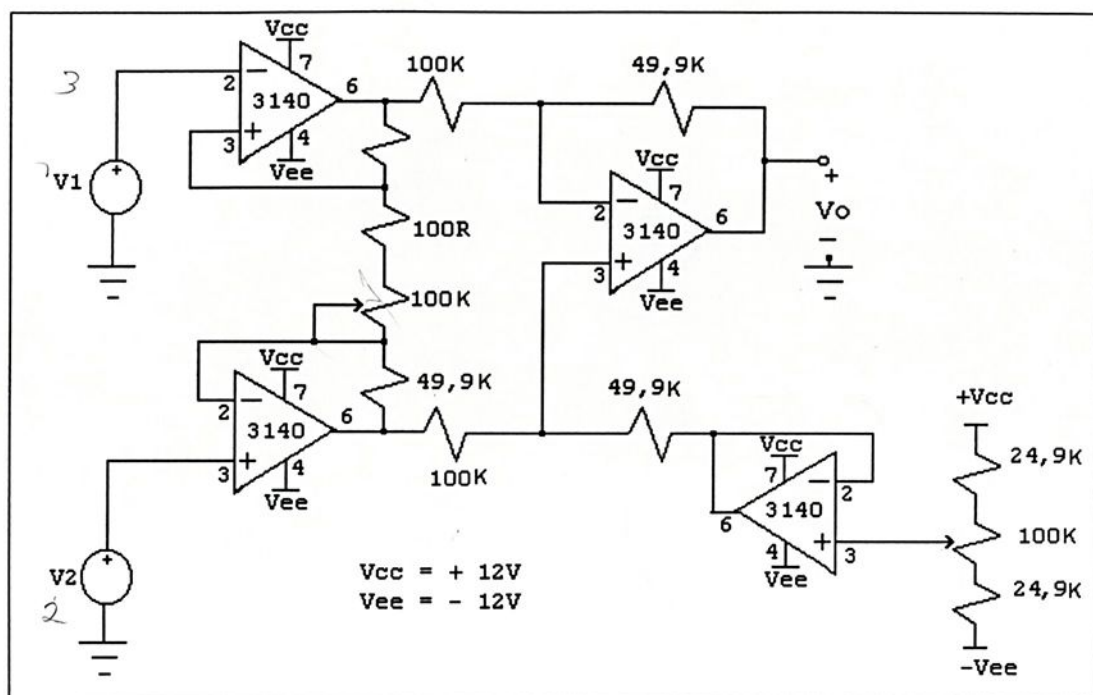


Figura 4.1 - Circuito do amplificador de instrumentação implementado

A principal desvantagem do amplificador de instrumentação é a sua instabilidade com a temperatura e com o tempo, ocasionado principalmente por variações das correntes e tensões de *off-set*. Por este motivo optou-se por implementar um circuito de condicionamento de sinais à onda portadora que elimina ou, pelo menos, minimiza os efeitos da variação de parâmetros C.C. do amplificador. A figura 4.2, mostra de forma condensada o circuito de condicionamento de sinais à onda portadora, representado pelo diagrama de blocos. Maiores detalhes do circuito são apresentados nas figuras 4.3 A, B e C.

O circuito da figura 4.2, constitui-se de três blocos: A, B e C.

O Bloco A se resume em uma fonte de excitação que fornece tensão senoidal de 5 Vrms, na frequência de 5 KHz, que alimenta o circuito da ponte do transdutor. O nível de tensão do sinal garante a maximização do sinal de saída da ponte sem oferecer risco de aquecimento dos *strain gages*, o que poderia interferir na resposta do sensor ou queimar os *strain gages*, danificando permanentemente o sensor. Sem a solicitação do sensor, a amplitude do sinal senoidal na saída da ponte é mínima e se deve ao desequilíbrio da ponte. Este sinal passa juntamente com ruídos diversos pelo amplificador C.A., na entrada do bloco B.

No entanto, quando o sensor está sendo solicitado, a amplitude do sinal senoidal na saída da ponte varia, obtendo-se um sinal modulado em amplitude proporcionalmente as deformações dos *strain gages*, somado a ruídos diversos. Este sinal passa pelo amplificador C.A. e entra no filtro passivo que elimina sinais com frequência superior a 5 KHz. A onda portadora é amplificada na saída do bloco B e entra no demodulador no início do bloco C, onde o sinal do sensor é recuperado. Este passa então por um filtro de 40 Hz que elimina ruídos da rede de energia elétrica na faixa de 60 Hz e 180 Hz, por fim na saída do bloco o sinal é amplificado.

No bloco A, existem ainda componentes como capacitor e resistores, ligados convenientemente cuja finalidade é ajustar o zero da ponte e a fase da tensão de alimentação.



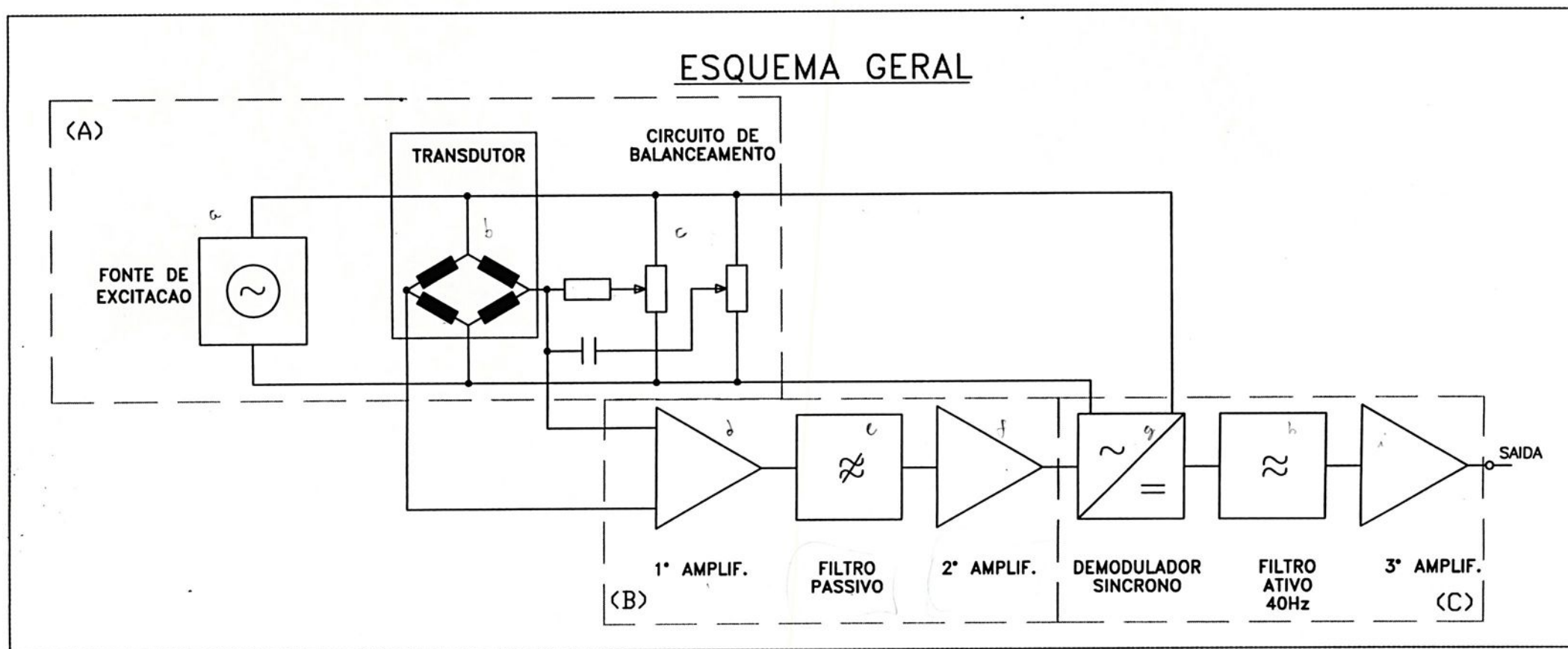


Figura 4.2 – Esquema geral do circuito de condicionamento de sinais.

• Bloco A ou Fonte de Excitação

Inicialmente, tem-se um oscilador que fornece uma onda senoidal de $5 V_{\text{rms}}$ e frequência de 5 KHz. A fonte de $5 V_{\text{rms}}$, por fornecer um sinal de baixa amplitude, colabora para que não haja uma grande dissipação de calor entre a base do *strain gage* e o metal instrumentado. Isto é crítico para o caso de pequenos *strain gages* colados, por exemplo, em corpos maus dissipadores de calor. Se a tensão for maior, maior será o aquecimento do *strain gage*, que dependendo do tipo de metal instrumentado e do tamanho do *strain gage* poderá interferir na resposta e até mesmo danificar o *strain gage*.

Na saída do oscilador, é conectado um amplificador que proporciona uma impedância de entrada alta e que em conjunto com uma configuração *push-pull*, tem a função de reforçar a corrente para a ponte de Wheatstone sem alterar as características do oscilador.

Ligado ao sensor, existe um potenciômetro de $2 K\Omega$ em série com um capacitor de 470 pF que proporciona um ajuste de fase da tensão que alimenta a ponte. Este desajuste de fase é provocado pelas capacitâncias nos cabos de ligação e nos *strain gages* devido a campos eletromagnéticos produzidos por fontes de tensão elétrica, existindo ou não fluxo de corrente. A iluminação fluorescente do laboratório é uma das fontes.

O circuito possui também um potenciômetro de $10 K\Omega$ que, em conjunto com um resistor de $150 K\Omega$, proporcionam o ajuste de zero da ponte, quando a defasagem angular de tensão é eliminada. O resistor de $150 K\Omega$ tem também a finalidade de evitar um curto-circuito em um dos braços da ponte.

Na saída do transdutor tem-se um transformador (T2) de ganho unitário que faz com que o sinal de saída da ponte, que é um sinal diferencial passe a ser um sinal com referência ao terra, podendo assim ser amplificado.

O sinal do transdutor modula a onda portadora de alta frequência (5 KHz). Isto evita, através de acoplamentos capacitivos, que as tensões C.C. sejam amplificadas e interfiram no sinal de resposta.



① FONTE DE EXCITACAO, 5Vrms, 5KHz

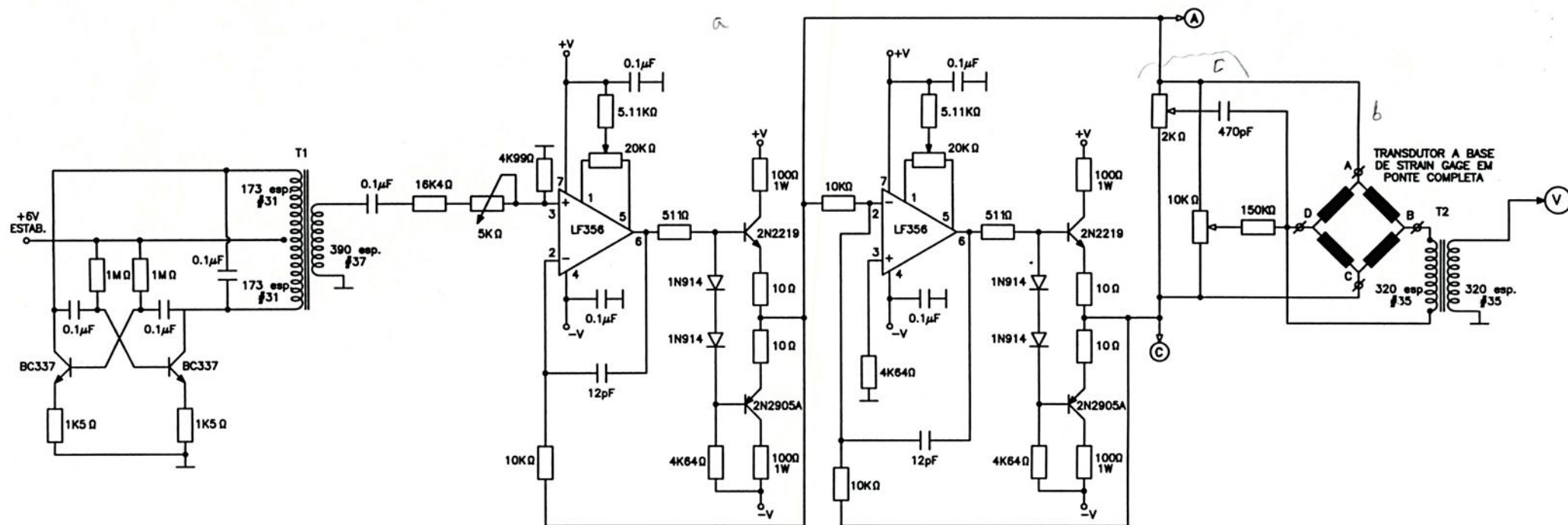


Figura 4.3 A – Fonte de excitação e sensor em ponte de Wheatstone.

- **Bloco B ou Amplificador C.A. mais filtro passivo para supressão de harmônicas**

Na saída do transformador (T2), tem-se um amplificador A_1 que possui o seguinte ganho:

$$A_1 = \frac{36K5}{4K99} + 1 = 8$$

O capacitor de 12 pF é colocado entre os pinos 2 e 6 do C.I. LF356, como indicado pelo fabricante para se fazer a compensação interna. O capacitor deve apresentar baixa capacitância para não provocar defasagem de tensão na saída e não fazer com que o amplificador funcione como um integrador.

A associação de resistor de 20 Ω e capacitor de 16 μ F conectados aos pontos 4 e 7, funcionam como filtros RC para a tensão C.C., aterrando tensões indesejáveis de alta frequência.

Em seguida, tem-se um filtro passivo que faz a filtragem da segunda harmônica (10 KHz), terceira harmônica (15 KHz) e também os sinais (ruídos) acima de 5 KHz. O capacitor de 0,1 μ F em série com o filtro faz o acoplamento capacitivo, filtrando os sinais C.C. existentes até este ponto.

Após o capacitor, tem-se o amplificador A_2 que também contém o capacitor 12 pF entre os pino 2 e 6, para a compensação interna.

O amplificador, possui um ganho variável dado por:

$$A_{2max} = \frac{43K2 + 5K // 3K4}{1K15} + 1 = 40,3$$



$$A_{2min} = \frac{43K2}{1K15 + 5K // 3K4} + 1 = 14,6$$

Na saída do Bloco B, o capacitor de $0,1 \mu F$ é colocado para filtrar as tensões C.C. que cheguem até este ponto.



Ⓑ

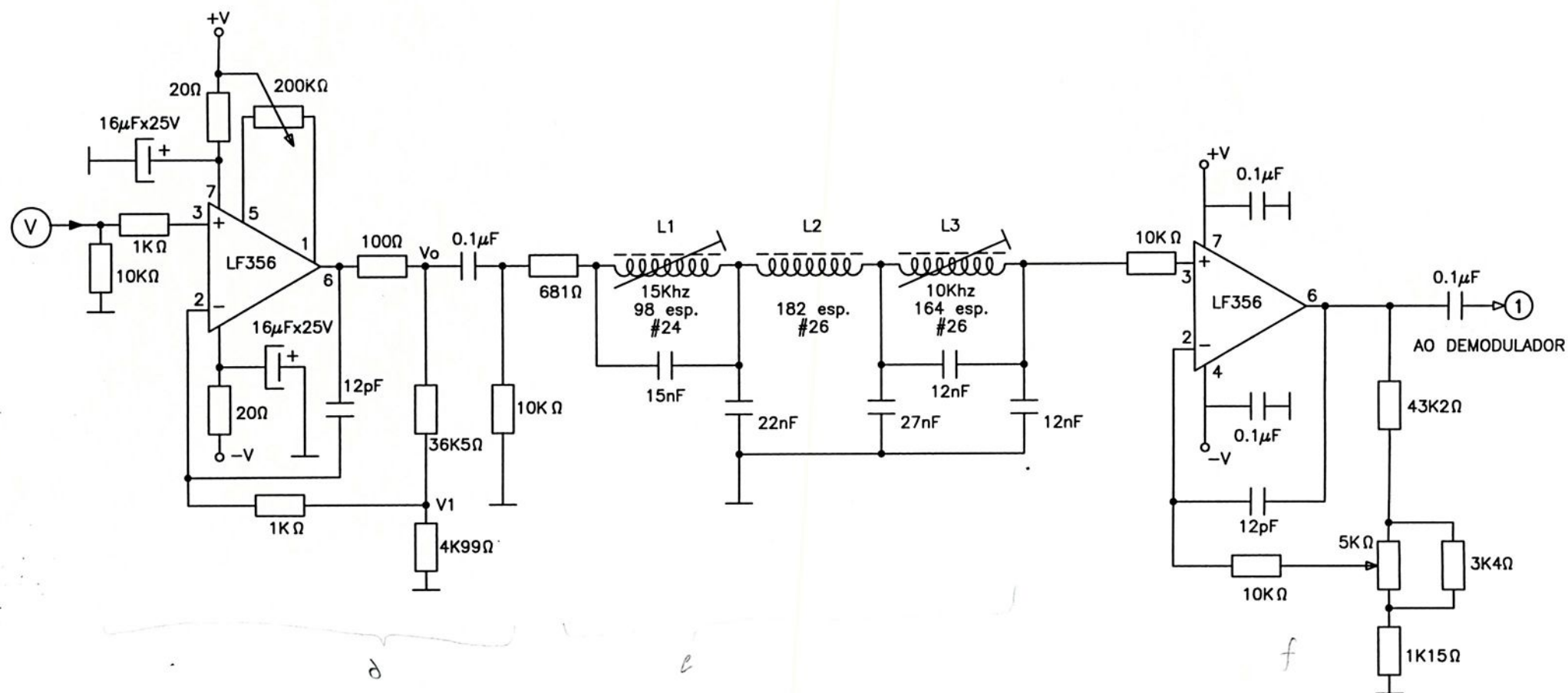


Figura 4.3 B – Amplificador C.A + filtro para supressão de harmônicos.

Bloco C ou demodulador síncrono, filtro ativo passa-baixa e amplificador final

Neste bloco existe um comparador onde entram o sinal da fonte de excitação e o da saída do amplificador C.A.. A saída do comparador produz um sinal saturado em ± 12 V (onda quadrada).

O potenciômetro de $10\text{ K}\Omega$ ligado a entrada não-inversora (pino 2), tem a função de produzir um sinal C.C. positivo ou negativo (ajuste de *off-set*) que somado ao sinal que vem da fonte de excitação, elimine do sinal de saída do C.I. LM301 a presença de níveis de ruídos C.C..

Após o comparador, o sinal passa por um ceifador (circuito de diodos 1N914, $\pm 7,5$ V). Este sinal não pode entrar no C.I. 701 - 4066, com amplitude maior que $\pm 7,5$ V, pois a alimentação do amplificador operacional é limitada em $\pm 7,5$ V.

O C.I. 701 - 4066 possui um circuito de chaves lógicas que comandará as entradas do C.I. LM356. Este circuito de chaves lógicas funciona da seguinte forma:

- (a) Quando é aplicado uma tensão positiva na chave 6, esta fecha o contacto, aplicando-se uma tensão negativa nas chaves 5 e 12, mantendo-as abertas, e consequentemente é aplicado uma tensão positiva na chave 13 fechando o seu contacto. Desta maneira, o sinal que vem do amplificador C.A. (bloco B) fica aplicado nas duas entradas do C.I. LM356, assim o sinal de saída será igual ao sinal de entrada.
- (b) Quando se aplica à chave 6 uma tensão negativa, o seu contacto permanece aberto, fazendo com que fique aplicado um sinal positivo nas chaves 5 e 12, fechando os seus contactos, consequentemente será aplicado uma tensão negativa na chave 13, abrindo o seu contacto. Deste modo o C.I. LM356 na entrada do bloco C, fica com sua entrada não inversora aterrada, assim a configuração amplificador inversor proporcionará uma saída com sinal inverso ao de sua entrada. Deste modo, quando o sensor é tracionado (positivo), o sinal na saída do demodulador síncrono (tensão em fase com a tensão de alimentação) fica retificado positivamente, e quando comprimido (negativo), a saída do demodulador fica retificado negativamente em relação ao sinal de referência.



O sinal retificado passa então, por um filtro ativo passa baixa com frequência de corte de 40 Hz de modo que, apenas o sinal modulador passe através do filtro.

Por fim o sinal do sensor passa pelo amplificador A_3 final antes de ser conectado ao circuito externo.

Projeto do Filtro

O ganho do sinal modulador é dado por:

$$A = \frac{10K}{10K} + 1 = 2,0$$

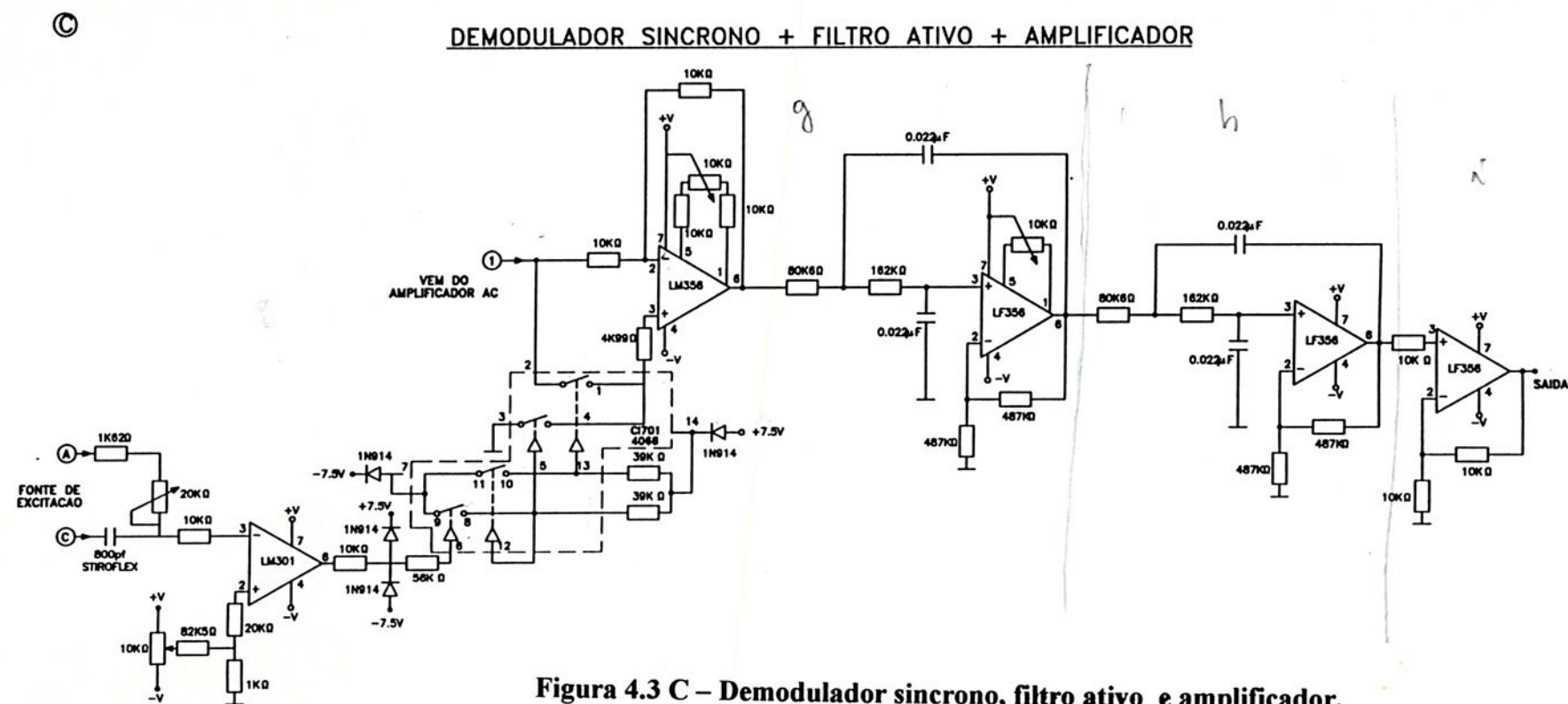
O ganho total do circuito, na saída do bloco C será o produto dos ganhos dos blocos A, B e C.

$$A_{\max} = 8,0 \times 40,3 \times 2,0 = 644,8$$

$$A_{\min} = 8,0 \times 14,6 \times 2,0 = 233,5$$

Obs.:

- 1 %, 1 / 4 W, exceto com anotação em contrário;
- Todos os resistores são de filme metálico;
- Potenciômetros de precisão com 15 voltas;
- T1, L1, L2, L3 (núcleo tipo pote, marca Thorton, PC 26 x 16, AL = 800);
- T2 (núcleo tipo pote, marca Thorton, PC 26 x16, AL = 4900).



4.2 – Implementação de um Dinamômetro

O trabalho realizado, baseou-se no que Radwin et al.⁴² desenvolveram e que utiliza a tensão tangencial ou de cisalhamento, ao invés da tensão normal como a maioria dos sensores desenvolvidos, cuja saída depende do ponto de aplicação da força,

Quando uma força V , é aplicada perpendicularmente a uma haste, tensões normal σ e tangencial τ são produzidas ao longo da peça.

A tensão normal σ que atua na membrana, será:

$$\sigma = \pm \frac{N}{A} \pm \frac{Mc}{I} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (4.1)$$

$$M = Vd \quad (\text{Nmm}) \quad (4.2)$$

Para secção retangular tem-se a equação (4.3):

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (\text{mm}^4) \quad (4.3)$$

A componente N/A é nula, pois a força normal N , é nula.

Mesmo havendo variação do ponto de aplicação da força V , a componente Mc/I é nula pois, a distância c do eixo neutro ao ponto de medição desejado é nulo.

A região de segurança, bem como a espessura constante da haste garantem a distribuição de tensão normal na membrana.

A constância na espessura da haste garante ainda que a região onde ocorrerá maior deformação ϵ será onde estão colados os *strain gages*.



A tensão tangencial τ provocada por V é dada pela equação (4.4):

$$\tau = \frac{VQ}{IT} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (4.4)$$

Para secção retangular tem-se :

$$Q = \frac{b[h^2 - 4y^2]}{8} \quad (\text{mm}^3) \quad (4.5)$$

Encontra-se:

$$I = \frac{WD^3 - (W - T)H^3}{12} \quad (\text{mm}^4) \quad (4.6)$$

$$Q = \frac{W(D^2 - H^2) + TH^2}{8} \quad (\text{mm}^3) \quad (4.7)$$

A figura 4.4, mostra o formato adotado para a haste bem como dá os parâmetros relevantes ao projeto do sensor. As cotas do tipo KN são constantes para o projeto, no entanto se desejado, podem sofrer pequenas alterações sem modificar a resposta do transdutor.



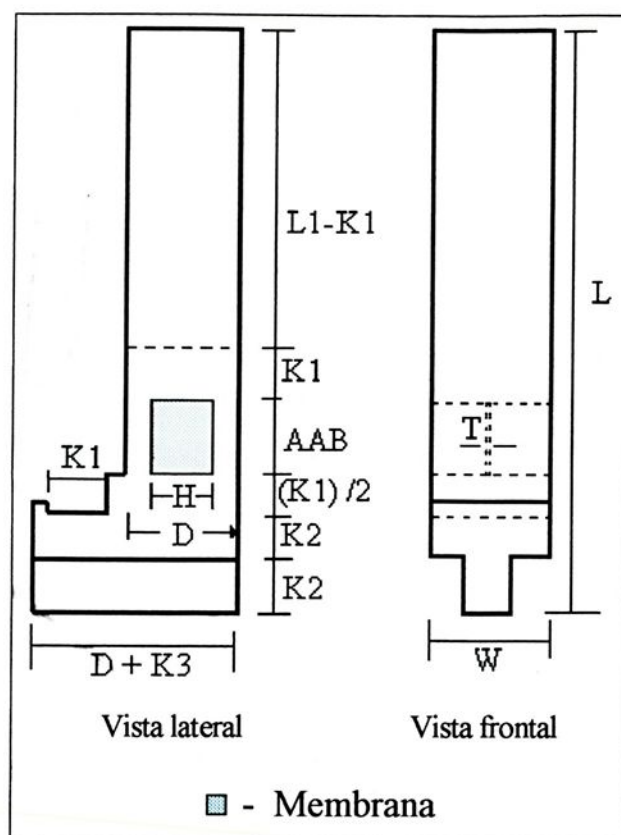


Figura 4.4 - Diagrama representativo da haste.

A figura 4.5 mostra a secção transversal da haste em forma de H.

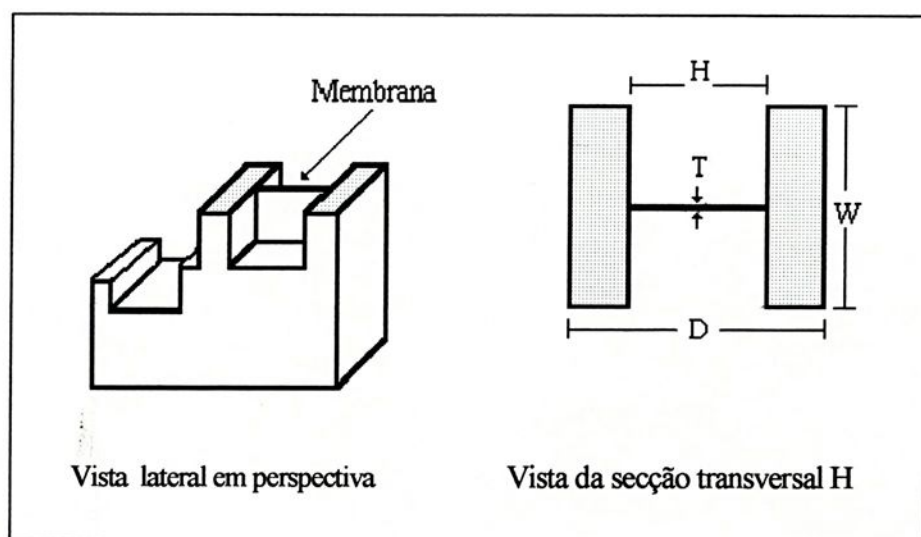


Figura 4.5 - Secção transversal da haste.

As figuras 4.6 e 4.7, mostram a variação das tensões normal σ e tangencial τ ao longo de D, na membrana .

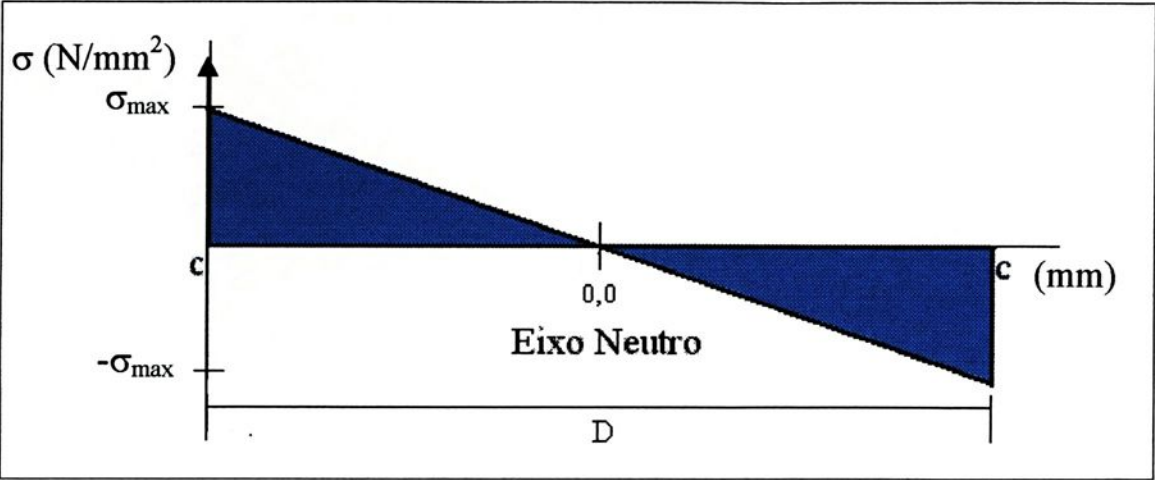


Figura 4.6 - Variação da tensão normal σ , de um lado ao outro da haste.

A figura 4.7 ilustra o ponto de máxima tensão de cisalhamento, na membrana.

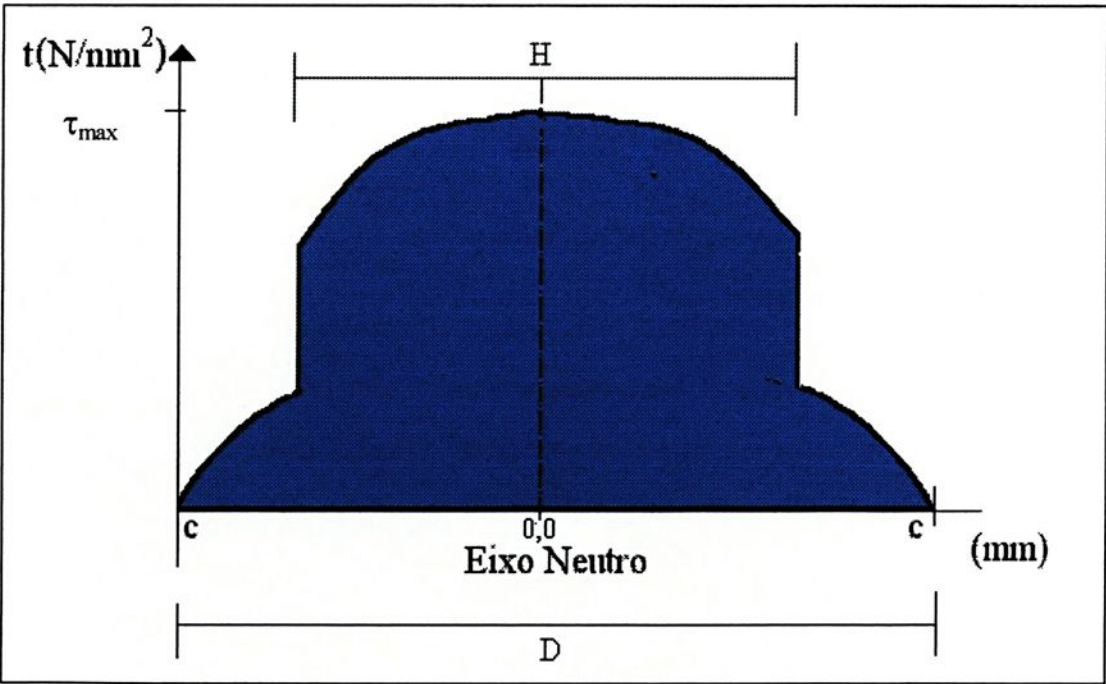


Figura 4.7 - Variação da tensão tangencial τ , de um lado ao outro da haste.

De posse das tensões (σ, τ), encontra-se a espessura da haste para as dimensões (altura (L1) e largura (W)) desejadas e tensão normal máxima admissível $\bar{\sigma}$, considerando-se o maior valor entre as equações (4.8) e (4.9):

$$e_1 = \sqrt{\frac{54V^2}{8W^2 \bar{\sigma}}} \quad (\text{mm}) \quad (4.8)$$

$$e_2 = \sqrt{\frac{6VL}{W \bar{\sigma}}} \quad (\text{mm}) \quad (4.9)$$

A tensão tangencial ou de cisalhamento τ é máxima exatamente sobre o eixo neutro da peça, na membrana. Assim, os *strain gages* da ponte de Wheatstone estarão sensíveis apenas aos efeitos devido a τ .

O local (membrana) de posicionamento dos *strain gages* é mostrado na figura 4.6, dois *strain gages* são colados em cada lado da membrana, formando ângulos de 45° com o eixo neutro. O posicionamento dos *strain gages*, maximiza o sinal elétrico produzido, na saída da ponte. Os medidores 3 e 4 estão localizadas do outro lado da membrana e estão dispostos exatamente sobre os medidores 1 e 2.

Os *strain gages* 1 e 3 tem deformação positiva e 2 e 4 tem deformação negativa.

A deformação ε sofrida por cada *strain gage* é dada em módulo, conforme a equação (4.10).

$$\varepsilon = \frac{VQ}{2ITG} \quad (\text{m/m}) \quad (4.10)$$

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (4.11)$$

As respostas para os quatro *strain gages* (R_1, R_2, R_3, R_4) são:

$$\frac{\Delta R_1}{R} = -\frac{\Delta R_2}{R} = \frac{\Delta R_3}{R} = -\frac{\Delta R_4}{R} = \frac{QV}{2ITG} F \quad (4.12)$$

O sinal de saída E_0 da ponte, é dada por:

$$E_0 = \frac{VQ}{2ITG} FE_i \quad (V) \quad (4.13)$$

A sensibilidade S do transdutor é dada:

$$S = \frac{E_0}{V} = \frac{Q}{2ITG} FE_i \quad (V/N) \quad (4.14)$$

Para se aumentar a sensibilidade do transdutor, as superfícies onde se colaram os *strain gages* foram rebaixadas até formar uma membrana com espessura T . Com a membrana ao fundo, formaram-se dois poços ou bolsos, um de cada lado da haste.

Para auxiliar na determinação de muitos parâmetros de projeto, desenvolveu-se um programa de simulação computacional em Fortran (vide Anexo1). O programa, além de calcular as dimensões, sensibilidade e armazenar os dados de entrada e os calculados em um arquivo de saída, calcula também a deformação ocorrida no dinamômetro e nos *strain gages*, a distorção angular ocorrida e admissível, basendo-se nas propriedades do metal e nas características do dinamômetro, no nível de força de operação desejada, no fator de segurança escolhido e compara os resultados posteriores com os anteriores das simulações.

Para a escolha do metal mais adequado para a execução do projeto, simulou-se várias situações, utilizando-se metais diferentes tais como: duroalumínio Al (2024-T351), liga de magnésio (AZ31B) e aço (15-5PH). O dinamômetro implementado (figura 4.8) consiste de duas hastes metálicas construídas com o duroalumínio com



as dimensões de 230 mm x 45 mm x 20 mm, encaixadas e fixadas em um trilho de aço (VC - 150) de 450 mm x 45 mm x 30 mm (figura 4.9).

Cada haste pode ser dividida nas seguintes partes :

- 1: Parte ativa da haste metálica, entre as linhas imaginárias 8 e 9;
- 2: Região de segurança da haste;
- 3: Membrana metálica de 0,24 mm de espessura;
- 4: Encaixe do trilho;
- 5: Rebaixo para encaixe de braçadeira de fixação da haste;
- 6: Altura do bolso, poço ou membrana metálica;
- 7: *Strain gages* 1 e 2, em uma das faces da membrana;
- 8: Linha imaginária de limite inferior da parte ativa da haste, para aplicação de forças (0,0 mm);
- 9: Linha imaginária de limite superior da parte ativa da haste, para aplicação de forças (150,0 mm);
- 10: Linha imaginária intermediária da parte ativa da haste, para aplicação de forças (75,0 mm).



Cada haste possui dois bolsos separados por uma membrana de 0,24 mm de espessura, inteiriça, instrumentada com um *strain gage* duplo Excel, modelo TA - 072 TA - 350 L, base de epóxi, em cada lado da membrana. Os *strain gages* foram posicionados precisamente sobre o eixo neutro, de forma a garantir a sua sensibilidade somente à tensão de cisalhamento. Eles formam ângulos de 45° com o eixo neutro, maximizando o efeito produzido pela tensão tangencial. Os *strain gages* são dispostos em uma ponte de Wheatstone, completa, o que provoca a amplificação de quatro vezes do sinal produzido por cada *strain gage* individual, com a vantagem adicional de se eliminar o efeito da temperatura, na resposta da ponte. O circuito em ponte do dinamômetro foi conectado ao circuito de condicionamento de sinais à onda portadora. Este tipo de circuito tem maior imunidade a interferências de natureza eletromagnética bem como possibilitou a filtragem de ruídos de uma forma mais eficiente.

Avaliou-se as características estáticas e dinâmicas do transdutor. Para a determinação das estáticas cada haste foi situada na posição horizontal e aplicou-se pesos, em ordem crescente e decrescente de magnitude, na faixa de 0 a 98 N. Pendurou-se um recipiente, na extremidade superior, próximo à linha imaginária **9** da haste, por meio de alças longas e finas. Neste recipiente foram colocadas massas de 0,5 kg, progressivamente, até 10 Kg e depois, descarregando-se progressivamente o prato até este ficar vazio. Realizou-se o mesmo procedimento para o extremo inferior da haste, para se verificar a influência do ponto de aplicação da força na resposta do dinamômetro. Dando prosseguimento, para cada massa variou-se o ponto de aplicação da força ao longo da haste utilizando-se três posições (inferior **(8)**, médio **(10)** e superior **(9)**) sequencialmente, progressivamente até 10 Kg e depois na ordem inversa até 0 Kg.

A resposta dinâmica foi obtida aplicando-se a cada haste uma força com forma aproximada de um degrau. A forma de onda e intensidade do sinal foram monitorados por um osciloscópio digital HP modelo 54703-B e através de um sistema de aquisição de dados constituído por um microcomputador Pentium 233 MHz e por uma placa de aquisição de sinal PCL -711 B da marca PC - LabCard da Advantech Co, Ltd. A figura 4.9 mostra detalhes importantes do conjunto como:

- 1:** Parafuso para a fixação do dinamômetro;
- 2:** Trilho de aço VC - 150;



- 3: Hastes metálicas de duroalumínio (2024 – T351);
- 4: *Strain gages* colados a membrana;
- 5: Região ativa da haste para a aplicação de forças ;
- 6: Região de segurança.

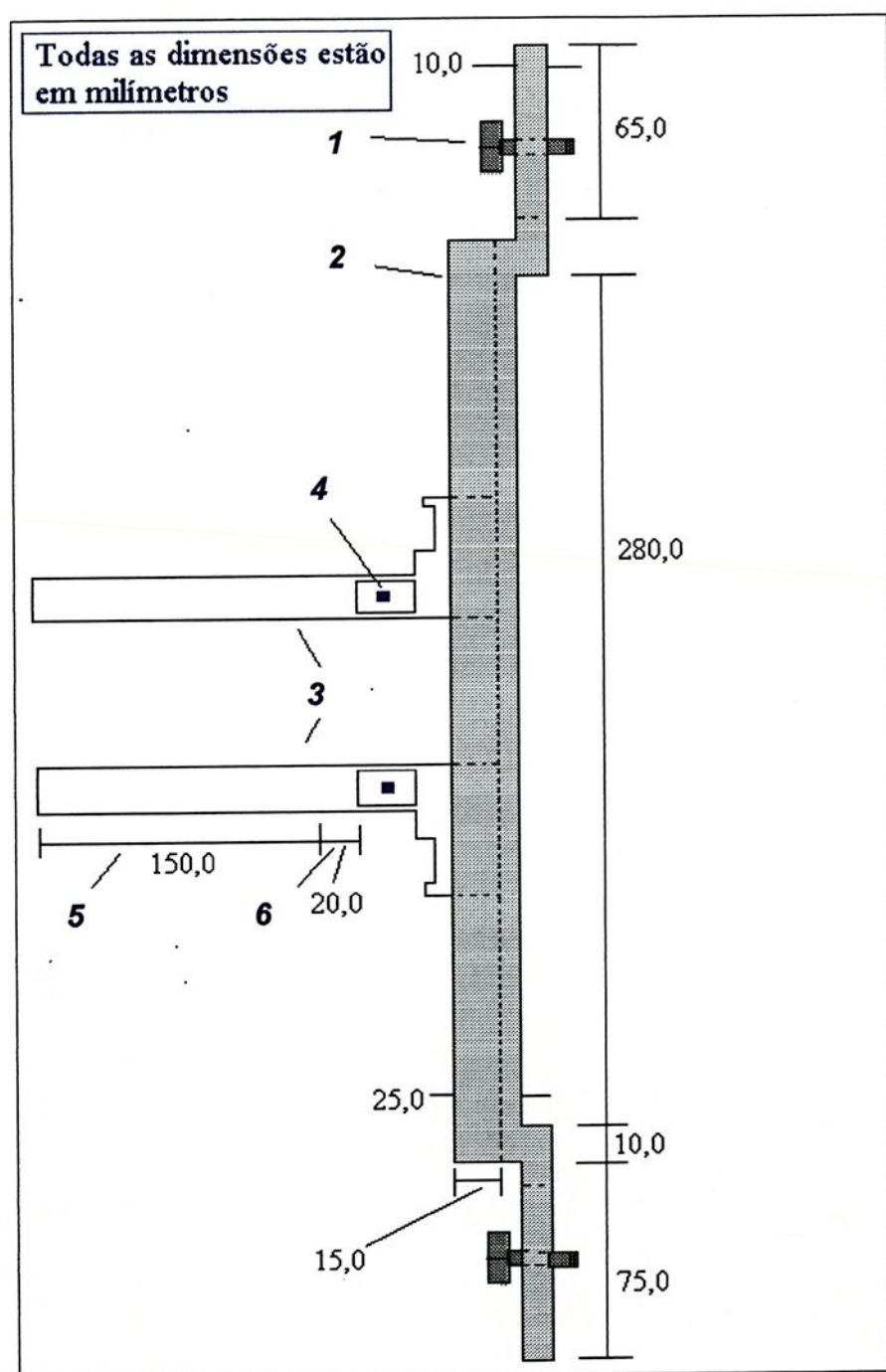


Figura 4.9 – Dinamômetro completo (hastes e trilho).

A figura 4.10 mostra detalhes do trilho.

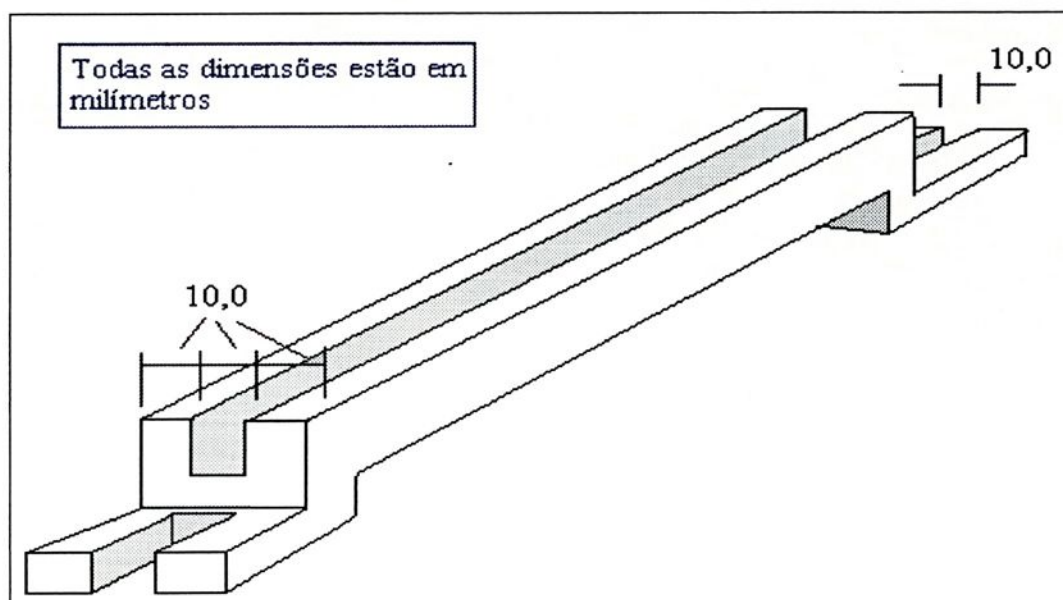


Figura 4.10 – Trilho de aço em perspectiva.

As figuras 4.11 e 4.12 ilustram o dinamômetro construído.

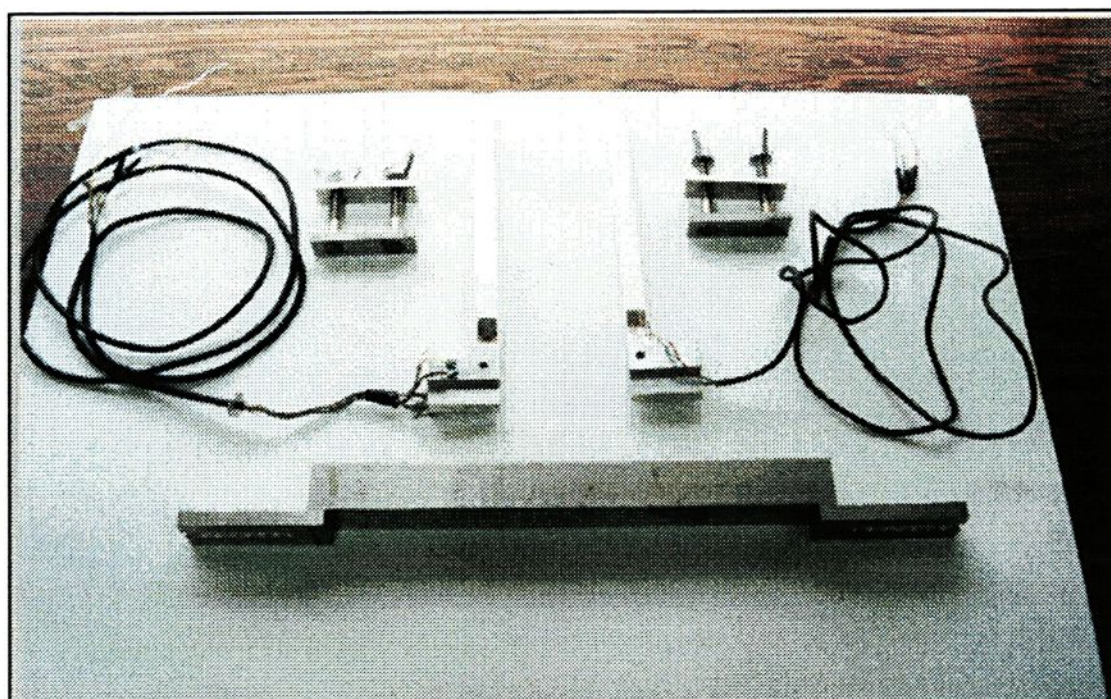


Figura 4.11 - Foto do Dinamômetro completamente desmontado.

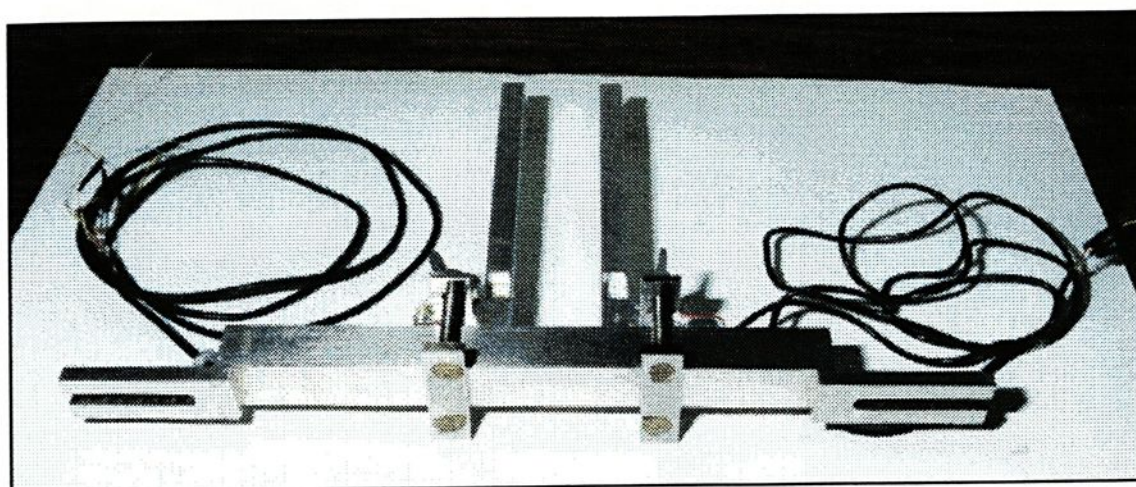


Figura 4.12 - Foto do dinamômetro (hastes + trilho).

4.4 - Implementação do Primeiro Modelo de Sensor Tátil Individual

O sensor tátil desenvolvido utiliza a tensão normal σ ao invés da tensão tangencial τ .

Quando uma força V é aplicada perpendicularmente ao plano da membrana do sensor, como ilustra a figura 4.13, tensões normal σ e tangencial τ são produzidas.

A força V , atua no centro da membrana.

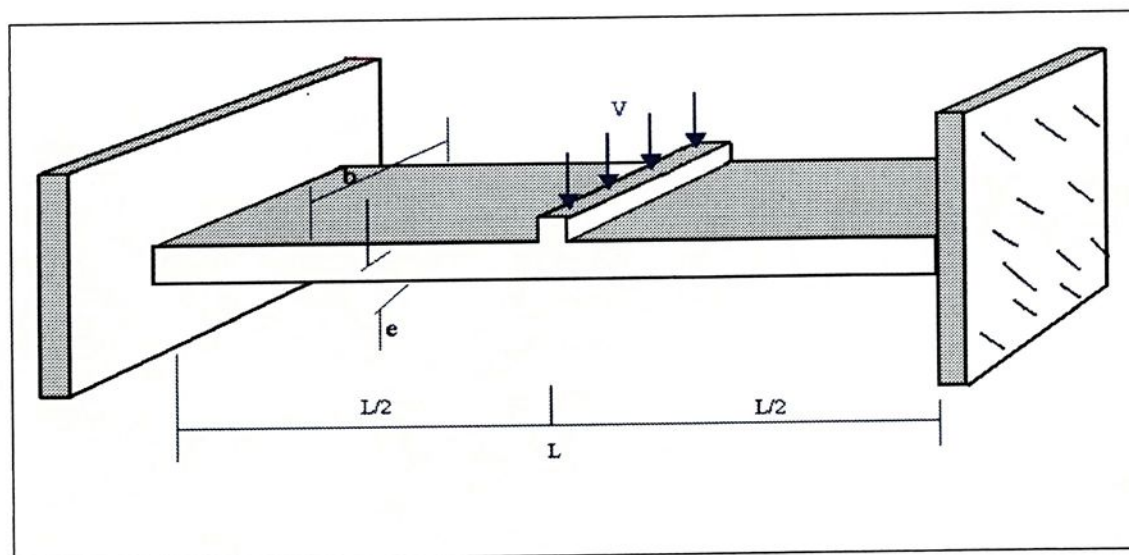


Figura 4.13 - Simplificação do sensor tátil, semelhante a viga biengastada.

A figura 4.14 apresenta o diagrama com as forças de ação, reação e momento na membrana.

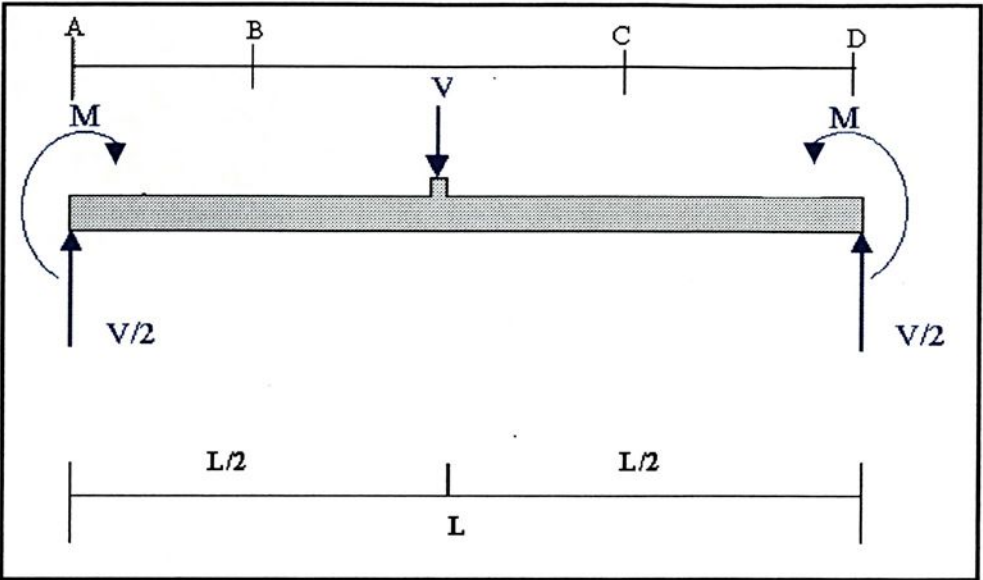


Figura 4.14 - Forças de ação, reação e momento na membrana.

O momento ao longo da membrana tem o comportamento da figura 4.15.

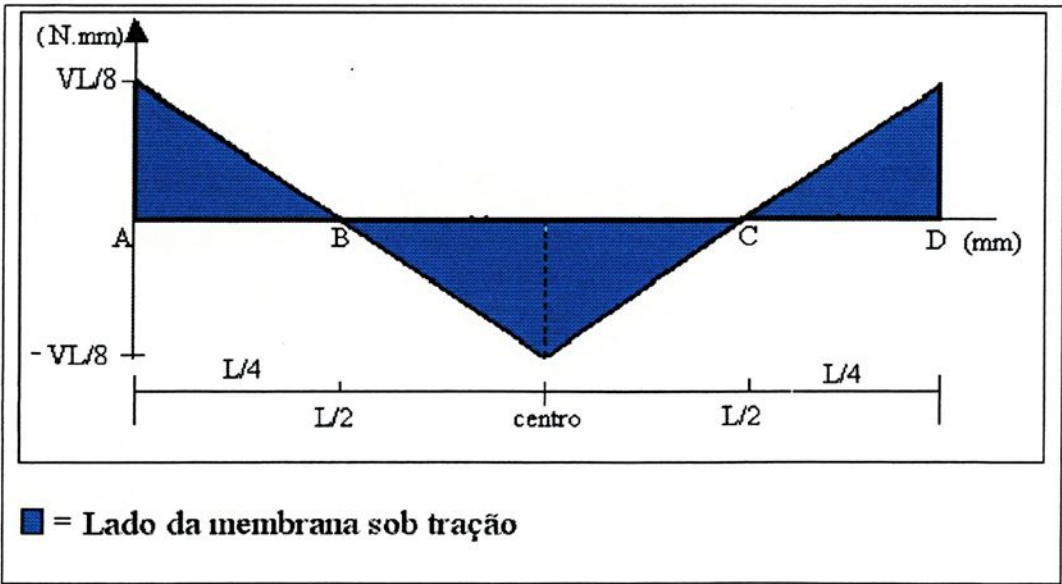


Figura 4.15 - Gráfico de momento ao longo da membrana.

Assim, V produz momento nas extremidades, entre A e B e entre C e D, oposto ao da região central, entre B e C.

Da equação (4.1) encontra-se a tensão normal σ na membrana provocadas por V.

$$\sigma = \pm \frac{Mc}{I} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (4.15)$$

A componente N/A é nula, pois a força normal N é nula.

Desta forma a componente normal se resume em:

$$\sigma = \frac{3VL}{4be^2} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (4.16)$$

Para a secção transversal retangular, a tensão cizalhante máxima $\tau_{\max}$ será:

$$\tau_{\max} = \frac{3V}{2be} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (4.17)$$

De posse das tensões normal σ e tangencial τ presentes no sensor, determina-se a espessura da membrana, tendo como limites as tensões normal $\bar{\sigma}$ e cizalhante $\bar{\tau}$ máximas admissíveis. Encontrou-se as equações (4.18) e (4.19).

$$e_1 = \sqrt{\frac{3VL}{4b\bar{\sigma}}} \quad (\text{mm}) \quad (4.18)$$

$$e_2 = \frac{3V}{2b\bar{\tau}} \quad (\text{mm}) \quad (4.19)$$

A espessura escolhida será a maior encontrada entre as equações (4.18) e (4.19).

A flecha será:

$$f = \frac{VL^3}{192EI} \quad (\text{mm}) \quad (4.20)$$

Da equação 4.3, encontra-se o momento de inércia da membrana:

$$I = \frac{be^3}{12} \quad (\text{mm}^4) \quad (4.21)$$

Os *strain gages* 1 e 3 axiais, colados longitudinalmente, na parte inferior da membrana entre B e C, experimentarão deformações positivas produzidas por tensão de tração enquanto que os *strain gages* 2 e 4 axiais, colados longitudinalmente na membrana, na parte inferior, entre C e D, experimentarão deformações negativas ou seja, deformações oriundas de tensão de compressão. A ponte de Wheatstone será completa, com os dois pares (1,3) e (2,4) de *strain gages* ligados nos respectivos braços (1,3) e (2,4) da ponte.

Como as deformações ocorridas tem sinais diferentes, a ponte de Wheatstone produzirá a amplificação do sinal dos *strain gages*, ligados convenientemente.

A deformação ϵ sofrida por cada *strain gage*, será:

$$\epsilon_1 = -\epsilon_2 = \epsilon_3 = -\epsilon_4 = \frac{3VL}{4be^2E} \quad (\text{m/m}) \quad (4.22)$$



O sinal de saída E_0 da ponte é dada por:

$$E_0 = \frac{3VLFE_i}{4be^2E} \quad (V) \quad (4.23)$$

A sensibilidade S do transdutor é dada por:

$$S = \frac{E_0}{V} = \frac{3LFE_i}{4e^2bE} \quad (V/N) \quad (4.24)$$

As figuras 4.16 A, B e C, mostram o diagrama esquemático do sensor implementado. As suas características geométricas foram definidas para utilizá-lo no dedo polegar. O sensor é semelhante a uma viga biengastada e é dividido nas seguintes partes:

- 1:** Camisa metálica;
- 2:** Concentrador de força;
- 3:** Membrana metálica;
- 4:** Base de aço;
- 5:** Par de *strain gages* 2 e 4;
- 6:** Par de *strain gages* 1 e 3;
- 7:** Colunas de sustentação;
- 8:** Abertura entre a parede lateral e a membrana.

As dimensões indicadas estão em milímetros.



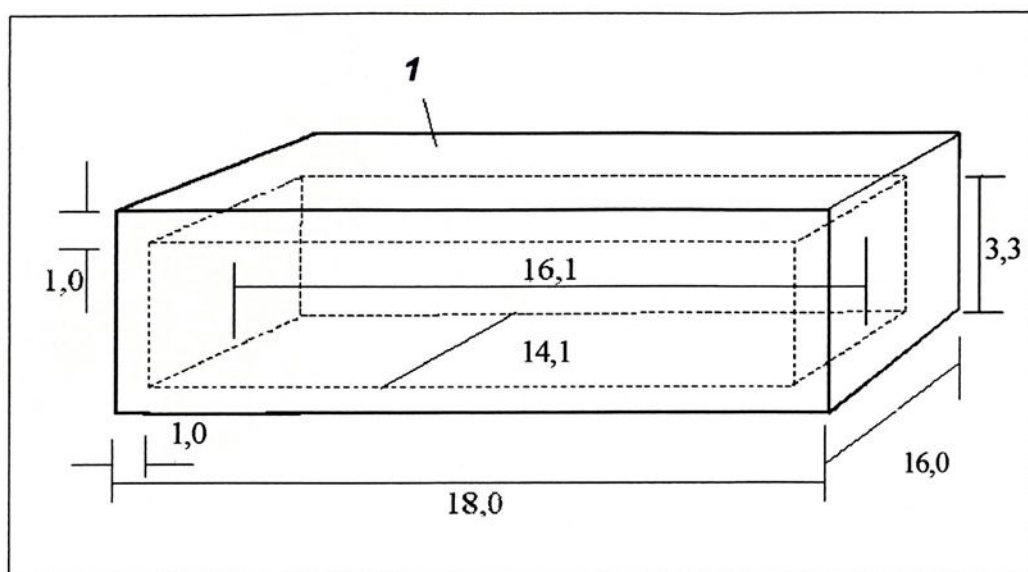


Figura 4.16 A - Camisa metálica que fica sobre o sensor tátil.

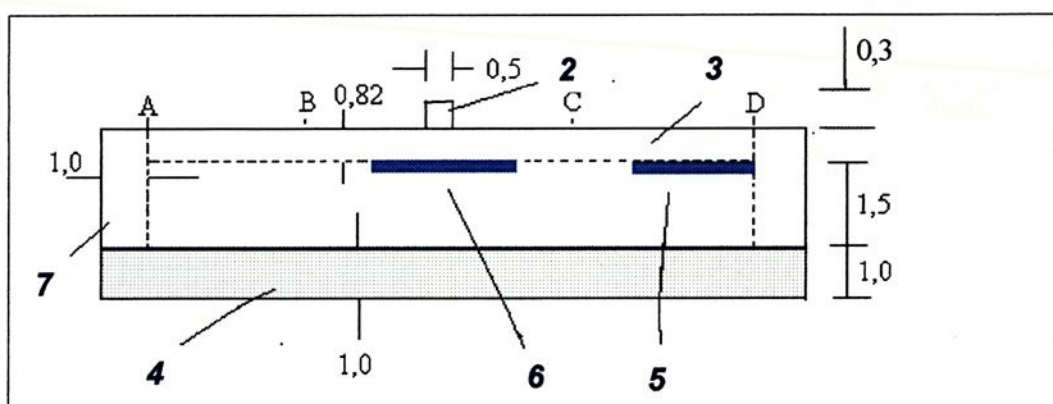


Figura 4.16 B – Vista lateral do sensor tátil individual.

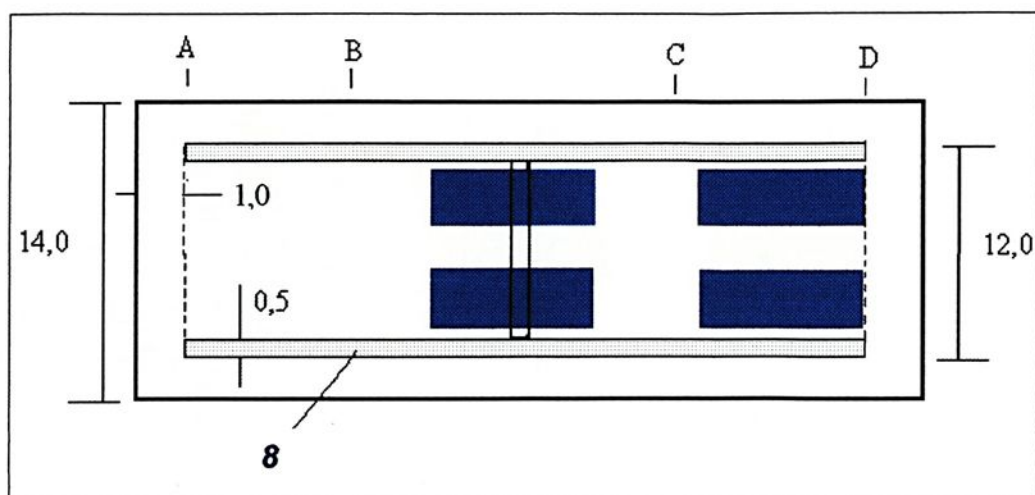


Figura 4.16 C - Vista em planta do sensor tátil individual.

O sensor apresenta formato retangular com dimensões de 18,0 mm x 16,0 mm x 4,6 mm.

A camisa metálica (1) de duroalumínio (2024 – T351), com espessura de 1 mm, é encaixada no sensor e tem a função de forçar a transmissão de esforços descentralizados para o concentrador (2), posicionado sobre a região central da membrana. O concentrador de força na membrana (3) foi colocado para que a mesma sofra contacto primeiro que as colunas de sustentação (7) e propiciar um ponto fixo para transmissão de esforços a membrana (3). O concentrador e a membrana constituem corpo único. A membrana é engastada nas bordas transversais. A base de aço VC-150 (4) protege o circuito da ponte contra umidade, choques mecânicos e poeira. Colou-se um par (5) de *strain gages* (Excel, modelo TA-13-070HB-350L) onde há momento fletor unidirecional, ocorrendo deformação por compressão entre C e D e colou-se um par (6) entre B e C, onde ocorre deformação por tração. O par possui dimensões reduzidas (3 mm x 3 mm). As colunas de sustentação (7) bem como as paredes da camisa (1) funcionam como limitadores de deformação da membrana impedindo, em consequência, a danificação do sensor. As características estáticas foram determinadas colocando-se pesos, em ordem crescente e decrescente de magnitude, em um recipiente cuja alça foi situada sobre a camisa metálica do sensor.

A resposta dinâmica foi obtida aplicando-se ao sensor uma força com forma aproximada de um degrau. A forma de onda e intensidade do sinal foram monitorados por um osciloscópio digital HP modelo 54703-B e através de um sistema de aquisição de dados constituído por um microcomputador Pentium 233 MHz e por uma placa de aquisição de sinal PCL -711B da marca PCLab-Card da empresa Advantech Co, Ltda.

As figuras 4.17 A e B, mostram em fotos o sensor construído.

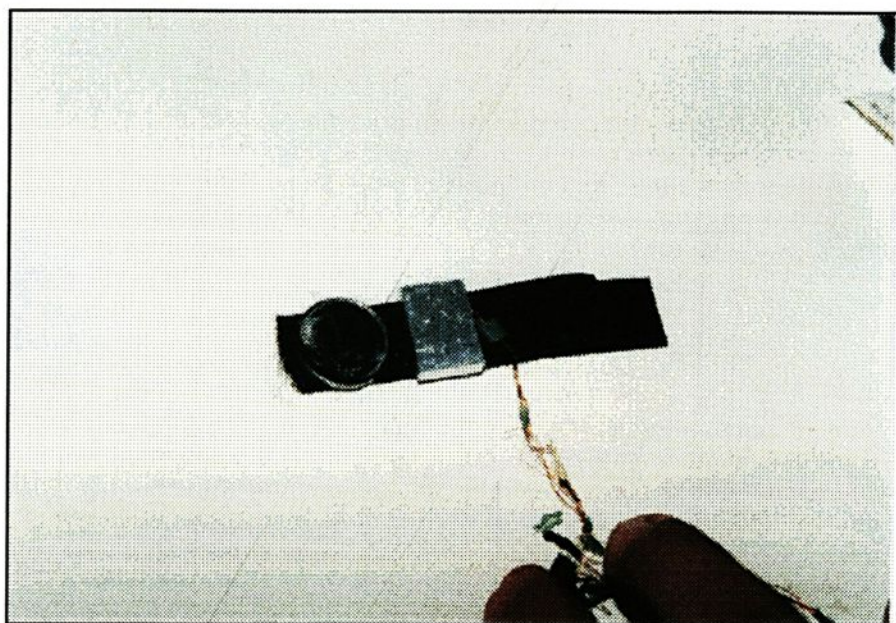


Figura 4.17 A - Foto do sensor tátil junto a uma moeda de 1 centavo de Real.

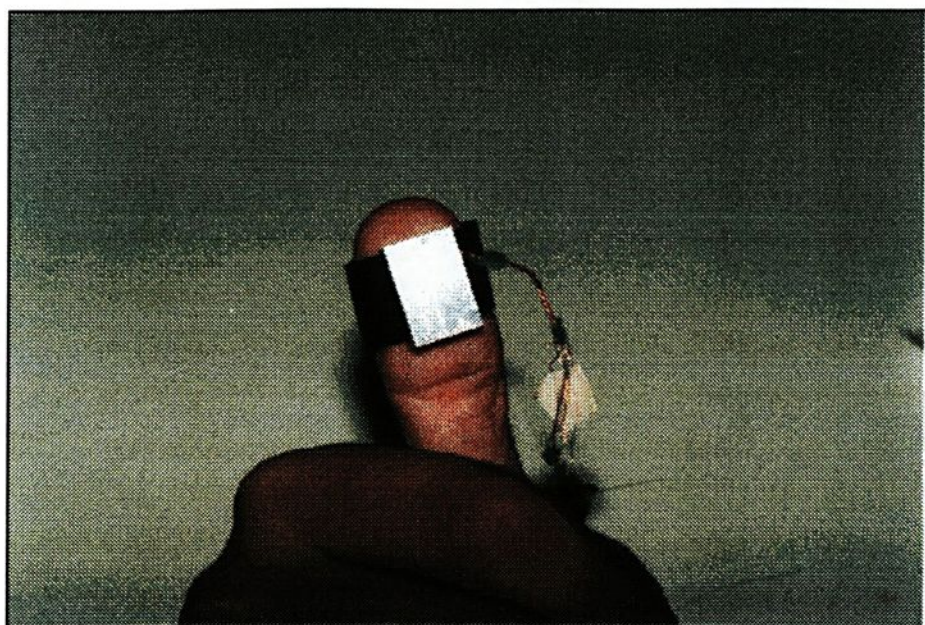


Figura 4.17 B - Foto do sensor tátil individual colado ao velcro e instalado no dedo polegar.

4.5 - Implementação do Segundo Modelo de sensor Tátil Individual

Como no primeiro modelo, o sensor tátil desenvolvido utiliza a tensão normal σ ao invés da tensão tangencial τ .

Quando uma força V é aplicada perpendicularmente ao plano da membrana do sensor, como ilustra a figura 4.18, tensões normal σ e tangencial τ são produzidas.

A força V se divide e atua em duas elevações sobre a membrana.

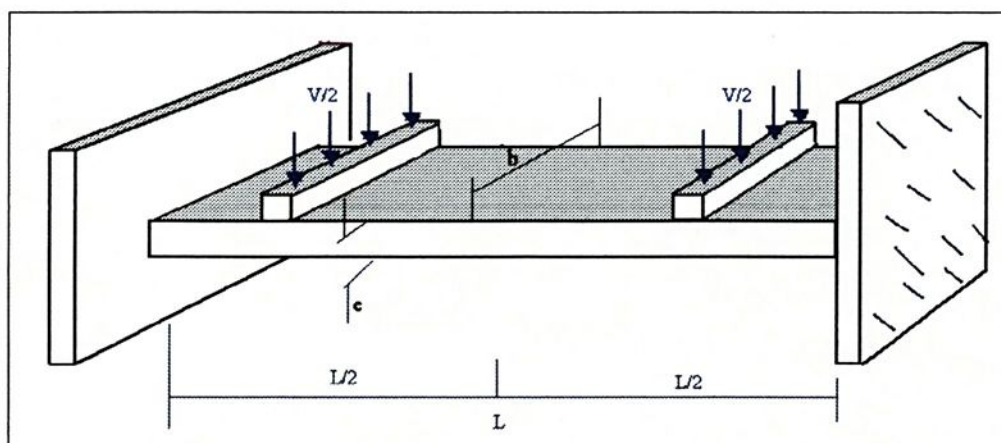


Figura 4.18 - Simplificação do sensor tátil, semelhante a viga biengastada.

O diagrama com as forças de ação, reação e momento, na membrana estão apresentadas na figura 4.19.

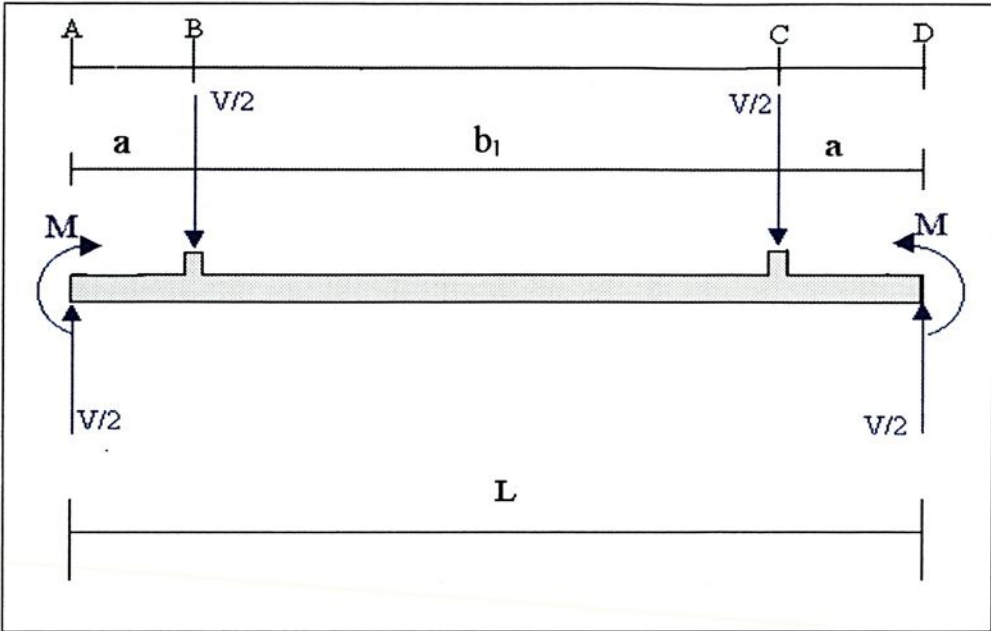


Figura 4.19 - Forças de ação, reação e momento na membrana.

O momento ao longo da membrana tem o comportamento da figura 4.20.

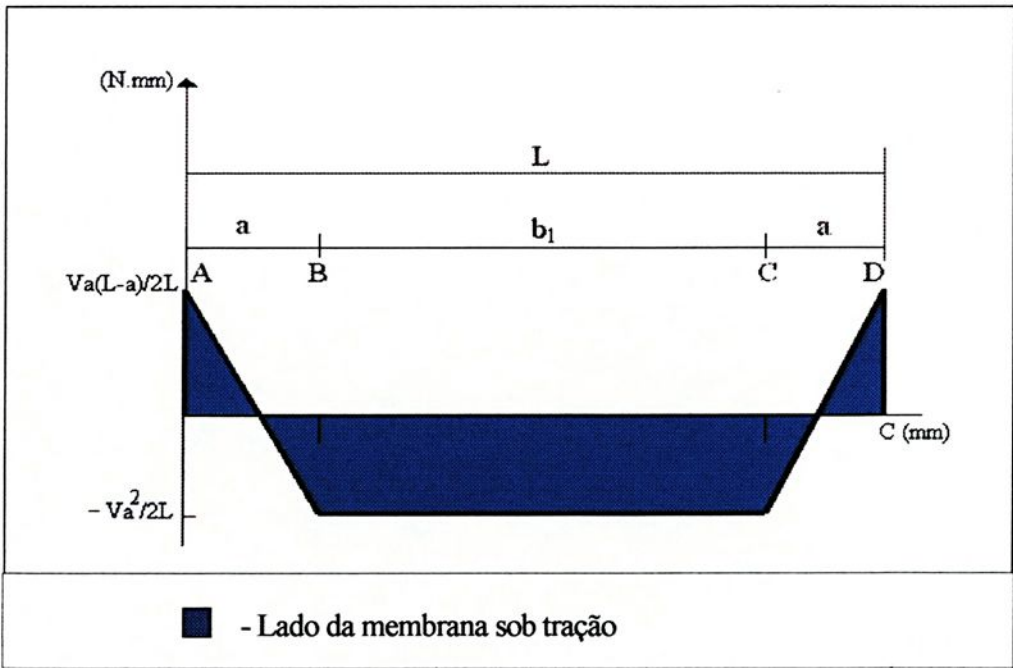


Figura 4.20 - Gráfico de momento ao longo da membrana.

Assim, V produz momento fletor constante entre B e C, diferente do momento entre A e B e entre C e D que são variáveis

A equação abaixo é igual a equação (4.15), derivada da equação (4.1). Vê-se que V produz a tensão normal σ : A componente N/A é nula, pois a força normal N , é nula.

$$\sigma = \pm \frac{Mc}{I} (\text{N/mm}^2)$$

Desta forma a tensão normal σ entre A e B é igual a tensão normal σ entre C e D e é dada por:

$$\sigma = \frac{3Va(L-a)}{Lbe^2} (\text{N/mm}^2) \quad (4.25)$$

A tensão normal σ entre B e C é mostrada na equação (4.26).

$$\sigma = \frac{3Va^2}{Lbe^2} (\text{N/mm}^2) \quad (4.26)$$

Para a secção transversal retangular, a tensão cizalhante máxima $\tau_{\max}$ será:

$$\tau_{\max} = \frac{3V}{2be} (\text{N/mm}^2) \quad (4.27)$$

De posse das tensões normal σ e tangencial τ , presentes no sensor, determina-se a espessura da membrana, tendo como limites as tensões normal $\bar{\sigma}$ e cizalhante $\bar{\tau}$ máximas admissíveis. Encontrou-se as equações (4.28), (4.29) e (4.30).

Assim:

$$e_1 = \sqrt{\frac{3Va(L-a)}{Lb\sigma}} \quad (\text{mm}) \quad (4.28)$$

$$e_2 = \sqrt{\frac{3Va^2}{Lb\sigma}} \quad (\text{mm}) \quad (4.29)$$

$$e_3 = \frac{3V}{2b\tau} \quad (\text{mm}) \quad (4.30)$$

A espessura escolhida será a a maior encontrada entre as equações (4.28), (4.29) e (4.30).

A flecha f é dada por:

$$f = \frac{Va^2b_1^2}{48EI} \quad (\text{mm}) \quad (4.31)$$

Da equação 4.3, encontra-se o momento de inércia da membrana, dado por:

$$I = \frac{be^3}{12} \quad (\text{mm}^4) \quad (4.32)$$

Os *strain gages* 1 e 3 axiais colados na direção longitudinal na base da membrana, na parte inferior, entre B e C, experimentarão deformações positivas produzidas por tensão de tração enquanto que os *strain gages* 2 e 4 axiais colados transversalmente na base da membrana entre B e C, experimentarão deformações negativas produzidas por tensão de tração que atua na membrana. A ponte de Wheatstone será completa, com os dois pares (1,3) e (2,4) de *strain gages* ligados nos respectivos braços (1,3) e (2,4) da ponte. Como os pares de *strain gages* tem deformações com sinais opostos, a ligação conveniente em ponte completa, fornecerá na saída uma tensão amplificada



A deformação ϵ sofrida pelos *strain gages*, será:

$$\epsilon_1 = \epsilon_3 = \frac{3Va^2}{Lbe^2E} \quad (\text{m/m}) \quad (4.33)$$

$$\epsilon_2 = \epsilon_4 = -\frac{3Va^2}{Lbe^2E} \nu \quad (\text{m/m}) \quad (4.34)$$

O sinal de saída E_0 da Ponte é dada por:

$$E_0 = \frac{6FE_i Va^2(1+\nu)}{4Lbe^2E} \quad (\text{V}) \quad (4.35)$$

A sensibilidade S do transdutor é dada:

$$S = \frac{E_0}{V} = \frac{6FE_i a^2(1+\nu)}{4Lbe^2E} \quad (\text{V/N}) \quad (4.36)$$

Assim, V produz momento fletor unidirecional na região entre B e C.

As figuras 4.21 A, B e C mostram o diagrama esquemático do sensor implementado. As suas características geométricas foram definidas para utilizá-lo no dedo polegar. O sensor é constituído de várias partes como:

- 1: Camisa metálica;
- 2: Membrana metálica;
- 3: Concentradores de forças;
- 4: Colunas de sustentação;
- 5: Base de aço;



- 8:** Abertura ao longo da membrana.

As dimensões indicadas para as figuras 4.21 A, B e C, estão em milímetros

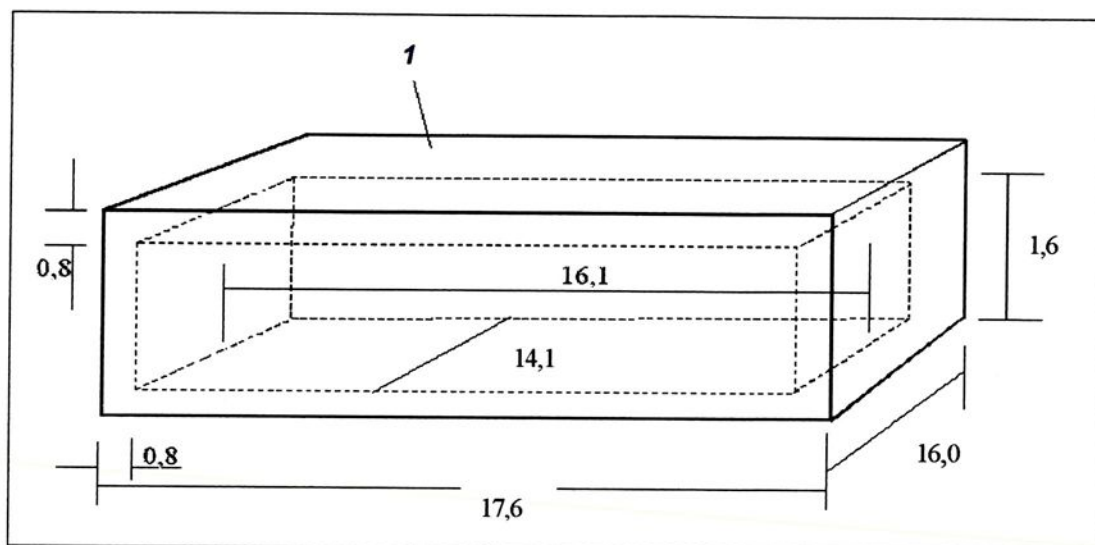


Figura 4.21 A - Camisa metálica do sensor táctil individual.

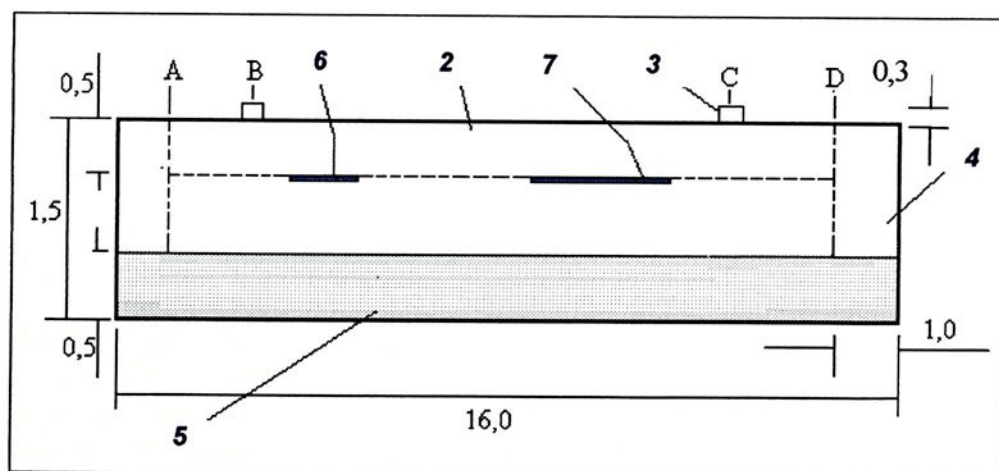


Figura 4.21 B - Vista lateral do sensor tátil individual.

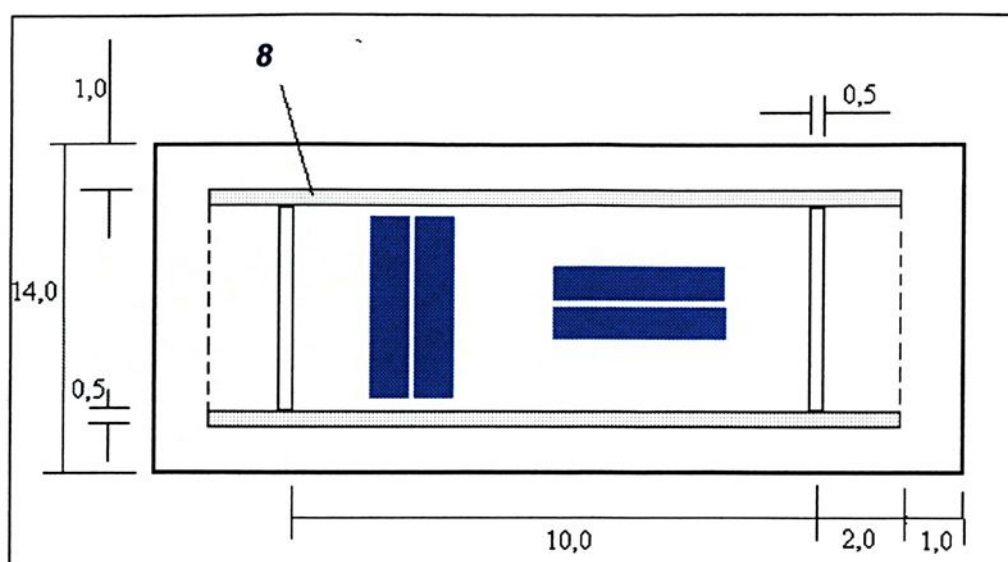


Figura 4.21 C - Vista em planta do sensor tátil individual.

O sensor apresenta formato retangular com dimensões de 17,6 mm x 16,0 mm x 2,6 mm.

A camisa metálica (**1**) de duroalumínio (2024 – T351), com espessura de 0,8 mm, é encaixada no sensor e tem a função de forçar a transmissão de esforços descentralizados para os concentradores (**3**). Os concentradores de forças na membrana (**2**) foram colocados para que a membrana (**2**) sofra contacto primeiro que as colunas de sustentação (**4**) e propiciar dois pontos fixos para a transmissão de esforços a membrana

Os *strain gages* foram situados na região onde o momento é unidirecional e constante, provocando deformação por tração na parte inferior da membrana (**2**) entre B e C. Nas extremidades entre A e B e entre C e D ocorre variação do momento.

A membrana é engastada nas bordas transversais. A base de aço (VC-150) (**5**) protege o circuito contra a umidade, choques mecânicos e poeira. Foram conectados dois pares (**6,7**) de *strain gages* (Excel, modelo TA-13-070HB-350L), no direção longitudinal e transversal respectivamente entre B e C. O par possui dimensões reduzidas (3 mm x 3 mm). As colunas de sustentação (**4**) bem como as paredes da camisa (**1**) funcionam como limitadores de deformação da membrana impedindo, em consequência, a danificação do sensor. As características estáticas foram determinadas

colocando-se pesos, em ordem crescente e decrescente de magnitude, em um recipiente cuja alça foi situada sobre a camisa metálica do sensor.

A resposta dinâmica foi obtida aplicando-se ao sensor uma força com forma aproximada de um degrau. A forma de onda e intensidade do sinal foram monitorados por um osciloscópio digital HP modelo 54703-B e através de um sistema de aquisição de dados constituído por um microcomputador Pentium 233 MHz e por uma placa de aquisição de sinal PCL -711B da marca PCLab-Card da empresa Advantech Co, Ltda.

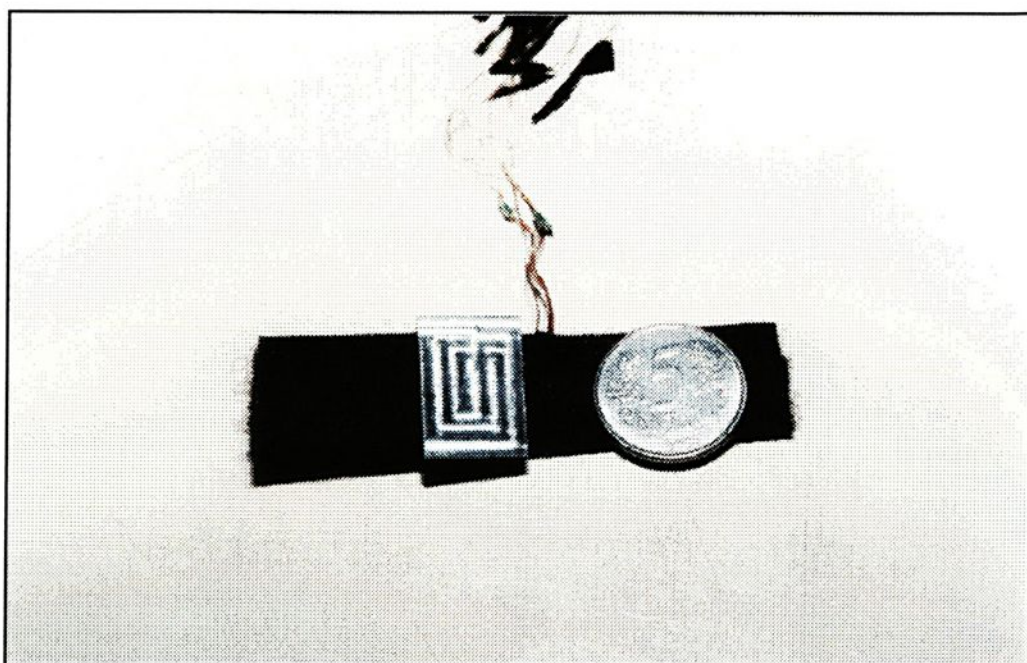


Figura 4.22 A - Foto do sensor táctil junto a uma moeda de cinco centavos de Real.



Figura 4.22B - Foto do sensor tátil individual colado ao velcro e instalado no dedo polegar.

4.6 - Programa de Aquisição de dados

Utilizou-se um programa de aquisição de dados desenvolvido em linguagem C, para fazer a aquisição do sinal do sensor.

O programa desenvolvido por alunos de graduação é de fácil operação, tendo a tela principal cinco funções disponíveis, como ilustra a figura 4.23.



Figura 4.23 - Primeira tela do programa de aquisição de dados "AQUISI".

A primeira opção do programa foi a única necessária e é responsável pela aquisição e plotagem do sinal V (Volts) x T (segundos) em tela e armazenamento em arquivos, no formato texto.

CAPÍTULO 5

Resultados e Discussão

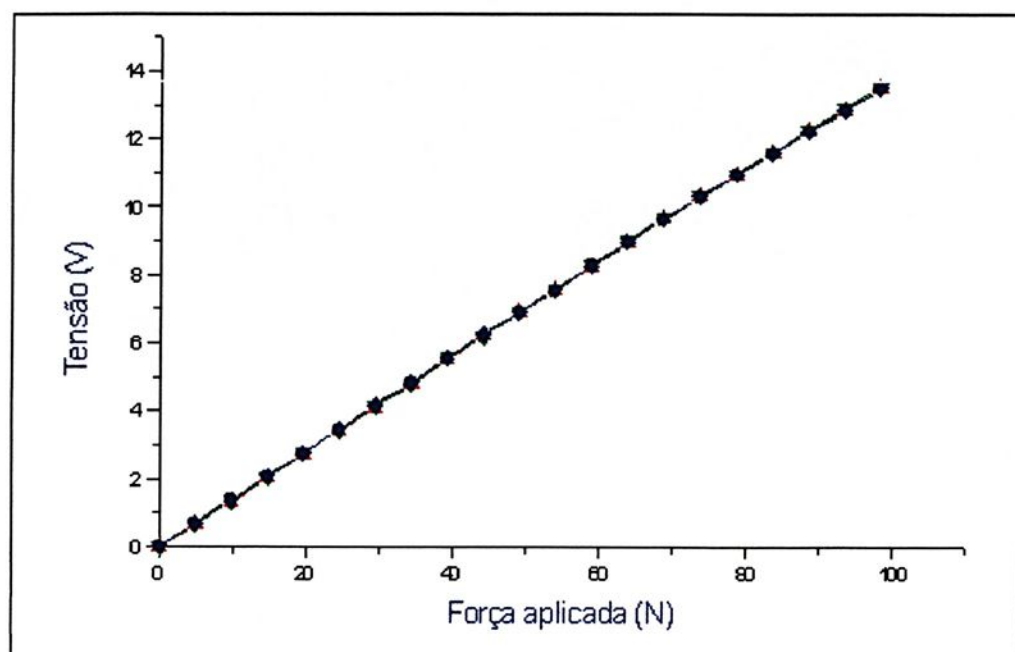
5.1 - Dinamômetro

5.1.1 - Características Estáticas

A calibração estática do dinamômetro foi realizada colocando-o na posição horizontal e aplicando-se pesos nas hastes, em ordem crescente e decrescente de magnitude, na faixa de 0 a 98 N. Empregou-se um osciloscópio digital Hewlett Packard, modelo 54703B, para se efetuar a leitura dos sinais produzidos pelo transdutor.

As curvas de calibração estática do dinamômetro são apresentadas nas figuras 5.1 e 5.2. Elas correspondem ao mesmo experimento, realizado com um interstício de um dia. Para cada figura são apresentadas duas curvas de carregamento e duas de descarregamento. Constata-se a excelente linearidade e repetibilidade do transdutor na faixa de interesse (0 a 98 N).





- A = Curva do sensor submetido a carregamento extremo superior da haste
- ▲— B = Curva do sensor submetido a descarregamento extremo superior da haste
- ▼— C = Curva do sensor submetido a carregamento extremo inferior da haste
- ◆— D = Curva do sensor submetido a descarregamento extremo inferior da haste

Figura 5.1 – Curvas de calibração estática (1) do dinamômetro

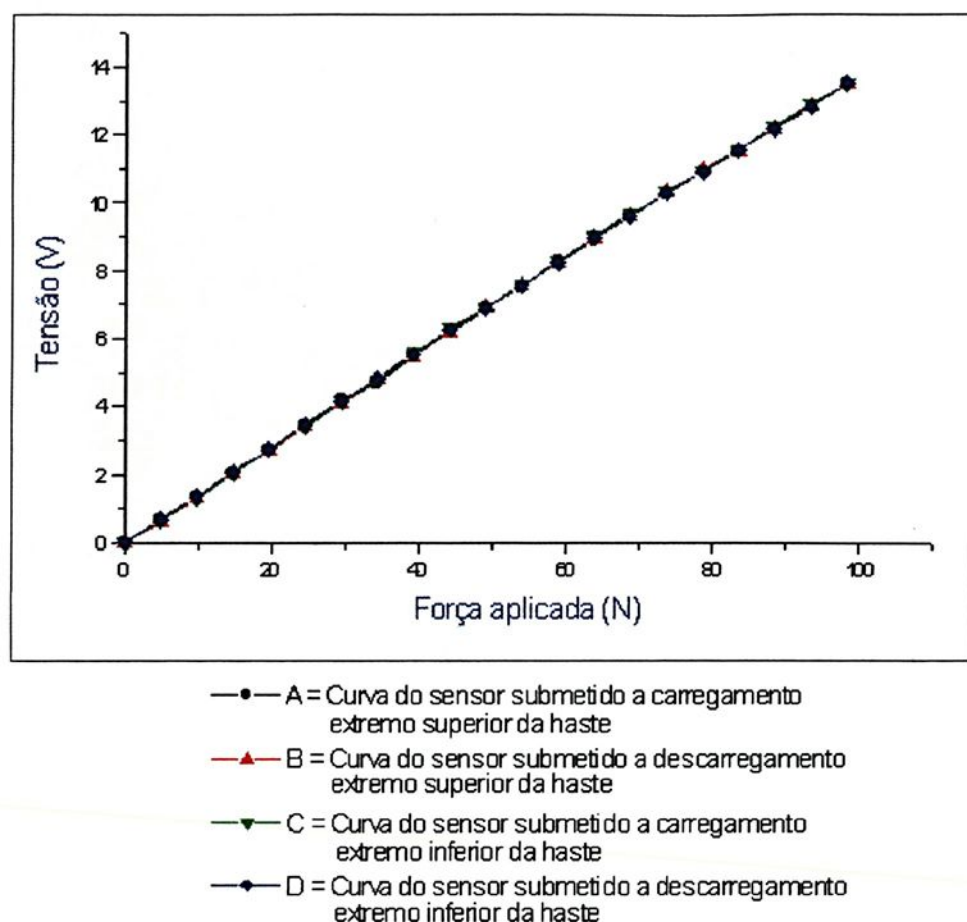


Figura 5.2 – Curvas de calibração estática (2) do dinamômetro

A reta obtida por regressão linear dos pontos da curva média da figura 5.1 apresenta a seguinte equação:

$$E_0 = 0,14 F + 0,04 \quad (\text{V}) \quad (5.1)$$

sendo E_0 o sinal elétrico produzido pelo transdutor, em Volts e F a força em Newtons. O coeficiente de correlação linear é de 0,99. A sensibilidade do transdutor é de 140 mV/N. A resolução medida foi de 0,2 N. A reta obtida por regressão linear dos pontos da curva média obtida da figura 5.2 é praticamente igual à da equação (5.1), sendo diferente apenas a constante da reta que, neste caso, é de 0,03 V.

A figura 5.3 mostra o resultados dos experimentos realizados para se avaliar a influência da posição de aplicação da força na região ativa do transdutor. O comprimento desta região é de 15 cm. As forças foram aplicadas nas duas extremidades e no ponto médio da região ativa.

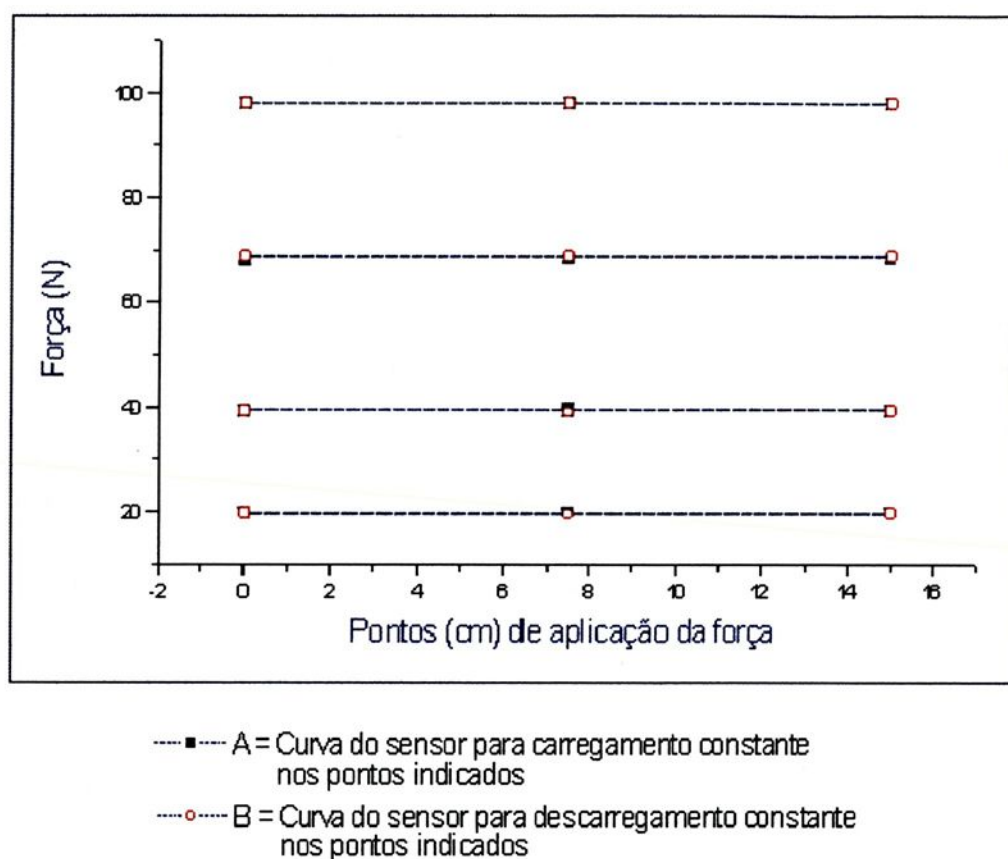


Figura 5.3 – Sinal de saída do transdutor em função do ponto de aplicação da força na região ativa do dinamômetro.

Através da figura 5.3 constata-se que a resposta do dinamômetro independe do ponto de aplicação da força. Este resultado está de acordo com a teoria apresentada na secção 4.3.

5.1.2 - Características Dinâmicas

A figura 5.4 ilustra a resposta do dinamômetro quando ele foi submetido a uma força com forma aproximada de um degrau. Embora não seja possível a aplicação de um degrau de força perfeito, o sinal é adequado para o estudo da resposta dinâmica do transdutor.

O transdutor foi testado para duas amplitudes de força: 40 N e 80 N. Os dados foram armazenados em um computador Pentium 233 MHz. Utilizou-se uma placa de aquisição de dados PCL 711 B da marca PC - LabCard, fabricante Advantech Co, Ltd. , com um conversor analógico digital de 12 bits e um software desenvolvido no laboratório de Sensores, em linguagem C. A taxa de amostragem foi de 40 Hz. Monitorou-se, simultaneamente, a resposta com um osciloscópio digital HP, modelo 54703B.

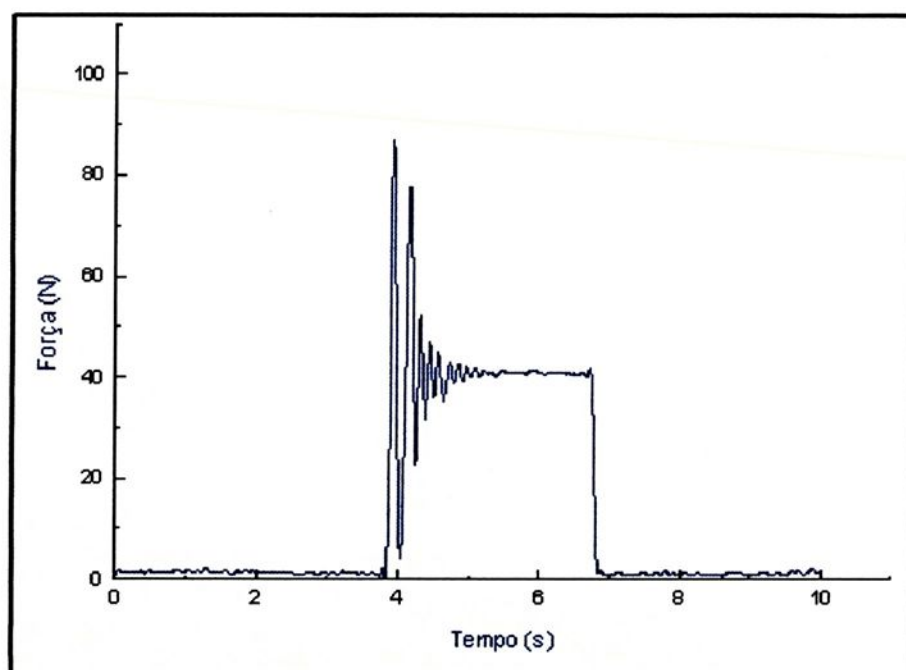


Figura 5.4 - Resposta do dinamômetro a uma força com forma de degrau

Mediu-se o intervalo de tempo do sinal na descida que corresponde ao tempo no início da descida até o tempo correspondente a 63 % do sinal em regime, na descida. Os valores encontrados são apresentados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Tempo de descida do dinamômetro

<i>TRANSDUTOR</i>	<i>FORÇA (N)</i>	<i>TEMPO DE DESCIDA (MS)</i>
Dinamômetro	40	23,5

O overshoot observado na resposta do sensor, é devido ao sistema mecânico.

Os tempos de descida medidos mostram que a velocidade de resposta do dinamômetro é alta, evidenciando a sua adequação para medir forças variantes no tempo, exercidas pelos dedos e pelas mãos, que são sinais razoavelmente lentos.

5.1.3 - Medições de Forças nos Dedos

Utilizou-se o dinamômetro para se medir a força exercida pelo dedo polegar de um paciente. A este foi solicitado para exercer força em uma das hastes do dinamômetro, de modo a reproduzir formas de ondas conhecidas, durante alguns segundos. A figura 5.5 mostra como variou o sinal do transdutor nas condições experimentais descritas.

Intervalos:

- 0 s a 4 s: Com o sensor instalado no dedo polegar, o paciente pressionou uma hastes de forma rápida, mantendo a força por alguns segundos, depois soltou-a, gerando um sinal em forma de degrau.
- 5 s a 8 s: O paciente aplicou força na haste e soltou-a rapidamente, repetindo o procedimento duas vezes, reproduzindo três sinais pulsantes.
- 8 s a 12 s: O paciente aplicou força contra a haste até certo patamar, depois soltou-a lentamente, logo em seguida aplicou força novamente atingindo um patamar mais elevado, novamente soltou a haste e fez o processo pela terceira vez e depois soltou-a definitivamente, reproduzindo três ondas dente de serra, com patamares diferenciados.
- 13 s a 17 s: O paciente procurou reproduzir uma onda igual a do primeiro intervalo mas com amplitude menor.



18 s a 27 s: O paciente, apertou a haste até um patamar e manteve constante a força por alguns segundos, em seguida apertou a haste até um nível superior e novamente manteve a força, por alguns segundos, repetiu o procedimento pela terceira vez depois soltou-a, reproduzindo três degraus, em ordem crescente.

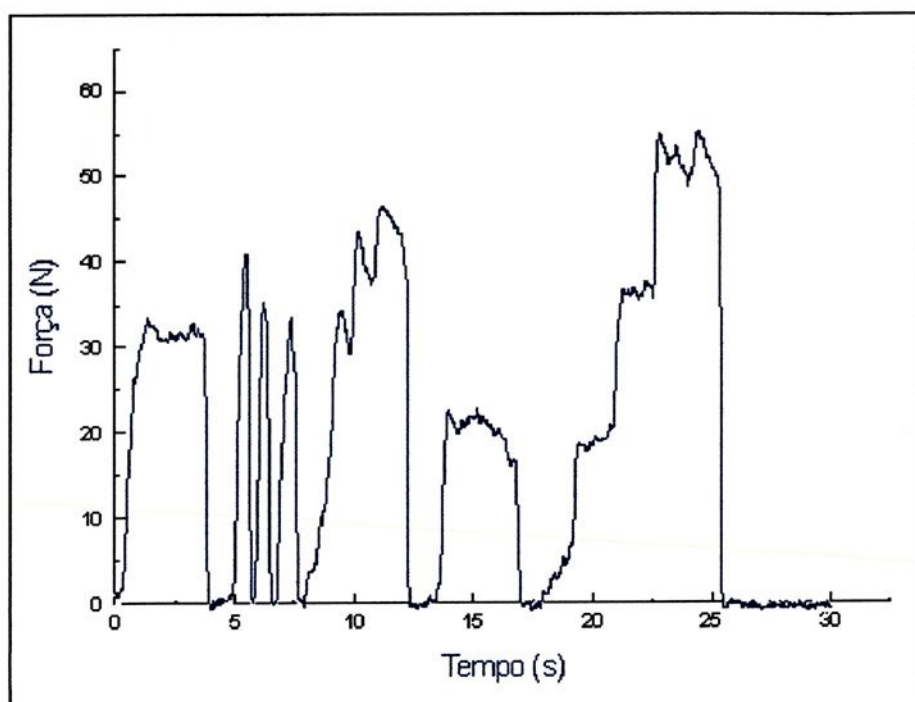


Figura 5.5 – Gráfico do sinal do dinamômetro decorrente de força exercida pelo dedo polegar

A forma de onda gerada pelo dinamômetro é compatível com os esforços aplicados pelo polegar nas hastes do dinamômetro.

5.2 - Sensor Tátil Individual (1º Modelo)

5.2.1 - Características Estáticas

A calibração estática do sensor tátil individual foi realizada colocando-se pesos, em ordem crescente e decrescente de magnitude, em um recipiente cuja alça foi situada sobre a camisa metálica do sensor. Empregou-se um osciloscópio digital Hewlett Packard, modelo 54703B, para se efetuar as leituras dos sinais produzidos pelo transdutor.

As curvas de calibração estática do sensor tátil são apresentadas nas figuras 5.6 e 5.7. Elas correspondem ao mesmo experimento, realizado com um interstício de um dia. Para cada figura é apresentada uma curva de carregamento e outra de descarregamento. Observa-se a característica linear da resposta do sensor na faixa de 0 a 98 N.

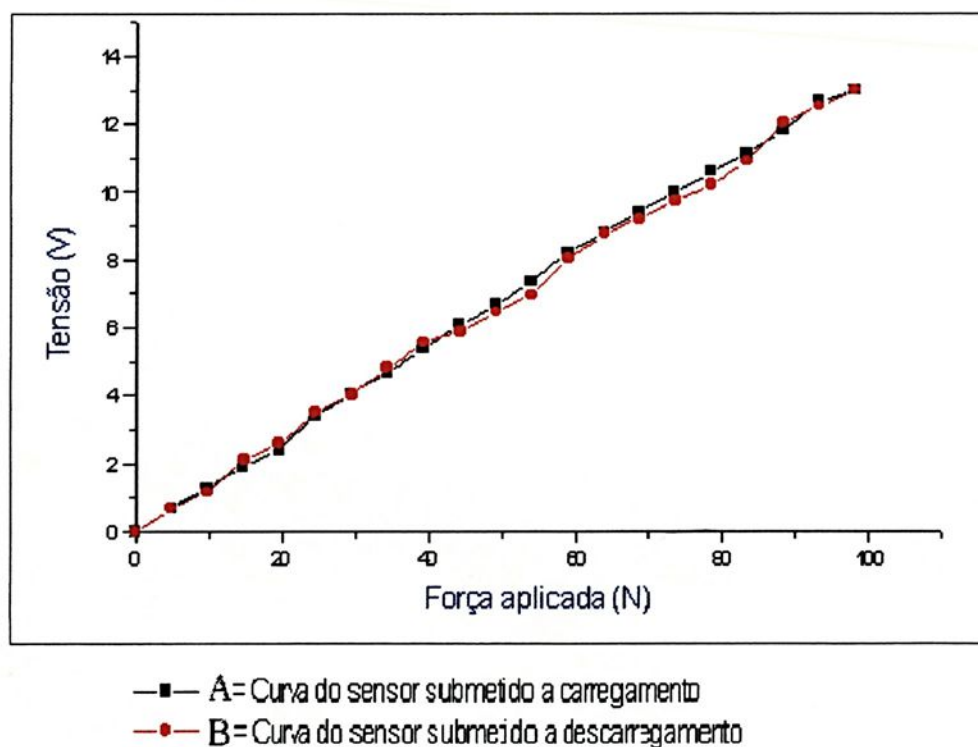


Figura 5.6. – Curvas de calibração estática (1) do sensor tátil individual

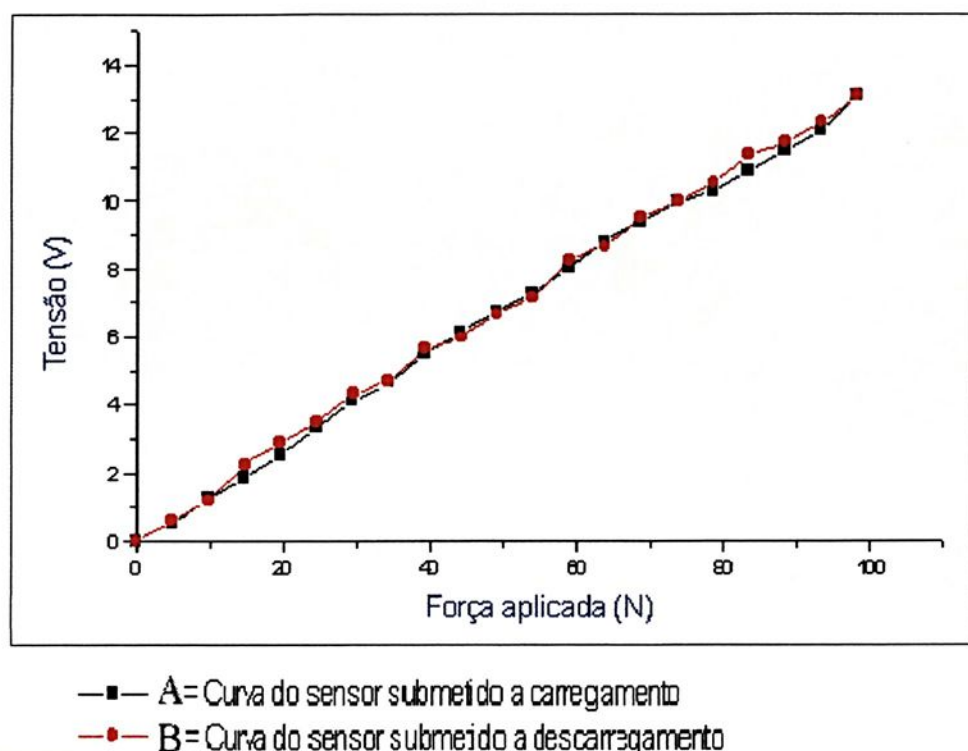


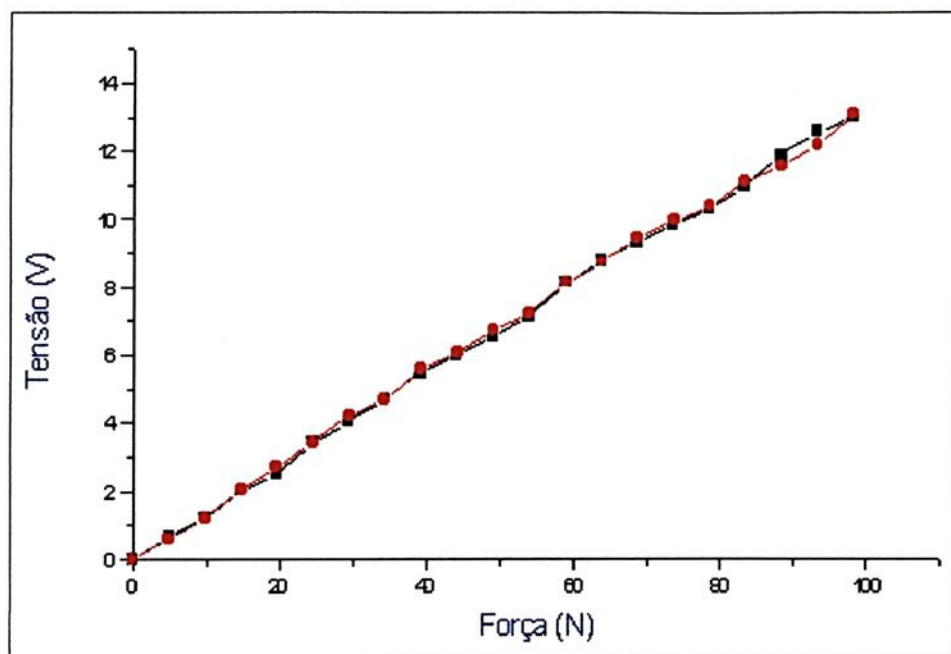
Figura 5.7. – Curvas de calibração estática (2) do sensor tátil.

A reta obtida por regressão linear dos pontos da curva média da figura 5.6 apresenta a equação:

$$E_0 = 0,13F + 0,06 \text{ (V)} \quad (5.2)$$

sendo E_0 o sinal elétrico produzido pelo sensor, em Volts e F a força em Newtons. O coeficiente de correlação linear é de 0,99. A sensibilidade do transdutor é de 130 mV/N. A resolução medida foi de 0,5 N. A reta obtida por regressão linear dos pontos da curva média obtida da figura 5.7 é praticamente igual à reta obtida à da equação 5.6, sendo diferente apenas a constante da reta, que neste caso, é de 0,13 V.

A figura 5.8 ilustra a repetibilidade do sensor tátil implementado. As duas curvas correspondem as curvas médias dos dois experimentos realizados sendo cada ponto, a média dos valores medidos nas condições de carregamento e de descarregamento.



- A=Curva do sensor obtida segundo a média dos pontos das curvas A e B da Figura 5.6
- B=Curva do sensor obtida segundo a média dos pontos das curvas A e B da Figura 5.7

Figura 5.8 – Curvas médias do sensor tátil correspondentes a dois experimentos realizados com interstício de um dia.

Através da figura 5.8 constata-se a boa repetibilidade do sensor tátil individual.

5.2.2 - Características Dinâmicas

A figura 5.9 ilustra a resposta do primeiro modelo de sensor tátil individual quando ele foi submetido a uma força com forma aproximada de um degrau. Ele foi testado para forças de 40 N e 80 N. Os dados foram armazenados em um computador Pentium 233 MHz. Utilizou-se uma placa de aquisição de dados PCL 711 B da marca PC - LabCard, fabricante Advantech Co Ltd, com um conversor analógico digital de 12 bits e um software desenvolvido no Laboratório de Sensores, em linguagem C. A taxa de amostragem foi de 40Hz. Monitorou-se, simultaneamente, a resposta com um osciloscópio digital HP, modelo 54703B.

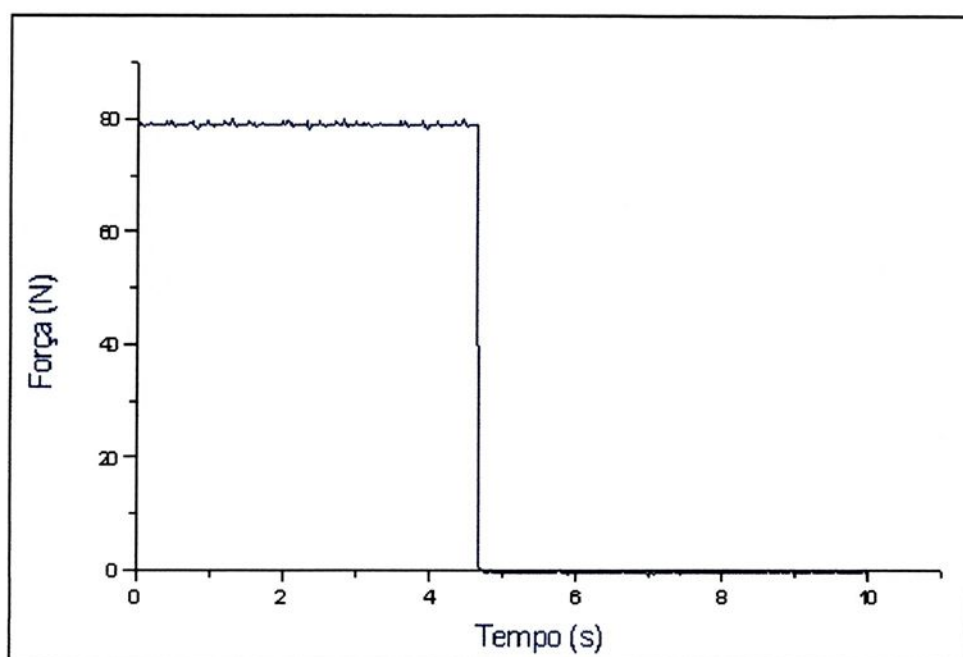


Figura 5.9 – Resposta do sensor tátil a uma força com forma de degrau

Os valores encontrados para o tempo de descida estão apresentados na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 - Tempo de descida do sensor tátil individual

<i>TRANSDUTOR</i>	<i>FORÇA (N)</i>	<i>TEMPO DE DESCIDA (MS)</i>
Sensor tátil	40	17,4
Sensor tátil	80	18,0

Constata-se que a velocidade de resposta do sensor tátil individual é plenamente adequada para medir forças variantes no tempo exercidas pelos dedos.

5.2.3 - Medições de Forças nos Dedos

Utilizou-se o sensor tátil individual para se medir a força exercida pelo dedo polegar de um paciente. A este foi solicitado adotar procedimento semelhante ao descrito para o dinamômetro, gerando formas de ondas diferenciadas. A figura 5.10 mostra como variou o sinal do transdutor nestas condições.

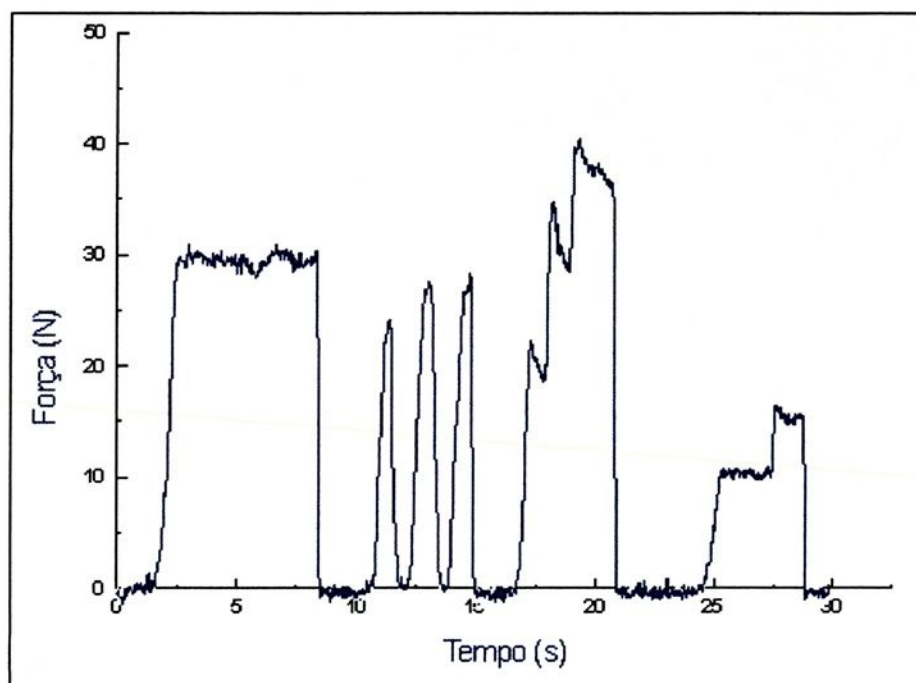


Figura 5.10 – Sinal do sensor tátil em função da força exercida pelo dedo polegar.

Intervalos:

- 1,5 s a 8 s: Com o sensor instalado no dedo polegar, o paciente pressionou uma das hastes, mantendo a força por alguns segundos, depois soltou-a, gerando um sinal em forma de degrau.
- 11 s a 15 s: O paciente aplicou força na haste e soltou-a rapidamente, repetindo o procedimento duas vezes, reproduzindo três sinais pulsantes.
- 17,0 s a 21 s: O paciente aplicou força contra a haste até certo patamar e depois soltou-a rapidamente, aplicou força novamente atingindo um patamar mais

elevado, novamente soltou-a, repetiu o processo pela terceira vez e depois soltou definitivamente a haste, gerando três ondas dente de serra, com patamares diferenciados.

24 s a 28 s: O paciente, apertou a haste até um patamar e manteve constante a força por algum tempo. Em seguida apertou a haste com intensidade maior de força e novamente manteve a força por alguns segundos, depois soltou-a, reproduzindo dois degraus, em ordem crescente.

A figura 5.11 ilustra a variação da força exercida pelo polegar na atividade de pegar um livro situado sobre uma mesa e depois colocá-lo novamente sobre a mesa.

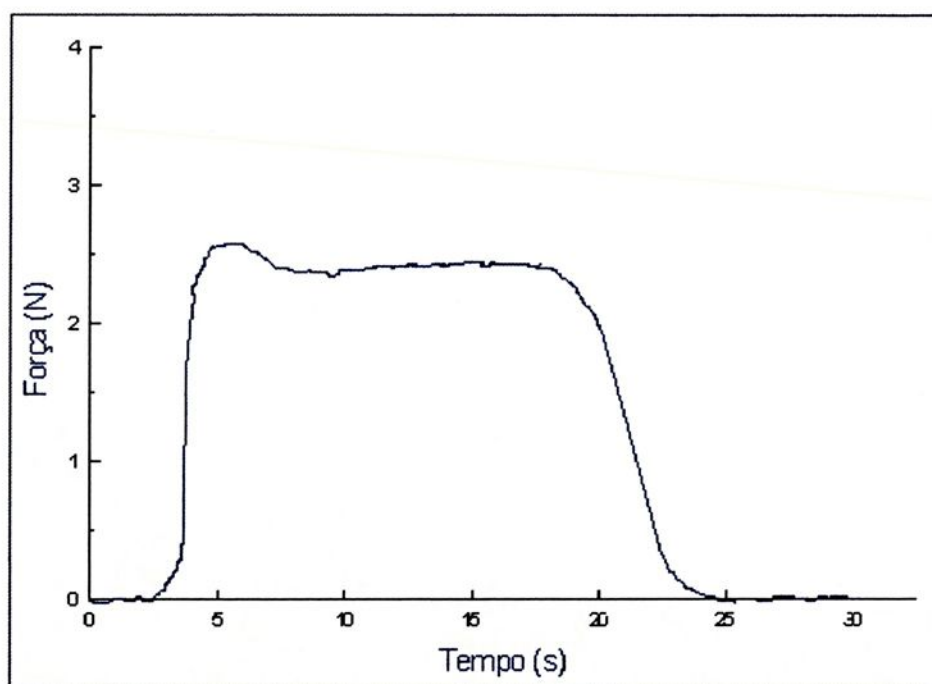


Figura 5.11 – Força exercida pelo polegar em uma atividade de preensão, monitorada com o sensor tátil individual.

5.3 - Sensor Tátil Individual (2º Modelo)

5.3.1 - Características Estáticas

A calibração estática do sensor tátil individual foi realizada como no primeiro modelo, colocando-se pesos, em ordem crescente e decrescente de magnitude, em um recipiente cuja alça foi situada sobre a camisa metálica do sensor. Empregou-se um osciloscópio digital Hewlett Packard, modelo 54703B, para se efetuar as leituras dos sinais produzidos pelo transdutor.

As curvas de calibração estática do sensor tátil são apresentadas nas figuras 5.12 e 5.13. Elas correspondem ao mesmo experimento, realizado com um interstício de um dia. Para cada figura é apresentada uma curva de carregamento e outra de descarregamento. Observa-se a característica linear da resposta do sensor na faixa de 0 a 98 N.

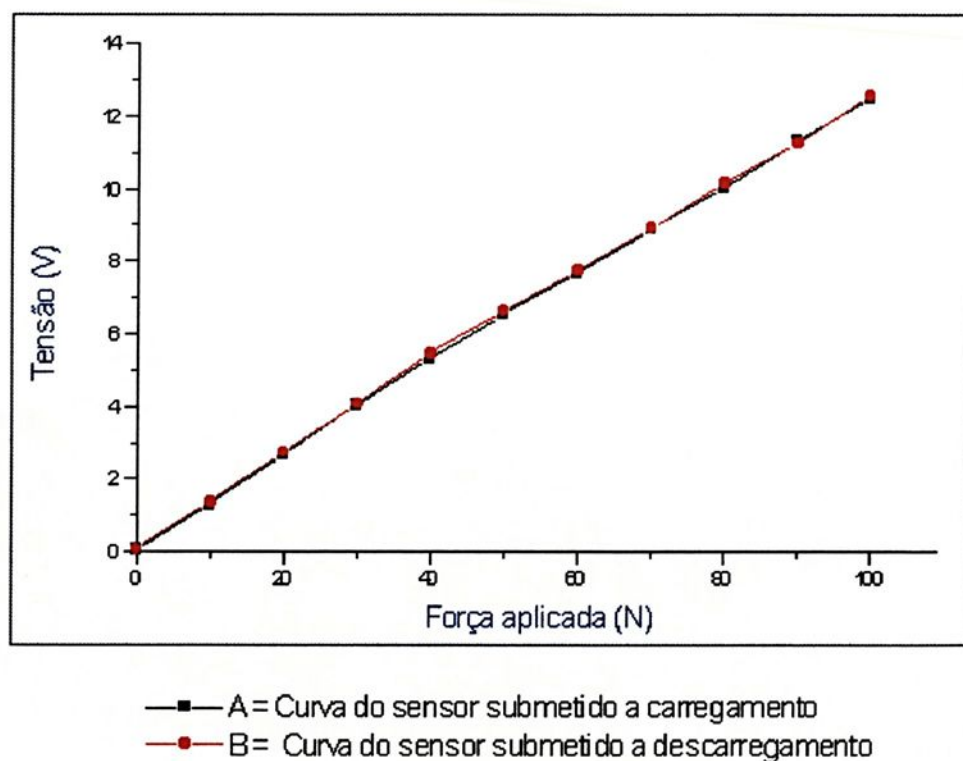
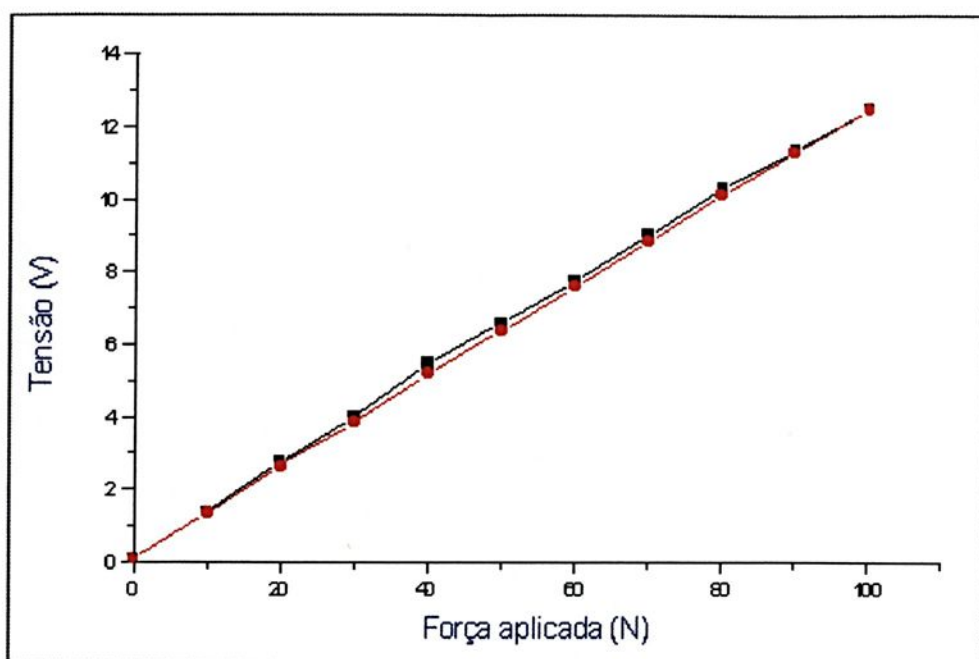


Figura 5.12 – Curvas de calibração estática (1) do sensor tátil individual.



—■— A = Curva do sensor submetido a carregamento
 —●— B = Curva do sensor submetido a descarregamento

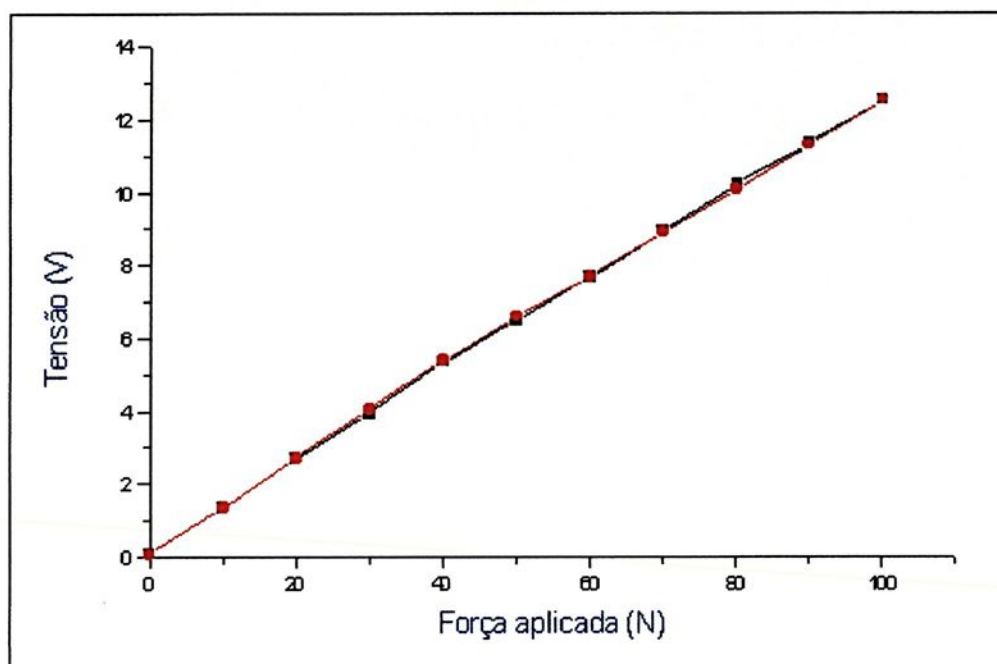
Figura 5.13 – Curvas de calibração estática (2) do sensor tátil.

A reta obtida por regressão linear dos pontos da curva média da figura 5.12 apresenta a equação:

$$E_0 = 0,12F + 0,02 \text{ (V)} \quad (5.3)$$

sendo E_0 o sinal elétrico produzido pelo sensor, em Volts e F a força em Newtons. O coeficiente de correlação linear é de 0,99. A sensibilidade do transdutor é de 120 mV/N. A resolução medida foi de 0,3 N. A reta obtida por regressão linear dos pontos da curva média da figura 5.13 é praticamente igual a reta obtida da curva média da figura 5.12, sendo diferente apenas o coeficiente angular, que neste caso é de 0,13.

A figura 5.14 ilustra a repetibilidade do sensor tátil implementado. As duas curvas correspondem aos dois experimentos realizados. Cada ponto das curvas é a média dos valores medidos nas condições de carregamento e de descarregamento.



- A = Curva do sensor obtida segundo a média dos pontos das curvas A e B da Figura 5.12
- B = Curva do sensor obtida segundo a média dos pontos das curvas A e B da Figura 5.13

Figura 5.14 – Curvas médias do sensor tátil correspondentes a dois experimentos realizados com interstício de um dia.

Através da figura 5.14 constata-se a boa repetibilidade do sensor tátil individual.

5.3.2 - Características Dinâmicas

A figura 5.15 ilustra a resposta do segundo modelo de sensor tátil individual quando ele foi submetido a uma força com forma aproximada de um degrau. Ele foi testado para forças de 40 N e 80 N. Os dados foram armazenados em um computador Pentium 233 MHz. Utilizou-se uma placa de aquisição de dados PCL 711 B da marca PC – LabCard do fabricante Advantech Co Ltd, com um conversor analógico digital de 12 bits e um software desenvolvido no Laboratório de Sensores, em linguagem C. A taxa de amostragem foi de 40 Hz. Monitorou-se, simultaneamente, a resposta com um osciloscópio digital HP, modelo 54703B.

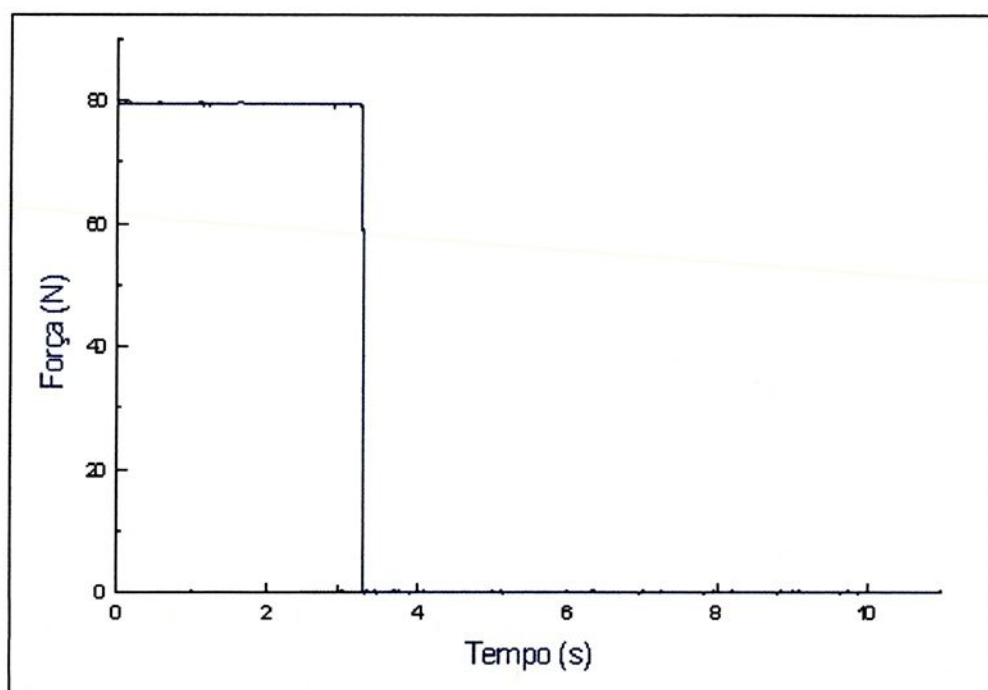


Figura 5.15 – Resposta do sensor tátil a uma força com forma de degrau

Os valores encontrados para o tempo de descida estão apresentados na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 - Tempo de descida do sensor tátil individual

<i>TRANSDUTOR</i>	<i>FORÇA (N)</i>	<i>TEMPO DE DESCIDA (MS)</i>
Sensor tátil	40	17,3
Sensor tátil	80	17,0

Constata-se que a velocidade de resposta do sensor tátil individual é plenamente adequada para medir forças variantes no tempo exercidas pelos dedos.

5.3.3 - Medições de Forças nos Dedos

Utilizou-se o segundo modelo de sensor tátil individual para se medir a força exercida pelo dedo polegar de um paciente. A este foi solicitado adotar o mesmo procedimento descrito para o primeiro modelo.

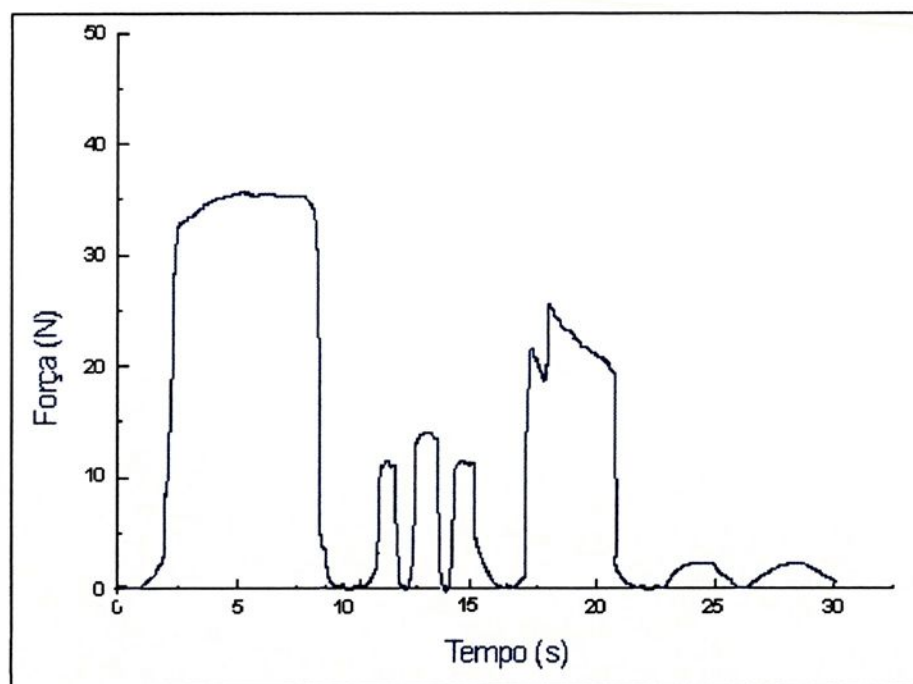


Figura 5.16 – Sinal do sensor tátil em função da força exercida pelo dedo polegar.

Intervalos:

1,0 s a 9 s: O paciente aplicou força contra a haste e manteve a força, por alguns segundos, depois soltou-a haste, visando um sinal em forma de degrau

11 s a 16,0 s: O paciente aplicou força na haste e soltou-a rapidamente, repetiu-se o processo duas vezes, reproduzindo três sinais pulsantes.

17,5 s a 21 s: O paciente aplicou força contra a haste até certo patamar, depois-a lentamente, logo em seguida aplicou força novamente atingindo um patamar mais elevado, novamente soltou-a, gerando por fim duas ondas dente de serra.

23 s a 30 s: O paciente, apertou a haste suavemente e logo soltou-a, apertou de novo e soltou-a novamente, gerando dois sinais pulsantes

A figura 5.17 ilustra a variação da força exercida pelo polegar na atividade de pegar um livro situado sobre uma mesa e depois colocá-lo novamente sobre a mesa.

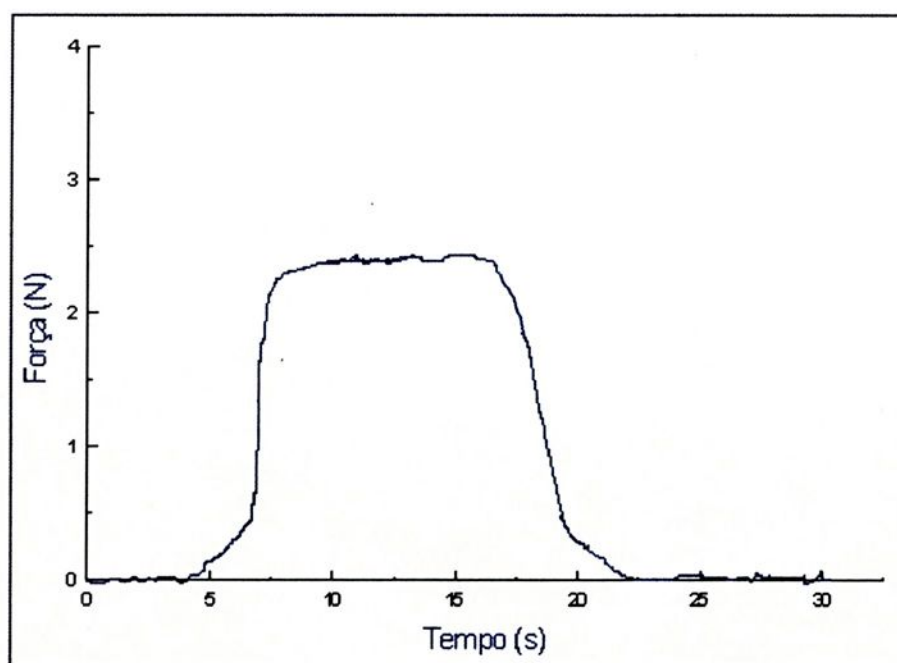


Figura 5.17 – Força exercida pelo polegar em uma atividade de preensão, monitorada com o sensor tátil individual.

CAPÍTULO 6

Conclusões

Os resultados mostram que o dinamômetro implementado opera de acordo com as características desejadas. É robusto, apresenta boa linearidade, excelente repetibilidade, sua sensibilidade independe do ponto de aplicação da força. A resolução de 0,2 N pode ser considerada muito boa.

No projeto mecânico utilizou-se um fator de segurança alto, que permite que o dispositivo suporte forças de até 180 N. Diminuindo-se este fator de segurança, pode-se aumentar ainda mais a sua sensibilidade.

Uma das grandes vantagens deste transdutor é que ele pode medir o somatório de forças desenvolvidas pelos dedos, sendo que a resposta do sensor praticamente não varia com a posição de aplicação, dentro de uma grande região. Será também muito útil para a calibração de sensores tácteis individuais conectados nos dedos de indivíduos.

Um programa computacional desenvolvido possibilita dimensionar rapidamente dinamômetros similares, para várias especificações (dimensão, material utilizado, faixa dinâmica e sensibilidade).

Ambos os modelos de sensores tácteis individuais implementados, foram projetados para o dedo polegar apresentando boas características para utilização como: resposta linear, boa resolução de 0,5 N e 0,3 N para o primeiro modelo e segundo modelo respectivamente, robustes, apresentando excelente repetibilidade e podendo medir forças na faixa de 0 a 100 N.

Os projetos são versáteis, porque possibilitam o uso de *strain gages* pequenos e consequentemente a implementação de unidades com dimensões reduzidas para utilização nos outros dedos.

O segundo modelo apresenta como vantagens, em relação ao primeiro, uma menor espessura (2,6 mm), uma melhor resolução (0,3 N) e maior possibilidade de



redução de suas dimensões se se utilizar aço inoxidável austenítico na construção do corpo mecânico do sensor.

Foram desenvolvidos programas em C visando a medição automatizada de forças com os sensores desenvolvidos. Novos programas ainda serão feitos com o objetivo de permitir ao médico ou ao fisioterapeuta utilização amigável do sistema de instrumentação desenvolvido.

Os resultados da pesquisa realizada serão comunicados através de dois trabalhos aceitos para o IV Forum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, a ser realizado em outubro em Curitiba. Serão também submetidos para publicação em periódico indexado.

Sugestões para Trabalhos Futuros

- 1) Utilizar aço como matéria prima para confecção do sensor;
- 2) Fazer circuito em ponte de Wheatstone com um *strain gage* ativo;
- 3) Projetar o sensor de modo que a ponte de *strain gages* forneça, sinal proveniente do efeito da tensão de cisalhamento e seja insensível ao efeito da tensão normal.



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [01] RADWIN R. G. and Oh S. "External finger forces in submaximal five-finger static pinch prehension", *Ergonomics*, vol. 35, pp.275-288, 1992.
- [02] DICKSON R. A., PETRIE A., NICOLLE F. V. and CALNAN J. S. "A device for measuring the forces of the digits of the hand", *Biomedical Engineering*, vol. 7, pp.270-273, 1972.
- [03] CRAGO P. E., CHIZECK H. J., NEUMAN M. R., HAMBRECHT T. F. "Sensors for Use with Functional Neuromuscular Stimulation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.33, pp.257-277, 1987.
- [04] WEBSTER J. G. "Artificial sensors suitable for closed-loop control of FNS", in *Neural prostheses: Replacing motor function after disease or disability*, R.B. Stein, P.H. Peckham and D.B. Popovic, Ed. New York: Oxford University Press, 1992, pp.88-98.
- [05] MOKSHGUNDAM and A. K. "Sensor Application to peripheral neuropathy of the hand ", in *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*, J. G. Webster, Ed. New York: John Wiley & Sons, 1988, pp.299-307.
- [06] HARMON L. D. "Automated tactile sensing", *Int. J. Robotics Res.*, vol. 1, pp.3-32, 1982.
- [07] DARIO P. and ROSSI D. D. "Tactile sensors and the gripping challenge", *IEEE Spectrum*, pp.47-52, 1985.
- [08] WEBSTER J. G. Ed. "Tactile sensors for robotics and medicine", New York: John Wiley & Sons, 1988.
- [09] PENNYWITT K. E. "Robotic tactile sensing", *Byte*, vol. 11, no.1, pp. 177-200, 1987.
- [10] BARTH P. W. "Sensor applications in robotics", *Robotics Engineering* pp.17-20, 1987.
- [11] REGTIEN P. P. L. "Tactile imaging", *Sensors and Actuators*, vol. A, 31, pp.83-89, 1992.
- [12] DARIO P. "Tactile sensing: technology and applications", *Sensors and Actuators*, vol. A, 25-27, pp.251-257, 1991.



- [13] OGOREK M. "Tactile sensors", *Manufacturing Engineering*, pp.79-77, February, 1985.
- [14] RESTON R. R. and KOLESAR E. S., Jr., "Robotic tactile sensor array fabricated from a piezoelectric polyvinylidene fluoride film", in *Proceedings of the IEEE National Aerospace and Electronics Conference (NAECON)*, Dayton Convention Center, Dayton, OH, vol. III, 1990, pp.1139-1144.
- [15] PAX R. A., WEBSTER J. G. and RADWIN R. G. "A Pressure Sensing Glove Using Conductive Polymer Pressure Sensors", MS Thesis, University of Wisconsin - Madison, 1989.
- [16] FELLOWS G. L. and FREIVALDS A. "The use of force sensing resistors in ergonomic tool design", in *Proceedings of the Human Factors Society 33 rd Annual Meeting*, pp.713-717, 1989.
- [17] RADWIN R. G., WEBSTER J. G., JENSEN T. R., PAX R. A. and BRAKKEN R. "Development of a transducer array for measuring hand forces and palmar pressure distribution during grip", in *American Industrial Hygiene Conference*, Cincinnati, American Industrial Hygiene Association, 1990.
- [18] JENSEN T. R., RADWIN R. G. and WEBSTER J. G. "A conductive polymer sensor for measuring external finger forces", *J. of Biomech.*, vol. 24, pp.851-858, 1991.
- [19] KACZMAREK K. A., KRAMER K. M., WEBSTER J. G. and RADWIN R. G. "A 17-channel 8-parameter waveform electrotactile stimulation experiment system", *IEEE Trans. Biomed Eng.*, 1991.
- [20] RADWIN R. G. OH and S. "External finger forces in submaximal five-finger static pinch prehension", *Ergonomics*, vol. 35, pp.275-288, 1992.
- [21] MAALEJ N. and WEBSTER J. G. "A miniature electrooptical force transducer", *IEEE Trans. Biomed Eng.*, vol. 35, pp.93-98, 1988.
- [22] LORD I. and AUTOMATION. "Lord series 210 tactile sensing system", pp.1987.
- [23] NEUMAN M. R., CRAGO P. E., PECKHAM P. H., RISO R., CHIZEK H. J. and DOREN C. V. "Artificial sensory transducers", *National Institute of Neurological Disorders and Stroke*, 1991.



- [24] FIORILLO, A. S. "A piezoresistive tactile sensor", IEEE Trans. Biomed. Eng, vol 46 il, pp15-17, 1997.
- [25] NEUBERT, H. K. P. "Strain gauges Kinds and Uses". London Macmillan, 1967.
- [26] SUZUKI K., NAJAFI K. and WISE K. D. "A 1024-element high-performance silicon tactile imager", IEEE Trans. Electron Devices, vol. 37, pp.1852-1859, 1990.
- [27] WISE SAMAUN, K. D. and ANGELL J. B. "An IC piezoresistive pressure sensor for biomedical instrumentation", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-20, pp.101-109, 1973.
- [28] LEE Y. S. and WISE K. D. "A batch-fabricated silicon capacitive pressure transducer with low temperature sensitivity", IEEE Trans. Electron Devices, vol. ED-29, pp.42-48, 1982.
- [29] TANIGAWA H., ISHIHARA T., HIRATA M. and SUZUKI K. "MOS integrated silicon pressure sensor", IEEE Trans. Electron Devices, vol. ED-32, pp.1191-1195, 1985.
- [30] WOLFFENBUTTEL M. R., LI Y. X., PEONAR D., FRENCH P. J., REGTIEN P. P. L. and WOLFFENBUTTEL R. F. "Multilayer membranes for a tactile imaging sensor, using surface micromachining and RIE", in 7th Int'l. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators, Yokohama, Japan, 1993, pp.284-287.
- [31] SORAB J., ALLEN R. H. and GONIK B. "Tactile Sensory Monitoring of Clinician-Applied Forces During Delivery of Newborns", vol. 35, pp.1090-1093, 1988.
- [32] KOW. H., HYNCEK J. and BOETTCHE S. F. "Developement of a miniature pressure transducer for biomedical applications", IEEE Trans.Electron Devices, vol. 27, pp.1897-1905, 1979.
- [33] NEUMAN M. R. and BUCKETT J. R. "Thumb force and position sensors", in Proc. 35th Annu. Conf. Eng. Med. Biol., vol. 24, 1982, pp.122.
- [34] PETERSEN K. E. "Silicon as a mechanical material", Proc. IEEE, vol. 70, pp.420-457, 1982.
- [35] PETERSEN K. E. "Silicon as a mechanical material", Proc.IEEE, vol. 70, pp.420-457, 1982.



- [36] BRYZEK J., PETERSEN K. and McCULLEY W. "Micromachines on the march", IEEE Spectrum, pp.20-31, 1994.
- [37] HOWE R. T., MULLER R. S., GABRIEL K. J. and TRIMMER W. S. N., "Silicon micromechanics: coming of age in the 1990's", IEEE Spectrum, 1990.
- [38] IC SENSORS, "Silicon touch sensors for advanced automation systems", Milpitas, CA 1984.
- [39] PALLÁS-ARENY, Ramón, WEBSTER, John G. "Sensors and Signal Conditioning.", John Wiley & Sons, Inc, pp.46-48, 1991.
- [40] HOFFMAN, KARL. "An introduction to measurements using strain gages", Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, pp. 148, 1989.
- [41] MEASUREMENTS GROUP. "Strain Gage Applications with M-Bond AE-10/15 and M-Bond GA-2 Adhesive Systems", Bulletin B-137-12, Raleigh, 1979.
- [42] RADWIN, R. G., Masters, G.P. and Lupton F.W. "A linear force-somming hand dynamometer independent of point application", Technical Note, Madson, pp.339-345, 1991.



ANEXO 1

Programa GAGE9V3



*Programa Principal

```
REAL SIGMAX,TAUMAX,VSIG,VTAU,L,W,D,H,T,G,v,E,Q,Sg,Ei,I,
* QSI,MAT(6),L1,dRSR,VM,ESPES,VC,Eo,AAB,M,STRAIN,Q2,I2,
* QSI2,L12,dRSR2,VM2,ESPES 2,VC2,Eo2,M2,STRAIN2,S,S2,T2,STRAIN1,
* DSG,FS,DADM,DOCOR,VOL,FR,FOP,DENS
  INTEGER ALTER(10),QUANTO
  CHARACTER RESP,RESP2,METAL*5,ARQUIVO*12

*   Entrada do arquivo de saida

  WRITE(*,46)
  READ(*,47)ARQUIVO
  OPEN(UNIT=9, FILE=ARQUIVO)

*   Entrada das dimensoes do Transdutor

*   Largura
  WRITE(*,1)
  READ(*,9)W

*   Comprimento da base

  WRITE(*,2)
  READ(*,9)D

*   Largura da membrana

  WRITE(*,3)
  READ(*,9)H

*   Altura da membrana

  WRITE(*,21)
  READ(*,9)AAB

*   Altura da haste

  WRITE(*,19)
  READ(*,9)L1
  L = L1 + AAB/2 + 20.0

*   Espessura da membrana
  WRITE(*,4)
  READ(*,9)T

*   Entrada de dados sobre o Strain Gage
*   Fator Strain Gage

  WRITE(*,7)
  READ(*,9)Sg

*   Deformação percentual admissivel do Strain Gage

  WRITE(*,38)
  READ(*,9)DSG

*   Entrada da Tensao de Alimentacao da ponte de Wheatstone

  WRITE(*,8)
100  READ(*,9)Ei

*   Verifica se a tensao esta acima de 15V (Tensao Maxima
*   suportada por um strain gage), propondo correcao

  IF (Ei.GT.15.0)THEN
    WRITE(*,36)
99   READ(*,11)RESP2
    IF (RESP2.EQ.'N') THEN
      WRITE(*,37)
      GOTO 100
    ENDIF
    IF (RESP2.NE.'S') THEN
      WRITE(*,13)
```



```

        GOTO 99
    ENDIF
ENDIF

*   Entrada do material do transdutor (Ver subrotina 2)

    CALL MATERIAL(MAT,METAL)

*   Entrada do Fator de Seguranca

    WRITE(*,41)
    READ(*,9)FS
    E = MAT(1)
    v = MAT(2)
    G = MAT(3)
    SIGMAX = MAT(4)
    TAUMAX = MAT(5)
    DENS = MAT(6)

*   Correcao automatica da espessura da membrana para o caso de
*   não existir bolsa

    IF (H.EQ.0) THEN
        T2= T
        T = W
    ENDIF

*   Calculos
*   Momento estatico
    Q = W*(D*D-H*H)/8 + T*H*H/8
*   Momento de Inercia
    I = W*D*D*D/12 - (W-T)*H*H*H/12
*   Razao Q/I
    QSI = Q/I

*   Sensibilidade do Dinamometro

    S = Q*Sg*Ei*1000/(2*I*T*G)
    VSIG = FS*2*SIGMAX*I/(L*D)
    VTAU = FS*TAUMAX*I*T/Q

*   Impressao dos resultados na tela

    WRITE(*,10)Q
    WRITE(*,14)I
    WRITE(*,12)QSI
    WRITE(*,18)S

*   Escolha da forza cortante maxima suportada pelo transdutor
*   determinada pelas tensões limite

    IF (VSIG.LT.VTAU) THEN
        VM = VSIG
    ELSE
        VM = VTAU
    ENDIF
    WRITE(*,17)VM

*   Determinacao da sobrecarga admissivel

    WRITE(*,45)VM*0.95/FS

*   Entrada do valor da forza cortante que se deseja aplicar

    WRITE(*,15)
    READ(*,9)VC

*   Calculo da espessura minima da haste para a forza cortante
*   que se deseja aplicar (Ver subrotina 3)

    CALL HASTE(ESPES,L1,VC,SIGMAX,W,FS)

```



```

*      Calculos

*      Volume do transdutor
VOL=W*ESPES*L1+W*D*25.0+(W*D-2*H*(W-T))*AAB+(D+5.0)*5.0*W

*      Primeira estimativa da Frequencia de Ressonancia

FR=0.159154943*SQRT((9*E*I)/(((L1+AAB+20.0)**3)*DENS*VOL))

*      Frequencia de Operacao

FOP=FR/3.0

*      Razao de Voltagem
dRSR = VC*Q*Sg*1000/(2*I*T*G)

*      Deformacao e Deformacao percentual

STRAIN = dRSR/(Sg*1000)
STRAIN1 = 100*STRAIN

*      Tensao de saida para forza cortante aplicada

Eo = S*VC/1000

*      Momento fletor para forza cortante aplicada no extremo da
*      haste

M = VC*L/1000

*      Calculo Da Distorcao Angular Admissivel

DADM = (TAUMAX/G)*(180/3.141592654)

*      Calculo da Distorcao Angular Ocorrida
DOCOR = VC*Q/(T*I*G)*(180/3.141592654)

*      Impressao na tela de todos os dados calculados

WRITE(*,42)DADM,DOCOR
WRITE(*,20)M
WRITE(*,43)FR
WRITE(*,44)FOP
WRITE(*,6)dRSR
WRITE(*,23)STRAIN
WRITE(*,40)DSG
WRITE(*,35)STRAIN1

*      Advertencia para deformacao percentual acima da admitida pelo
*      strain gage

IF (STRAIN1.GE.0.8*DSG) THEN
    WRITE(*,39)
ENDIF
WRITE(*,16)Eo

*      Advertencia para forza cortante aplicada acima do limite

IF (VC.GT.VM) THEN
    WRITE(*,22)
ENDIF

*      Imprime todos os dados no arquivo de saida (Ver subrotina 6)

CALL GRAVA2(L1,W,D,T,H,Ei,METAL,E,v,G,SIGMAX,TAUMAX,I,Q,QSI,VM,dRS
*R,S,ESPES,AAB,VC,Eo,M,STRAIN,Sg,STRAIN1,DSG,FS,DADM,DOCOR,DENS,FR,
*FOP)

*      Estrutura de alteracao de dados

RESP='F'

*      Pergunta se deseja alterar algum dado e verifica a resposta

WRITE(*,27)

```




```
DO WHILE(Resp.EQ.'F')
  READ(*,11)RESP
  IF (Resp.EQ.'S') THEN
    DO WHILE(Resp.EQ.'S')
      L12=L1
      D2=D
      VC2=VC
      AAB2=AAB
```

* Se a resposta for afirmativa, pergunta quantos valores deseja
* se alterar

```
WRITE(*,5)
READ(*,29) QUANTO
WRITE(*,28)
DO K=1,QUANTO
```

* Verifica quais valores serao alterados

```
READ(*,29)ALTER(K)
DO WHILE(ALTER(K).GT.12)
  WRITE(*,30)
  READ(*,29)ALTER(K)
ENDDO
ENDDO
```

* Altera os valores escolhidos

```
DO K=1,QUANTO
  IF (ALTER(K).EQ.1) THEN
    WRITE(*,24)W
    WRITE(*,1)
    READ(*,9)W
  ENDIF
  IF (ALTER(K).EQ.2) THEN
    WRITE(*,24)D
    WRITE(*,2)
    READ(*,9)D
  ENDIF
  IF (ALTER(K).EQ.3) THEN
    IF (H.EQ.0) THEN
      T = T2
    ENDIF
    WRITE(*,24)H
    WRITE(*,3)
    READ(*,9)H
  ENDIF
  IF (ALTER(K).EQ.4) THEN
    WRITE(*,24)L1
    WRITE(*,19)
    READ(*,9)L1
    CALL PERCENT(L12,L1)
  ENDIF
  IF (ALTER(K).EQ.5) THEN
    WRITE(*,24)T
    WRITE(*,4)
    READ(*,9)T
    T2 = T
  ENDIF
  IF (ALTER(K).EQ.6) THEN
    WRITE(*,25)E1
    WRITE(*,8)
    READ(*,9)E1
    IF (E1.GT.15.0)THEN
      WRITE(*,36)
      READ(*,11)RESP2
      IF (RESP2.EQ.'N') THEN
        WRITE(*,37)
        GOTO 98
      ENDIF
      IF (RESP2.NE.'S') THEN
        WRITE(*,13)
        GOTO 97
      ENDIF
```

98

97

```

ENDIF
ENDIF
IF (ALTER(K).EQ.7) THEN
WRITE(*,26)Sg
WRITE(*,7)
READ(*,9)Sg
ENDIF
IF (ALTER(K).EQ.8) THEN
WRITE(*,31)METAL
CALL MATERIAL(MAT,METAL)
E = MAT(1)
v = MAT(2)
G = MAT(3)
SIGMAX = MAT(4)
TAUMAX = MAT(5)
DENS = MAT(6)
ENDIF
IF (ALTER(K).EQ.9) THEN
WRITE(*,32)VC
WRITE(*,15)
READ(*,9)VC
CALL PERCENT(VC2,VC)
ENDIF
IF (ALTER(K).EQ.10) THEN
WRITE(*,24)AAB
WRITE(*,21)
READ(*,9)AAB
ENDIF
IF (ALTER(K).EQ.11) THEN
WRITE(*,24)DSG
WRITE(*,38)
READ(*,9)DSG
ENDIF
IF (ALTER(K).EQ.12) THEN
WRITE(*,24)FS
WRITE(*,41)
READ(*,9)FS
ENDIF
ENDDO

```

- * Faz os calculos conforme o primeiro bloco imprimindo os
- * resultados na tela com suas respectivas variacoes percentuais
- * em funcao dos valores da simulacao anterior de acordo com a
- * subrotina 1

```

L = L1 + AAB/2 + 25.0
Q2=Q
IF (H.EQ.0) THEN
T = W
ENDIF
Q = W*(D*D - H*H)/8 + T*H*H/8
I2=I
I = W*D*D*D/12 - (W-T)*H*H*H/12
QSI2 = QSI
QSI=Q/I
S2=S
S = Q*Sg*Ei*1000/(2*I*T*G)
Eo2=Eo
Eo = VC*S/1000
VSIG = FS*2*SIGMAX*I/(L*D)
VTAU = FS*TAUMAX*I*T/Q
WRITE(*,10)Q
CALL PERCENT(Q2,Q)
WRITE(*,14)I
CALL PERCENT(I2,I)
WRITE(*,12)QSI
CALL PERCENT(QSI2,QSI)
WRITE(*,18)S
CALL PERCENT(S2,S)
VM2=VM
IF (VSIG.LT.VTAU) THEN
VM = VSIG
ELSE
VM = VTAU

```

```

ENDIF
WRITE(*,17)VM
CALL PERCENT (VM2,VM)
PAUSE
ESPES2=ESPES
CALL HASTE (ESPES,L1,VC,SIGMAX,W,FS)
VOL=W*ESPES*L1+W*D*25.0+(W*D-2*H*(W-T))*AAB+(D+5.0)*5.0*W
FR=0.159154943*SQRT((9*E*I)/(((L1+AAB+25.0)**3)*DENS*VOL*))
FOP=FR/3.0
CALL PERCENT (ESPES2,ESPES)
dRSR2=dRSR
dRSR = VC*Q*Sg*1000/(2*I*T*G)
STRAIN2=STRAIN
STRAIN = dRSR/(Sg*1000)
STRAIN1 = 100*STRAIN
M2=M
M = VC*L/1000
DADM=(TAUMAX/G)*(180/3.141592654)
DOCOR=VC*Q/(T*I*G)*(180/3.141592654)
WRITE(*,42)DADM,DOCOR
WRITE(*,20)M
CALL PERCENT (M2,M)
WRITE(*,43)FR
WRITE(*,44)FOP
WRITE(*,6)dRSR
CALL PERCENT (dRSR2,dRSR)
WRITE(*,23)STRAIN
CALL PERCENT (STRAIN2,STRAIN)
WRITE(*,40)DSG
WRITE(*,35)STRAIN1
IF (STRAIN1.GE.0.8*DSG) THEN
    WRITE(*,39)
ENDIF
WRITE(*,16)Eo
CALL PERCENT (Eo2,Eo)
IF (VC.GT.VM) THEN
    WRITE(*,22)
ENDIF

```

- * Imprime valores calculados com suas respectivas variacoes
- * percentuais de acordo com a subrotina 5 no arquivo de saida (ver
- * subrotina 4)

```

CALL GRAVA(L1,W,D,T,H,Ei,METAL,E,v,G,SIGMAX,TAUMAX,I,Q,QS
*I,VM,dRSR,S,ESPES,AAB,VC,Eo,M,STRAIN,Sg,Q2,I2,QSI2,L12,dRSR2,VM2,E
*SPES2,VC2,Eo2,M2,STRAIN2,D2,AAB2,S2,STRAIN1,DSG,FS,DADM,DOCOR,DENS
*,FR,FOP)

```

RESP='F'

- * Pergunta se deseja alterar novamente algum valor retornando ao
- * inicio deste bloco em caso afirmativo

```

WRITE(*,27)
DO WHILE (RESP.EQ.'F')
    READ(*,11)RESP
    IF (RESP.NE.'S') THEN
        IF (RESP.NE.'N') THEN
            RESP='F'
            WRITE(*,13)
        ENDIF
    ENDIF
ENDDO
ELSE
    IF (RESP.NE.'N') THEN
        WRITE(*,13)
        RESP='F'
    ENDIF
ENDIF
ENDDO
STOP
1 FORMAT(/,10X,'Digite o valor de W (largura) em mm:',\ )
2 FORMAT(/,10X,'Digite o valor de D (comprimento) em mm:',\ )
3 FORMAT(/,10X,'Digite o valor de H (largura da membrana) em *mm:',\ )

```



```

4  FORMAT(/,10X,'Digite o valor de T (espessura da membrana) em *mm:',*\)
5  FORMAT(/,10X,'Quantos valores você deseja alterar?')
6  FORMAT(/,5X,'Valor da razão de voltagem dR/R =',F15.8,'mV/V')
7  FORMAT(/,10X,'Digite o valor de Sg (fator de calibração do *Strain Gage):',\)\
8  FORMAT(/,10X,'Digite o valor de Ei (tensão de alimentação) em *V:',*\)
9  FORMAT(F15.3)
10 FORMAT(/,5X,'Valor do momento *estático:',/,5X,'Q=',F15.3,'mm3')
11 FORMAT(A1)
12 FORMAT(/,5X,'Valor da razão Q/I:',/,5X,'Q/I=',F15.8)
13 FORMAT(/,10X,'RESPOSTA INCORRETA! Digite S ou N em letra *maiúscula *.',/)
14 FORMAT(/,5X,'Valor do momento de *inércia:',/,5X,'I=',F15.3,'mm4')
15 FORMAT(/,10X,'Digite o valor da força cortante em N:',\)\
16 FORMAT(/,5X,'Valor da tensão de saída =',F15.8,'V')
17 FORMAT(/,5X,'Força máxima que poderá ser aplicada ao
*dinamômetro:',/,5X,'V=',F15.3,'N')
18 FORMAT(/,5X,'Valor da sensibilidade do dinamômetro:',/,5X,'S *=',F1*5.12,'mV/N')
19 FORMAT(/,10X,'Digite o valor de Ll (altura da haste)em *mm:',\)\
20 FORMAT(/,5X,'Valor do momento =',F15.8,'Nm')
21 FORMAT(/,10X,'Digite o valor da altura da membrana em mm:',\)\
22 FORMAT(/,30X,'ADVERTÊNCIA!',/,5X,'A força cortante aplicada , *muito alta e está acima
*do limite.')
```

```

23 FORMAT(/,5X,'Deformação: Strain =',F10.7)
24 FORMAT(/,10X,'Valor anterior =',F15.3,'mm',\)\
25 FORMAT(/,10X,'Valor anterior =',F15.3,'V',\)\
26 FORMAT(/,10X,'Valor anterior =',F15.3,\)\
27 FORMAT(/,10X,'Deseja alterar algum dado <S/N>?')
28 FORMAT(/,10X,'ESCOLHA A ALTERNATIVA DO VALOR QUE VOCÊ DESEJA *ALTERAR:',/,5X,'<1> - W
(Largura)',/,5X,'<2> - D *(Comprimento)',/,5X,'<3> - H (largura da membrana)',/,5X,'<4> -
*Ll (Altura da haste)',/,5X,'<5> - T (Espessura da *Membrana)',/,5X,'<6> - Ei (tensão de
*alimentação)',/,5X,'<7> - Sg (Fator de calibração do Strain *Gage)',/,5X,'<8> - Material do
*transdutor',/,5X,'<9> - V (Força *Cortante)',/,5X,'<10>- Altura da membrana',/,5X,'<11>-
*deformação *Limite do Strain-Gage',/,5X,'<12>- Fator de Segurança',/)
29 FORMAT(I2)
30 FORMAT(/,10X,'ALTERNATIVA INCORRETA! Digite um valor de 1 a *12...')
```

```

31 FORMAT(/,10X,'Material anterior: ',A5,\)\
32 FORMAT(/,10X,'Valor anterior =',F15.3,'N',\)\
33 FORMAT(F10.8)
34 FORMAT(/,5X,'Deformação Percentual do Strain Gage, para força *V aplicada =',F5.2,'%')
35 FORMAT(/,10X,'ATENÇÃO: ESTA TENSÃO (Ei) ESTÁ ACIMA DO LIMITE *DO STRAIN-
*GAGE.',/,5X,'Deseja usar este valor (S/N)?',\)\
36 FORMAT(/,10X,'Digite um valor Ei menor ou igual a 15V:',\)\
37 FORMAT(/,10X,'Dê a deformação Limite em percentual:',\)\
38 FORMAT(/,10X,'DEFORMAÇÃO OCORRIDA RECUSADA!')
```

```

39 FORMAT(/,5X,'Deformação Limite do Strain-Gage em *percentual:',F15.3)
40 FORMAT(/,10X,'Digite o valor do Fator de Segurança:',\)\
41 FORMAT(/,5X,'Distorção *Admissível:',F15.8,'Graus',/,5X,'Distorção
*Ocorrida:',F15.8,'Graus')
42 FORMAT(/,5X,'Frequencia de ressonancia (FR):',F15.8,'Hz')
43 FORMAT(/,5X,'Primeira estimativa da frequencia de operacao *(FOP):',F15.8,'Hz')
44 FORMAT(/,5X,'Sobrecarga admissivel:',F15.3,'N')
45
46 FORMAT(/,10X,'Digite o nome do arquivo de saída:',\)\
47 FORMAT(A12)
CLOSE(UNIT=9)
END
```

* Subrotina 1: Calculo e impressao na tela da variacao
* percentual

```

SUBROUTINE PERCENT(V1,V2)
REAL PER
PER = (V2-V1)*100/V1
WRITE(*,1)PER
RETURN
1  FORMAT(10X,'Variação percentual em relação ao valor anterior *=',F10.4,'%')
END
```

* **Subrotina 2: Entrada do material utilizado com impressao na
* tela**

```

SUBROUTINE MATERIAL(X,MAT)
```




```

DIMENSION X(6)
INTEGER CONT
CHARACTER MAT*5,RESP
CONT=4
DO WHILE (CONT.EQ.4)
  WRITE(*,1)
  READ(*,2)MAT
  CONT=0
  IF (MAT.EQ.'Al') THEN
    X(1) = 73140.0
    X(2) = 0.33
    X(3) = X(1)/(2+2*X(2))
    X(4) = 276.0
    X(5) = 138.0
    X(6) = 2796.0/10**9
  ELSE
    CONT=CONT+1
  ENDIF
  IF (MAT.EQ.'Mg') THEN
    X(1) = 45000.0
    X(2) = 0.35
    X(3) = X(1)/(2+2*X(2))
    X(4) = 172.0
    X(5) = 131.0
    X(6) = 1772.0/10**9
  ELSE
    CONT=CONT+1
  ENDIF
  IF (MAT.EQ.'Steel') THEN
    X(1) = 193000.0
    X(2) = 0.27
    X(3) = X(1)/(2+2*X(2))
    X(4) = 207.0
    X(5) = 103.0
    X(6) = 7751.0/10**9
  ELSE
    CONT=CONT+1
  ENDIF
  IF (MAT.EQ.'Al351') THEN
    X(1) = 73140.0
    X(2) = 0.33
    X(3) = X(1)/(2+2*X(2))
    X(4) = 310.5
    X(5) = 282.90
    X(6) = 2796.0/10**9
  ELSE
    CONT=CONT+1
  ENDIF
  IF (CONT.EQ.4) THEN
    RESP = 'F'
    WRITE(*,3)
    DO WHILE (RESP.EQ.'F')
      READ(*,5)RESP
      IF (RESP.EQ.'S') THEN
        WRITE(*,6)
        READ(*,7)X(1)
        WRITE(*,8)
        READ(*,9)X(2)
        X(3) = X(1)/(2+2*X(2))
        WRITE(*,10)
        READ(*,7)X(4)
        WRITE(*,11)
        READ(*,7)X(5)
        WRITE(*,13)
        READ(*,7)X(6)
        CONT = CONT + 1
        WRITE(*,4)MAT,X(1),X(2),X(3),X(4),X(5)
        WRITE(*,14)X(6)
      ELSE
        IF (RESP.NE.'N') THEN
          WRITE(*,12)
          RESP = 'F'
        ENDIF
      ENDIF
    ENDIF
  ENDIF

```



```

WRITE(9,29)P*0.95/FAT
WRITE(9,10)S
CALL PERCENT2(A7,S)
WRITE(9,2)F
IF (F.GT.10.0) THEN
  WRITE(9,21)
ENDIF
WRITE(9,3)G,H,I,J,K,L
WRITE(9,28)RO
WRITE(9,24)FAT
WRITE(9,4)M
CALL PERCENT2(A2,M)
WRITE(9,5)N
CALL PERCENT2(A1,N)
WRITE(9,6)O
CALL PERCENT2(A3,O)
WRITE(9,8)Q
CALL PERCENT2(A5,Q)
WRITE(9,16)X
CALL PERCENT2(A11,X)
WRITE(9,22)DEF
WRITE(9,20)Z
IF (Z.GE.0.8*DEF) THEN
  WRITE(9,23)
ENDIF
WRITE(9,14)V
CALL PERCENT2(A9,V)
WRITE(9,9)R
CALL PERCENT2(A14,R)
WRITE(9,11)
1  FORMAT(/,20X,'DIMENSÕES DO TRANSDUTOR',/,5X,'- Altura da *haste (L1)
*=' ,F15.3,'mm',/,10X,'VP =' ,F8.4,'% ',/,5X,'- Largura (W) *=' ,F15.
*3,'mm',/,5X,'- Comprimento (D) =' ,F15.3,'mm',/,5X,'- Espessura da
*membrana (T) =' ,F15.3,'mm',/,5X,'- Largura da membrana (H) =' ,F15.
*3,'mm',/,5X,'- Altura da membrana =' ,F15.3,'mm',/,5X,'- Altura tot
*al do transdutor =' ,F15.3,'mm',/,10X,'VP =' ,F8.4,'% ',/,5X,'-Compr
*imento total da base do transdutor =' ,F15.3,'mm',/,10X,'VP =' ,F8.4
*,'% ')
12  FORMAT(/,5X,'Força cortante aplicada ao dinamômetro *=' ,F8.3,'N')
13  FORMAT(/,'OBSERVAÇÃO: O transdutor não suporta essa força!')
2  FORMAT(/,5X,'Tensão de alimentação da ponte =' ,F8.3,'V')
3  FORMAT(/,10X,'CARACTERÍSTICAS DO MATERIAL ESCOLHIDO:',/, 5X,' *NOME E (N/mm2)
*nu G (N/mm2) SigLim(N/mm2) *TauLim(N/mm2)*',/,5X,' - - - - -
- - - * - - - - -',/,10X,A5,5F11.2)
5  FORMAT(/,5X,'Valor do momento *estático:',/,5X,'Q=' ,F15.3,'mm3*')
6  FORMAT(/,5X,'Valor da razão Q/I:',/,5X,'Q/I=' ,F15.8)
4  FORMAT(/,5X,'Valor do momento de *inércia:',/,5X,'I=' ,F15.3,'mm4')
7  FORMAT(/,5X,'Força máxima que poderá ser aplicada ao *dinamômetro:*
/,5X,'V=' ,F15.3,'N')
8  FORMAT(/,5X,'Razão de voltagem para força aplicada: dR/R *=' ,F15.8,'*mV/V')
14  FORMAT(/,5X,'Valor da tensão de saída: Eo =' ,F15.8,'V')
9  FORMAT(/,5X,'Valor da sensibilidade do dinamômetro:',/,5X,'S *=' ,F15.12,'mV/N')
10  FORMAT(/,5X,'Espessura mínima da haste =' ,F8.4,'mm')
11  FORMAT(/,'=====
*=====')
15  FORMAT(/,5X,'Valor do momento =' ,F15.8,'Nm')
16  FORMAT(/,5X,'Deformação: Strain=' ,F10.7)
17  FORMAT(/,5X,'Fator de calibração do Strain Gage =' ,F12.5)
18  FORMAT(/,10X,'VP (Valor Percentual) se refere ao valor atual *e o valor anterior.')
20  FORMAT(/,5X,'Deformação Percentual do Strain Gage, para força V aplicada =' ,F5.2,'%')
21  FORMAT(/,10X,'ATENÇÃO: ESTA TENSÃO (Ei) ESTÁ ACIMA DO LIMITE *DO STRAIN-GAGE.')
22  FORMAT(/,5X,'Deformação Limite do Strain-Gage em *percentual:',F15.3,'%')
23  FORMAT(/,5X,'DEFORMAÇÃO OCORRIDA RECUSADA!')
24  FORMAT(/,5X,'Fator de Segurança:',F6.3)
25  FORMAT(/,5X,'Distorção *Admissível:',F15.8,'Graus',/,5X,'Distorção
*Ocorrida:',F15.8,'Graus')
26  FORMAT(/,5X,'Frequencia de ressonancia (FR):',F15.8,'Hz')
27  FORMAT(/,5X,'Primeira estimativa da frequencia de operacao *(FOP):',F15.8,'Hz')
28  FORMAT(/,5X,'Densidade de massa:',F16.10,'Kg/mm3')
29  FORMAT(/,5X,'Sobrecarga admissivel:',F15.3,'N')
RETURN
END

```




```

SUBROUTINE PERCENT2(V1,V2)
  PER = (V2-V1)*100/V1
  WRITE(9,1)PER
  RETURN
1  FORMAT(10X,'VP =',F10.4,'%')
  END

*  Subrotina 6: Impressão dos dados calculados no arquivo de saída

  SUBROUTINE GRAVA2(A,B,C,D,E,F,G,H,I,J,K,L,M,N,O,P,Q,R,S,T,U,V,W,X,
*Y,Z,DEF,FAT,ADM,OCOR,RO,RES,OP)
  REAL A,B,C,D,E,F,H,I,J,K,L,M,N,O,P,Q,R,S,HT,CTB
  CHARACTER G*5
  HT = 60.0 + T + A
  CTB = C + 30.0
  WRITE(9,1)A,B,C,D,E,T,HT,CTB
  WRITE(9,12)U
  WRITE(9,17)Y
  WRITE(9,15)W
  WRITE(9,25)RES
  WRITE(9,26)OP
  WRITE(9,24)ADM,OCOR
  IF (U.GT.P) THEN
    WRITE(9,13)
  ENDIF
  WRITE(9,7)P
  WRITE(9,7)P*0.95/FAT
  WRITE(9,10)S
  WRITE(9,2)F
  IF (F.GT.10.0) THEN
    WRITE(9,20)
  ENDIF
  WRITE(9,3)G,H,I,J,K,L
  WRITE(9,27)RO
  WRITE(9,23)FAT
  WRITE(9,4)M
  WRITE(9,5)N
  WRITE(9,6)O
  WRITE(9,8)Q
  WRITE(9,16)X
  WRITE(9,21)DEF
  WRITE(9,19)Z
  IF (Z.GE.0.8*DEF) THEN
    WRITE(9,22)
  ENDIF
  WRITE(9,14)V
  WRITE(9,9)R
  WRITE(9,11)
1  FORMAT(/,20X,'DIMENSÕES DO TRANSDUTOR',/,5X,'- Altura da *haste (L1)
*=',F15.3,'mm',/,5X,'- Largura (W) =',F15.3,'mm',/,5X,'- *Comprimento (D)
*=',F15.3,'mm',/,5X,'- Espessura da membrana (T) *=',F15.3,'mm',/,5X,'- Largura da membrana
*(H) =',F15.3,'mm',/,5X,'- Altura da membrana =',F15.3,'mm',/,5X,'- *Altura total do
*transdutor =',F15.3,'mm',/,5X,'- Comprimento total *da base do transdutor =',F15.3,'mm')
12  FORMAT(/,5X,'Força cortante aplicada ao dinamômetro *=',F8.3,'N')
13  FORMAT(/,'OBSERVAÇÃO: O transdutor não suporta essa força!')
2  FORMAT(/,5X,'Tensão de alimentação da ponte. Ei =',F8.3,'V')
3  FORMAT(/,10X,'CARACTERÍSTICAS DO MATERIAL ESCOLHIDO:',/,5X,' *NOME E (N/mm2)
nu G (N/mm2) SigLim(N/mm2) *TauLim(N/mm2)',/,5X,' - - - - -',/,10X,A5,F11.2)
- - * - - - - -
5  FORMAT(/,5X,'Valor do momento *estático:',/,5X,'Q=',F15.3,'mm3')
6  FORMAT(/,5X,'Valor da razão Q/I:',/,5X,'Q/I=',F15.8)
4  FORMAT(/,5X,'Valor do momento de *inércia:',/,5X,'I=',F15.3,'mm4')
7  FORMAT(/,5X,'Força máxima que poderá ser aplicada ao
*dinamômetro:',/,5X,'V=',F15.3,'N')
8  FORMAT(/,5X,'Razão de voltagem para força aplicada: dR/R *=',F15.8,'mV/V')
14  FORMAT(/,5X,'Valor da tensão de saída: Eo =',F15.8,'V')
9  FORMAT(/,5X,'Valor da sensibilidade do dinamômetro:',/,5X,'S *=',F15.12,'mV/N')
10  FORMAT(/,5X,'Espessura mínima da haste =',F8.4,'mm')
11  11FORMAT(/,'=====
*=====)

```




```

15  FORMAT(/,5X,'Valor do momento =',F15.8,'Nm')
16  FORMAT(/,5X,'Deformação: Strain=',F10.7)
17  FORMAT(/,5X,'Fator de calibração do Strain Gage =',F12.5)
19  FORMAT(/,5X,'Deformação Percentual do Strain Gage, para força *V aplicada =',F5.2,'%')
20  FORMAT(/,10X,'ATENÇÃO: ESTA TENSÃO (Ei) ESTÁ ACIMA DO LIMITE *DO STRAIN-GAGE.')
21  FORMAT(/,5X,'Deformação Limite do Strain-Gage em *percentual:',F15.2,'%')
22  FORMAT(/,5X,'DEFORMAÇÃO OCORRIDA RECUSADA!')
23  FORMAT(/,5X,'Fator de Segurança:',F6.3)
24  FORMAT(/,5X,'Distorção *Admissível:',F15.8,'Graus',/,5X,'Distorção
* Ocorrida:',F15.8,'Graus')
25  FORMAT(/,5X,'Frequencia de ressonancia (FR):',F15.8,'Hz')
26  FORMAT(/,5X,'Primeira estimativa da frequencia de operacao *(FOP):',F15.8,'Hz')
27  FORMAT(/,5X,'Densidade de massa:',F16.10,'Kg/mm3')
28  FORMAT(/,5X,'Sobrecarga admissivel:',F15.3,'N')
    RETURN
    END

```



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
AV. BRASIL, 56 - CAIXA POSTAL 31
15385-000 - ILHA SOLTEIRA - SP**

