unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

RADO

Monitoramento Informatizado de Forças Exercidas pelos Membros Superiores e Inferiores de Pacientes

1210001220

Uender da Costa Faria

Ilha Solteira - SP

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO'
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE EMGENHARIA ELÉTRIA

MONITORAMENTO INFORMATIZADO DE FORÇAS EXERCIDAS PELOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE PACIENTES

Proc. 040/2001-NAD 099/01
UNESP - "CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA"
SERVIÇO TÉC. DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO
DATA DE CHEGADA 13/9/01 28/9/01
Ailza Te. 1220
AQUISIÇÃO CLASSIFICAÇÃO
Doação Autor R$ 10,00

Uender da Costa Faria

Dissertação submetida à Universidade Estadual Paulista – UNESP, Campus de Ilha Solteira, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

3130 2025 TRANSDUTORES PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

1210001220

ILHA SOLTEIRA – SP, JANEIRO DE 2001

BCpIS - FEIS - UNESP

"*Monitoramento Informatizado de Forças Exercidas pelos Membros Superiores e Inferiores de Pacientes*"

UENDER DA COSTA FARIA

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

Prof. Dr. Antonio Padilha Feltrin – Coordenador

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho - orientador

Prof. Dr. José Carlos Teixeira de Barros Moraes

Prof. Dr. Marcelo Carvalho Minhoto Teixeira

Ilha Solteira – SP, janeiro de 2001

BCpIS - FEIS - UNESP

À Beatriz Vilela

Dedico

Aos meus pais Lionisesar e Umbelina.

As minhas irmãs Dulcilele e Dulcileia.

A minha família.

Aos meus amigos.

Ofereço

"Não conseguimos fazer o melhor, mas lutamos
para que o melhor fosse feito;
Não somos o que deveríamos ser, mas, graças
a Deus, não somos o que éramos."

(Martin Luther King)

BCpIS - FEIS - UNESP

Agradecimentos

Quero agradecer primeiramente a Deus e a todos aqueles que contribuíram para a realização deste trabalho.

A minha esposa pelo carinho e compreensão durante esta etapa.

Aos meus pais e irmãs e a toda minha família que me acompanharam, com entusiasmo desde os primeiros tempos.

Aos meus colegas Jefferson Soldera, Akio, Walmir, Fábio Toshiaki, Carla, Wendel, Marcos, Edmilson, Eduardo, Iara, Marilene, Mara, Raquel, Carlos Rocha, Wagner, Josivaldo, Israel, Heder, Doriedson, Érica, Alfredo, Ruberlei, Marcelo Almeida, Tony, Márcio, Renato Gualda e Fernando Yoiti que de certa forma deram valiosas contribuições durante a realização deste trabalho.

Ao professor Aparecido, pela orientação, confiança e apoio nos momentos mais difíceis.

Ao professor Renato Bertolino e ao professor Rogério do departamento de Engenharia Civil da FEIS pelas suas valiosas contribuições.

Aos professores do curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica da FEIS, pela busca continua da excelência da qualidade dos trabalhos e condições de realização dos mesmos.

Aos professores Alan KardecK, Paulo Roberto e Belucci pelo incentivo e apoio nas etapas anteriores ao ingresso no curso de pós-graduação.

Aos técnicos Deoclécio e Carlos Alex, pelo apoio nos problemas de informática.

Aos técnicos Adilson, Everaldo, Hidemassa, Aderson e Chaves pelo apoio técnico em algumas deste trabalho.

unesp

Ao técnico Cosmo pela montagem do circuito de condicionamento e confecção das placas de circuito impresso.

À Maria Cristina, Sueli, Luzinete, Sandra, João, Cleide, Elaini, Marta, Neide, Terezinha, Arlindo, Fátima e Paulo.

À EMBRAER pela doação do material para confecção dos transdutores.

À CAPES e à FAPESP pelo suporte financeiro.

Resumo

Este trabalho descreve o desenvolvimento de uma instrumentação projetada com o objetivo de monitorar os esforços exercidos pelos membros superiores e inferiores de pacientes, durante uma marcha realizada com o auxílio de muletas. O conhecimento destes esforços é muito importante para diagnosticar patologias e/ou elaborar projetos de sistemas artificiais de locomoção.

São descritos dois tipos de transdutores, construídos com extensômetros, um para conexão em muletas, que mede os três componentes ortogonais de força, e o outro projetado para ser inserido em palmilhas de calçados.

Os fundamentos teóricos necessários para o projeto destes transdutores são apresentados, bem como os esquemas de dois circuitos de condicionamento de sinais que foram implementados.

É descrita a metodologia utilizada para a determinação das características estáticas e dinâmicas dos transdutores. Estes apresentaram resposta linear e com excelente repetibilidade, faixa dinâmica que atende às finalidades do projeto, velocidade de resposta adequada e pequena histerese.

Um sistema de aquisição de dados, constituído por um microcomputador, uma placa de aquisição e um programa, elaborado em LabVIEW, foi desenvolvido para gerenciar o sistema, armazenar informações e monitorar, visualizando no monitor do computador, os esforços exercidos pelos membros superiores e inferiores de pacientes. O programa possui boa interface gráfica.

O sistema desenvolvido pode ser muito útil em Engenharia de Reabilitação, Fisioterapia, Medicina e Biomecânica.

Abstract

This thesis describes the development of an instrumentation implemented to allow the estimation of loads present on the upper and lower limbs during walking with the aid of crutches.

The knowledge of these forces is very important for diagnose some pathologies in the gait with crutches and/or to elaborate projects of artificial systems of gait.

Two kinds of strain gage transducers are described. They were mounted in crutches and within a shoe insole.

The theoretical fundamentals necessary for the tranısducers design is presented, as well as the diagram of the signal conditioning circuit that was implemented.

The metodology used for the determination of the transducers static and dynamic characteristics are described. They presented linear response, with excellent repeatability, dynamic range that satisfies the aims of the project, adequate speed of response, and low hysteresis.

A data acquisition system constituted by a computer, a data acquisition board, and a LabVIEW software was developed to manage the system, store informations, and monitor, using the computer screen, loads present on the upper and lower limbs during walking with the aid of crutches. The software has good graphical interface.

The system can be very useful in Rehabilitation Engineering, Physiotherapy, Medicine, and Biomechanics.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

Índice

CAPÍTULO 1

Introdução 1

CAPÍTULO 2

Fundamentos Teóricos 6

2.1- Elasticidade 6

2.2- Lei de Hooke 7

2.3- Diagrama dos Ensaios de Tração 8

2.4- Coeficiente de Poisson 9

2.5- Tensão de Cisalhamento 10

2.6- Momento de Inércia 11

2.7- Flexão Pura de Barras com Seção Simétrica 12

2.8- Flexão Normal Composta 13

2.9- Extensômetros Metálicos 14

2.9.1- Princípio de Funcionamento: Efeito Piezóresistivo 14

2.9.2- Ligação dos Extensômetros 16

2.10- Equacionamento para o Projeto de Transdutores. 18

2.10.1- Tensão e Deformação nas Barras Devido a Flexão 18

2.10.2- Anel Submetido a um Esforço. 21

2.10.3- Placas Submetidas a Esforços 24

2.10.3.1- Deformação no Caso de Tração ou Compressão em Duas Direções Ortogonais 24

3.10.3.2- Flexão Pura de Placas Retangulares 25

BCpIS - FEIS - UNESP

2.10.3.3- Flexão de Placas Circulares Submetidas a Cargas Simétricas 28

2.11- Equacionamento dos Esforços do Sistema Muleta-antebraço 38

CAPÍTULO 3

Materiais e Métodos 44

3.1- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Superiores 45

3.2- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Inferiores 51

3.3- Circuito de Condicionamento de Sinais para Transdutores 56

3.3.1- Circuito Alfa 56

3.3.2- Circuito Beta 59

3.4- Sistema de Aquisição de Dados 65

3.4.1- Interação Entre o Sistema de Aquisição de Dados e o Circuito 69

CAPÍTULO 4

Resultados e Discussão 71

4.1- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Superiores

4.2- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Inferiores 71

4.2.1- Transdutores das Regiões do Calcanhar 82

4.2.2- Transdutores das Regiões do Hálux, Metatarso 1 e Metatarso 5 84

4.3- Influência da Temperatura Sobre os Transdutores 87

4.4- Transdutores e Sistema de Aquisição 89

CAPÍTULO 5

Conclusões 93

Apêndice A 95

BIBLIOGRAFIA 98

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Barra prismática submetida a um esforço P 7

Figura 2.2 - Diagrama de ensaios de tração 9

Figura 2.3 - Barra fletida 10

Figura 2.4 - Momento de inércia 12

Figura 2.5 - Flexão de uma barra com seção simétrica 13

Figura 2.6 - Flexão normal de uma barra prismática. 13

Figura 2.7 - Ponte de Wheatstone 16

Figura 2.8 - Barra submetida a esforços 19

Figura 2.9- Anel submetido a uma força 22

Figura 2.10 - Seção do anel e posicionamento dos extensômetros 23

Figura 2.11 - Placa submetida a esforços ortogonais 24

Figura 2.12 - Placa submetida a esforços ortogonais 26

Figura 2.13 - Placa circular submetida a flexão. 29

Figura 2.14 - Seções da Placa circular submetida a flexão 30

Figura 2.15 - Placa carregada concentricamente 33

Figura 2.16 - Carga uniformemente distribuída no centro da placa 37

Figura 2.17 - Representação dos momentos na placa e posicionamento dos extensômetros 39

Figura 2.18 - Representação da direção dos movimentos que um paciente faz com a muleta durante uma marcha 40

Figura 2.19 - Forças internas e externas que agem na muleta 40

Figura 2.20 - Forças que agem no antebraço: plano zx 42

Figura 2.21 - Forças internas e externas que agem na muleta 43

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 11 12 13 14 15 16 17 18

Figura 2.22 - Forças que agem no antebraço: plano zy 43

Figura 3.1 – Corpo mecânico dos transdutores inseridos na muleta 45

Figura 3.2 - Modelo dos extensômetros usados e a localização dos mesmos no elemento elástico 46

Figura 3.3 - Posicionamento do transdutor na muleta 46

Figura 3.4 – Elementos e direções dos eixos 47

Figura 3.5 - Dimensões em mm do elemento A 47

Figura 3.6 - Dimensões em mm do elemento B e representação do braço de alavanca 48

Figura 3.7 - Dimensões em mm do transdutor 49

Figura 3.8 - Fotos dos transdutores 50

Figura 3.9 - Elementos do transdutor e modelo de extensômetro utilizado 51

Figura 3.10 - Dimensões em milímetros e variáveis de cálculo do transdutor localizado na região do calcanhar 52

Figura 3.11 - Dimensões em milímetros e variáveis de cálculo do transdutor localizado na região do metatarso 1, metatarso 5 e hálux 54

Figura 3.12 - Fotos dos três elementos do transdutor e da palmilha Instrumentada 55

Figura 3.13 - Diagrama de blocos do circuito alfa 56

Figura 3.14 - Desenho esquemático dos blocos 1, 2 e 3 57

Figura 3.15 - Desenho esquemático e foto do circuito de condicionamento 58

Figura 3.16 - Diagrama de blocos de 50% do circuito beta 59

Figura 3.17 - Esquema de um circuito de condicionamento para uma ponte 60

Figura3.18 - Esquema do circuito de condicionamento implementado 62

Figura 3.19 - Foto de 50% do circuito implementado 64

Figura 3.20 - Diagrama de blocos do programa 66

Figura 3.21 - Telas do programa 68

Figura 3.22 - Representação, por fase de contato, do ciclo de uma marcha com muletas 69

Figura 4.1 - Calibração estática dos elementos A e B do transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda 72

Figura 4.2 - Calibração estática do elemento C do transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda 73

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 11 12 13 14 15 16 17 18

Figura 4.3 - Características de repetibilidade dos elementos A e B do transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda 74

Figura 4.4 - Características de repetibilidade do elemento C do transdutor 75

Figura 4.5 - Interferência entre os eixos para o transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda 76

Figura 4.6 - Interferência entre os eixos para o transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda 77

Figura 4.7 - Curva típica do tempo de descida 79

Figura 4.8 - Calibração estática do transdutor localizado na região do calcanhar com carga e descarga. 83

Figura 4.9 - Calibração estática do transdutor localizado na região do calcanhar e repetibilidade 83

Figura 4.10 - Calibração estática do transdutor localizado na região do metatarso 5 com carga e descarga 85

Figura 4.11 - Calibração estática do transdutor localizado na região do metatarso 1 e repetibilidade 86

Figura 4.12 - Influência da temperatura. d indica lado direito e e lado esquerdo esquerdo 88

Figura 4.13 - Influência da temperatura. d indica lado direito e e lado esquerdo 89

Figura 4.14 - Sistema que monitora os esforços dos membros superiores e inferiores de pacientes 91

Figura 4.15 - Resultado de uma aquisição feita durante uma marcha. 91

Figura 4.16 - Forças e momentos máximos 92

Figura 4.17 - Esforços dos membros inferiores 92

Índice de Tabelas

Tabela 3.1 - Representação dos ganhos de cada ramificação e as respectivas forças que cada uma permite monitorar 61

Tabela 4.1 - Precisão em três pontos de força para cada um dos elementos 75

Tabela 4.2 - Resultados do transdutor fixado na muleta esquerda 79

Tabela 4.3 - Interferência entre os eixos X, Y e Z do transdutor fixado na muleta esquerda 80

Tabela 4.4 - Resultados do transdutor fixado na muleta direita 80

Tabela 4.5 - Precisão para os três elementos do transdutor fixado na muleta direita 81

Tabela 4.6 - Interferência entre os eixos X, Y e Z do transdutor fixado na muleta direita 81

Tabela 4.7 - Resultados para o transdutor localizado na região do calcanhar direito 84

Tabela 4.8 - Resultados para o transdutor localizado na região do calcanhar esquerdo 84

Tabela 4.9 - Resultados para os transdutores localizados nas regiões, metatarso 86

Tabela 4.10 - Resultados para os transdutores localizados nas regiões do hálux e metatarso 5 87

Tabela 4.11 - Precisão medida pelo microcomputador e pelo osciloscópio 90

unesp

Simbologia

σ.	Tensão normal.
E	Módulo de elasticidade.
P, P1 e P2	Forças verticais numa barra.
A	Seção transversal de uma barra.
$A._e$	Seção transversal de um fio.
ε	Alongamento relativo.
l	Comprimento de uma barra.
E	Modulo de elasticidade longitudinal.
μ	Coeficiente de Poisson, coeficiente de atrito.
τ	Tensão de cisalhamento.
G	Modulo de elasticidade transversal.
V	Força cortante.
c, d, h1 h	Distâncias.
a	Distância, diâmetro.
b	Raio, distância.
e, t.	Espessura.
σ_x, σ_y	Tensões normais nos planos perpendiculares as planos perpendiculares aos eixos dos x e dos y.
I_x, I_y	Momento de inércia de uma figura plana em relação aos eixos dos x e dos z.
M, M_1, M_2	Momento fletor.
K	Fator numérico.
N	Força normal a uma superfície.
I	Momento de inércia.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

R_e, R	Resistência elétrica.
R_1, R_2, R_3, R_4	resistências elétricas.
ρ	Resistividade de um condutor.
l_e	Comprimento de um fio.
F, F1, F2, F3	Forças.
FA, FM Fb, Fb_r, FM_r	Forças.
C	Constante de Bridgman.
σ_{max}	Tensão normal admissível.
τ_{max}	Tensão de cisalhamento admissível.
V_e	Volume de um fio.
V_a e V_s	Tensão de alimentação e tensão de saída da ponte de Wheatstone.
ε_1, ε_2, ε_3, ε_4	Extensômetros.
φ, θ, β	Ângulos.
R_o	Raio médio.
U	Energia de deformação.
S	Sensibilidade.
r_1, r_2	Raios médios.
D	Módulo de rijeza.
q	carga por unidade de comprimento.
C_1, C_1', C_2, C_3	Constantes de integração.
T e	Espessura.
δ	Flecha.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

Capítulo I

Introdução

Há muitas aplicações em Engenharia de Reabilitação nas quais se faz necessário o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros superiores e inferiores de pacientes com deficiência de mobilidade.

O objetivo maior dos programas de reabilitação é a restauração do controle funcional das extremidades paralisadas.

A falta de sentido cinestésico ou proprioceptivo de indivíduos com lesões medulares leva-os à utilização de muletas ou andadores.

O lesado medular perde movimentos e sensações. Ele não tem noção das articulações nem do contato dos pés com o solo. Muletas são necessárias para ajudar no equilíbrio do indivíduo. No caso de um sistema artificial de reabilitação ou de um sistema de estimulação neuromuscular para paraplégicos, quanto menos se fizer uso dos membros superiores mais bípede é a locomoção e melhor o sistema artificial.

O termo estimulação neuromuscular funcional refere-se a uma variedade de técnicas e aplicações. Uma área de grande interesse é a restauração dos movimentos dos membros superiores e inferiores de pessoas vitimadas por derrame cerebral ou lesões da medula espinhal [1].

unesp

Se os esforços exercidos pelos membros superiores forem demasiados, a tendência é o indivíduo retornar à cadeira de rodas [2], que é mais cômoda, causando o atrofiamento dos músculos dos membros inferiores [3] e tornando mais difícil a reabilitação dos membros lesados.

O trabalho mecânico realizado durante a marcha com muletas é o mesmo da marcha normal, mas este trabalho, que antes era realizado pelos membros inferiores, passa a ser realizado pelos membros superiores, que não estão funcionalmente preparados para suportar o peso do corpo [4]. Os esforços nas articulações do cotovelo e dos ombros podem ser muito grandes chegando a ser equivalentes aos desenvolvidos na articulação da bacia, em pacientes com reumatismo e/ou artrites. Esses esforços podem acelerar a degeneração destas articulações [3].

O uso incorreto de muletas axilares faz com que 34% do peso do corpo seja suportado pelo antebraço causando pressões excessivas sobre estruturas neurovasculares da região axilar [5], podendo causar trombose na artéria axilobraquial [6].

Parziale e Daniels [7] instrumentaram muletas axilares com extensômetros visando comparar muletas convencionais com um tipo no qual se utilizou molas para reduzir o impacto das forças nas extremidades superiores de pacientes.

Crosbie e Nicol [8] trabalharam com 9 paraplégicos que foram instruídos a executar um tipo alternativo de marcha. Foram coletados dados referentes aos esforços axiais transmitidos através de muletas, deslocamentos de articulações dos membros superiores e momentos em torno dos cotovelos e ombros durante o período de contato do dispositivo de auxílio a marcha com o solo. Encontraram valores comparativamente altos para os momentos em torno das articulações dos membros superiores.

Noreau et al. [9] realizaram estudos com a finalidade de determinar se o *déficit* de funções motoras afeta o deslocamento dos membros inferiores e aumenta o esforço físico na musculatura superior do corpo de paraplégicos, em uma marcha com muletas. Uma das conclusões tiradas é relativa à existência de grandes momentos nos ombros de paraplégicos, principalmente durante a fase de suporte.

A instrumentação de dispositivos auxiliares de suporte para a locomoção possibilita descrever o comportamento dos esforços exercidos nos mesmos.

unesp

Para que não sejam cometidos erros nas medições, os componentes de forças, nas três direções ortogonais, devem ser isolados de tal forma que a direção de uma força não interfira na direção da outra [10].

O monitoramento dos esforços exercidos pelos membros inferiores é necessário nos estudos relacionados à distribuição de forças na região plantar dos pés. Serve também para propiciar aos pacientes com lesões medulares ou aos diabéticos, a sensação de contato com o chão [2 e 3]. A distribuição não uniforme e repetitiva de forças, na região dos pés, pode causar lesões nos pontos onde os esforços são excessivos [3,4,5 e 6]. As ulcerações podem levar à amputação do membro lesado [5 e 6], sendo que 50% de todas as amputações ocorrem em pacientes com diabetes [6].

Vários estudos foram realizados com o intuito de descrever o comportamento dos esforços exercidos pelos pés e para diagnosticar algumas patologias, que são melhor observadas durante uma marcha.

Nabil e Webster [2] desenvolveram transdutores de força eletro-ópticos. Os autores sugerem a utilização destes transdutores em palmilhas para implementar um sistema artificial de realimentação de forças para pacientes diabéticos.

Zhu et al. [4] implementaram um sistema de aquisição de dados com microprocessador para monitorar os esforços em 7 pontos diferentes de cada pé. Foi usada uma palmilha instrumentada com sensores de polímero condutivo.

Ziad O. Abu-Faraj et al. [11] fizeram um estudo da distribuição de pressão na área dos pés com e sem o enchimento do arco longitudinal do pé. Instrumentaram uma palmilha com sensores de polímero condutivo para medir a pressão em 8 pontos. Concluíram que, com o uso do enchimento, há um decréscimo de pressão no hálux e na região do calcanhar. Na região medial lateral houve um aumento na pressão de 0 para 115,3 kPa.

G. F. Harris et al. [12] instrumentaram uma palmilha, com 6 extensômetros, e uma plataforma. Constataram que a força máxima medida foi no calcanhar, correspondendo a 30% do peso do corpo.

Wertsch et al. [13]desenvolveram um sistema portátil de aquisição de dados para monitorar as pressões na área dos pés durante atividades da vida diária. O

unesp

sistema permite armazenar dados de 14 sensores de pressão instalados em uma palmilha. O sensor escolhido foi de polímero condutivo.

Frost e Cass [14] instrumentaram uma palmilha de borracha com extensômetros, com a intenção de medir forças de reação verticais.

Harris et al. [15] coletaram dados, durante uma marcha, utilizando um sistema portátil, constituído por células de carga e microprocessadores.

Ranu [16] gravou as forças de reação de um paciente com um membro inferior amputado, abaixo do joelho, e de um paciente com paralisia infantil, com múltiplas células de carga fixadas na sola do sapato.

Miyazaki e Ishida [17] mediram forças de reação do solo com dois transdutores capacitivos fixados nas solas de sapatos.

Henning et al. [18] desenvolveram uma palmilha instrumentada com 499 transdutores piezoelétricos.

Em todos as pesquisas mencionadas foi necessária a instrumentação de palmilhas ou de sapatos. A quantidade de transdutores variou de acordo com o objetivo do estudo e na maioria dos trabalhos a região do calcanhar, metatarso 5, metatarso 1 e hálux foram as escolhidas para a localização dos transdutores.

Este trabalho constituiu o passo inicial, dentro de um projeto mais amplo, a ser realizado no Campus de Ilha Solteira, da UNESP, com o objetivo de contribuir para a restauração dos movimentos de paraplégicos. Nesta primeira fase foi desenvolvida instrumentação para monitorar os esforços realizados pelos membros superiores e inferiores de pacientes. Esta instrumentação será fundamental para a implementação futura de um sistema de controle para estimulação neuromuscular, por propiciar informações sobre o estado do sistema a ser controlado.

A execução do trabalho foi dividida em três etapas:

1) Implementação dos transdutores e circuitos de condicionamento de sinais, visando o monitoramento dos esforços dos membros superiores;
2) Implementação dos transdutores visando o monitoramento dos esforços dos membros inferiores;
3) Desenvolvimento de um programa em LabVIEW para gerenciar a aquisição de dados dos sensores e a apresentação dos resultados no monitor de um computador pessoal.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 11 12 13 14 15 16 17 18

O Capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos necessários para o projeto dos transdutores implementados.

O Capítulo 3 descreve os materiais e métodos utilizados para a implementação dos transdutores, de seus respectivos circuitos de condicionamento de sinais e do programa computacional desenvolvido em LabVIEW.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados e a discussão da pesquisa.

Finalmente, no Capítulo 5, são apresentadas as principais conclusões deste trabalho.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

Capítulo II

Fundamentos Teóricos

Neste capítulo será feita inicialmente uma revisão dos conceitos de resistência dos materiais necessários para o entendimento dos equacionamentos das deformações, momentos e tensões às quais um corpo metálico pode ser submetido. Em seguida é apresentada a teoria do funcionamento dos extensômetros metálicos bem como a teoria da configuração dos mesmos em ponte de Wheatstone. Neste capítulo, também são apresentados os desenvolvimentos de equações que determinam deformações, momentos e tensões em estruturas específicas tais como barras, anéis e placas. Estas estruturas são semelhantes às dos transdutores implementados neste trabalho. A última parte do capítulo apresenta o cálculo das forças exercidas no antebraço de um paciente e em uma muleta, durante a marcha, com este dispositivo.

2.1- Elasticidade.

Quando aplicada uma carga em uma barra prismática como mostra a Figura 2.1, está sofre um alongamento. O ponto onde é aplicada a carga move-se para baixo. Quando a carga diminui, o alongamento também diminui, assim a extremidade da barra desloca-se para cima.

A propriedade dos corpos de voltar à forma inicial após a retirada de carga é chamada de *elasticidade* [19].

2.2- Lei de Hooke

A lei experimental de Hooke pode ser dada pela seguinte expressão [19]:

$$\delta = \frac{Pl}{AE} \tag{1}$$

sendo **P** a força aplicada na barra, **l** o comprimento da barra, **A** a área da seção transversal da barra, **E** o módulo de elasticidade e δ o alongamento total da barra.

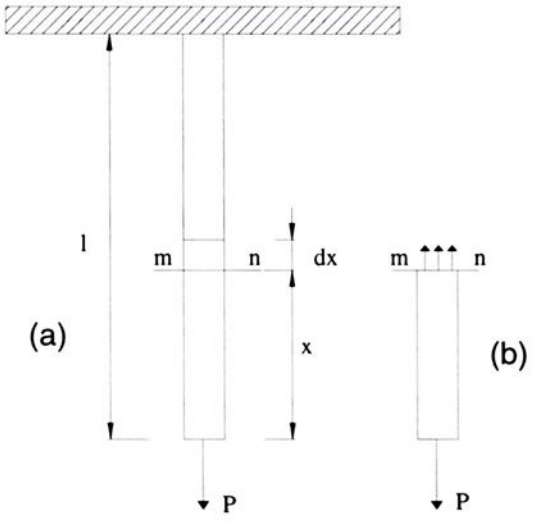


Figura 2.1 - Barra prismática submetida a um esforço P.

O alongamento da barra é diretamente proporcional à força de tração e ao comprimento da barra, e inversamente proporcional à área da seção transversal e ao módulo de elasticidade da barra.

Para se estudar a grandeza das forças interiores, deve-se imaginar a barra cortada em duas partes, por uma seção transversal **mn**, como mostra a Figura 2.1 (b), e considerar o equilíbrio da parte inferior da barra. Na extremidade inferior da barra está aplicada uma força axial **P**. Na extremidade superior estão atuando forças que representam a ação das partículas da parte superior da barra, sobre as partículas da parte inferior. Estas forças estão distribuídas continuamente sobre a seção transversal. Trabalhando com forças distribuídas continuamente, é de grande importância a intensidade do esforço, isto é, a força por unidade de área. No caso da ação axial, todas as fibras tem o mesmo alongamento e a distribuição de

unesp

força na seção **mn** será uniforme. A resultante destas forças, pela condição de equilíbrio, deve ser igual a força **P**. Representado a força por unidade de área da seção transversal por σ tem-se [19]

$$\sigma = \frac{P}{A}. \tag{2}$$

Esta força por unidade de área é chamada de tensão. O alongamento por unidade de comprimento , é determinado pela equação [19]

$$\varepsilon = \frac{\delta}{l}, \tag{3}$$

e é chamado de alongamento relativo ou deformação específica. Substituindo (2) e (3) em (1) a lei de Hooke pode ser representada por [19]

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}. \tag{4}$$

As equações (1), (2), (3) e (4) podem ser usadas para o caso de ações axiais, tração ou compressão de barras prismática. Desta forma δ denotará alongamento ou encurtamento longitudinal total, ε a deformação axial e σ a tensão axial. O módulo de elasticidade à compressão é, para a maioria dos materiais, o mesmo da distensão.

2.3- Diagrama dos Ensaios de Tração.

A proporcionalidade entre a força de tração e o alongamento só existe até um certo valor limite da tensão, chamado de limite de elasticidade, o qual depende das propriedades do material. Na Figura 2.2 é apresentado um diagrama de ensaios de tração [19 e 20].

De **O** a **A** a tensão e a deformação são proporcionais. A tensão em **A** é o limite de proporcionalidade e em **B** e o limite de elasticidade. Entre **B** e **C** ocorre um alongamento da barra sem o acréscimo da força de tração. Este fenômeno é

unesp

chamado de escoamento do metal. A tensão correspondente ao ponto **C** é chamada de limite de escoamento. Após o escoamento o material adquiri uma rigidez novamente e a força de tração cresce até o ponto **D**, em que a força atinge seu valor máximo. A tensão correspondente ao ponto **D** é chamada de tensão de ruptura do material. Além do ponto **D**, o alongamento da barra manifesta-se com a diminuição de carga, ocorrendo finalmente, a ruptura com uma carga correspondente ao ponto **E** do diagrama.

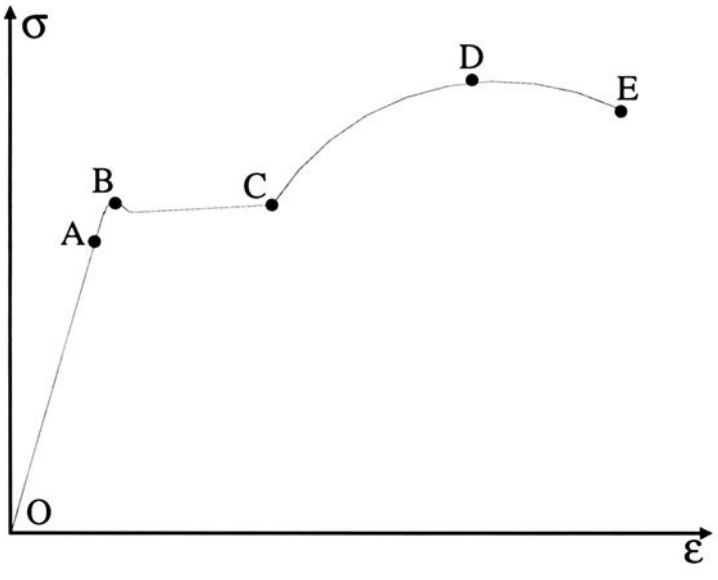


Figura 2.2 – Diagrama de ensaios de tração.

2.4- Coeficiente de Poisson.

Quando a barra prismática da Figura 2.1 é submetida a um esforço de tração ela sofre um alongamento. Mas além deste alongamento ela sofre também uma contração lateral. A relação entre a contração lateral relativa e o alongamento axial relativo é constante na região de proporcionalidade de uma certa barra prismática. Esta constante e dada por μ e é chamada de coeficiente de Poisson. Assim μ é dado por [19]

$$\mu = \frac{Contração \quad lateral}{Alongamento \quad axial \quad relativo} . \tag{5}$$

2.5- Tensão de Cisalhamento.

A tensão apresentada no item 2 é refere-se a Tensão Normal. Uma barra pode sofrer também deformações ou distorções causadas por tensões de cisalhamento. Estas tensões tem direção perpendicular à barra, ou paralela ao plano da seção transversal **mn** [19], caso a barra esteja sendo submetida a flexão como mostra a Figura 2.3.

A tensão de cisalhamento é dada pela equação (6)

$$\tau = G\gamma \tag{6}$$

γ representa a deformação de cisalhamento e **G** e chamado de módulo de elasticidade transversal. O módulo de elasticidade transversal pode ser expresso em função do módulo de elasticidade **E** e do coeficiente de Poisson μ. Desta forma **G** pode ser representado por [19]

$$G = \frac{E}{2(1+\mu)}. \tag{7}$$

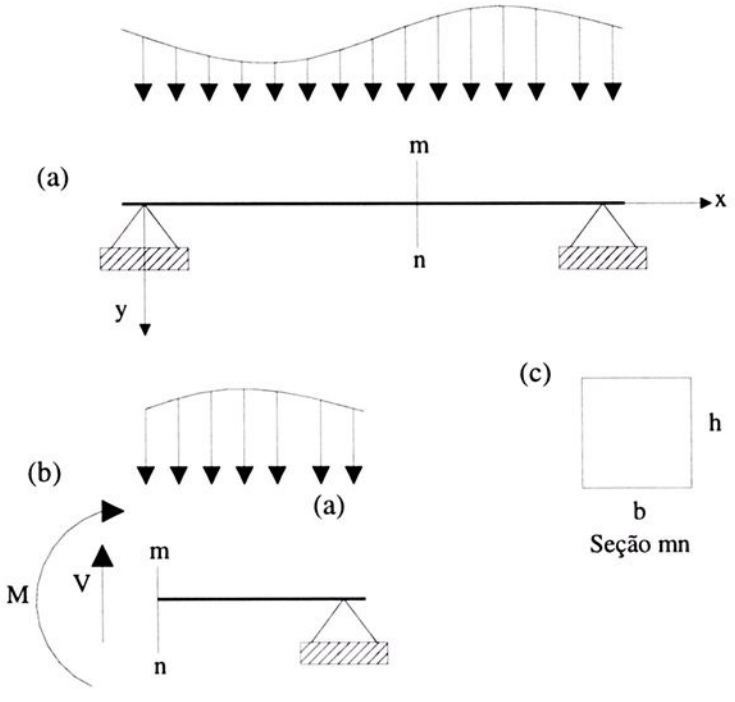


Figura 2.3 – Barra fletida.

Efetuando um corte na seção **mn** da barra, e substituindo as forças equivalentes por uma força **V** e um momento **M** na parte restante da barra, para que continue em equilíbrio, tem-se o diagrama representado na Figura 2.3 (b).

Considerando que a barra tem uma seção retangular, como mostrado na Figura 2.3 (c), a tensão máxima de cisalhamento [19] é dada pela equação (8).

$$\left(\tau_{yx}\right)_{\max} = \frac{3}{2}\frac{V}{bh} \tag{8}$$

2.6- Momento de Inércia.

O momento de inércia de um elemento de área em relação a um eixo de seu plano, é o produto da área do elemento pelo quadrado da distância do eixo dado. De acordo com a notação da Figura 2.4(a) o momento de inércia $\mathbf{dI_x}$ do elemento **dA** em relação a $\mathbf{O_x}$ é

$$dI_x = y^2 dA \tag{9}$$

a $\mathbf{O_y}$ é

$$dI_y = x^2 dA \tag{10}$$

Desta forma o momento de inércia de uma superfície de área finita em relação a um eixo, situado no mesmo plano que a superfície considerada, é a integral dos momentos de inércia de todos os elementos de superfície contidos na superfície finita. Assim

$$I_x = \int_{(A)} dI_x = \int_{(A)} y^2 dA \tag{11-a}$$

e

$$I_y = \int_{(A)} dI_y = \int_{(A)} x^2 dA\,, \tag{11-b}$$

são os momentos de inércia da superfície de área **A**, em relação aos eixos O_x e O_y respectivamente.

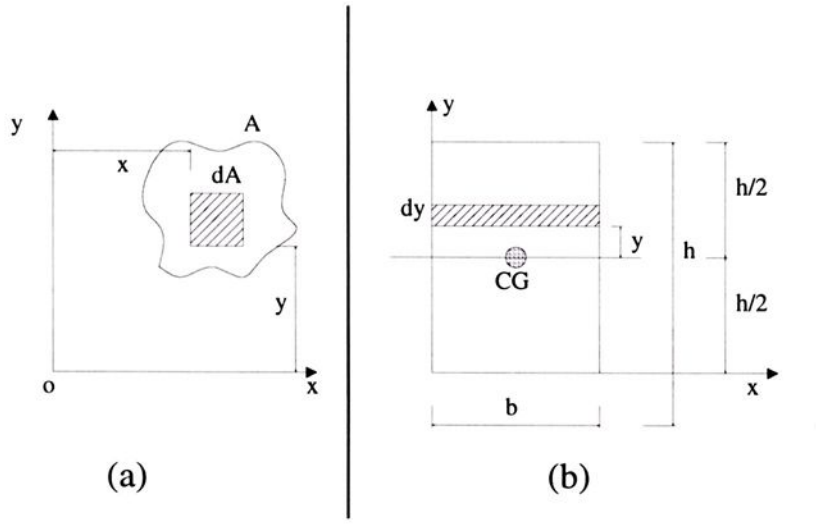


Figura 2.4 – Momento de inércia.

O momento de inércia da seção retangular mostrada na Figura 2.4 (b) em relação ao seu centro de geométrico é dado pelas equações (12-a) e (12-b).

$$I_{xcg} = \int_{(A)} y^2 dA = \int_{-0.5h}^{0.5h} y^2 b dy = \frac{bh^3}{12} \qquad (12\text{-a})$$

$$I_{ycg} = \int_{(A)} x^2 dA = \int_{-0.5h}^{0.5h} x^2 h dx = \frac{hb^3}{12} \qquad (12\text{-b})$$

2.7- Flexão Pura de Barras com Seção Simétrica.

Na solicitação por uma força **P**, conforme Figura 2.5 (a), as fibras inferiores da viga serão tracionadas e as superiores comprimidas. Com base nesta observação o momento fletor produz tensões normais σ linearmente distribuídas ao longo da altura da seção.

Através da resistência dos materiais [19], a expressão que relaciona o momento fletor e a tensão normal que ocorre na seção transversal é dada por

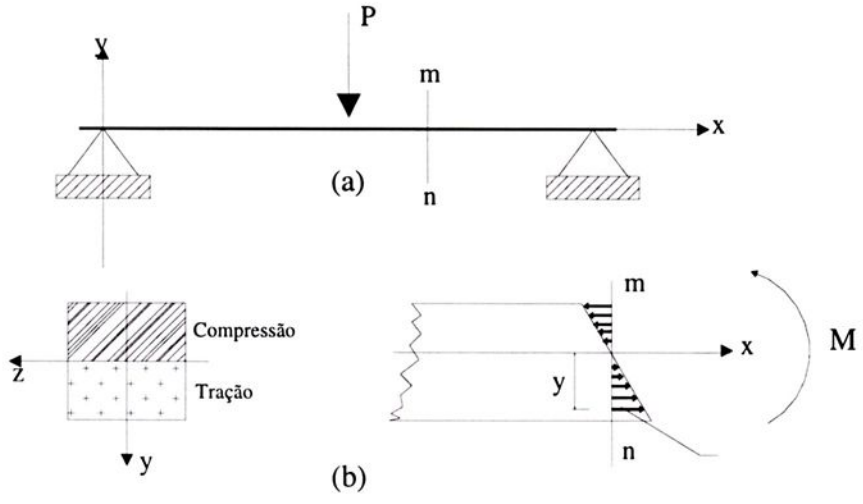


Figura 2.5 – Flexão de uma barra com seção simétrica.

$$\sigma = \frac{My}{I}. \tag{13}$$

2.8- Flexão Normal Composta.

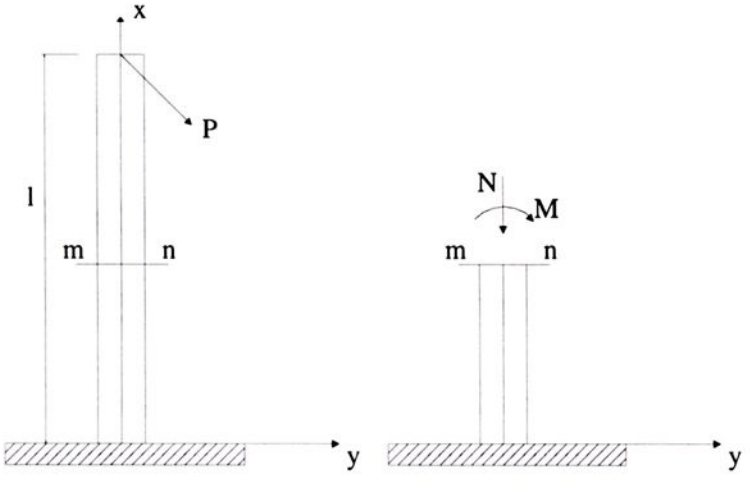


Figura 2.6 – Flexão normal composta de uma barra prismática.

A Figura 2.6 mostra uma barra prismática sendo solicitada por uma força axial e um momento fletor. Essas ações transferidas para uma seção qualquer **mn,**

determinam esforços axiais, **N** e de flexão **M**. Cada um desses esforços desenvolve tensões normais cuja composição [19] é dada por

$$\sigma = \pm\frac{My}{I} \pm \frac{N}{A}. \tag{14}$$

A equação (14) representa a tensão total para a flexão normal composta.

2.9- Extensômetros Metálicos.

2.9.1- Princípio de Funcionamento: Efeito Piezoresistivo.

Extensômetros são baseados na variação de resistência elétrica de um condutor quando submetido a uma tensão mecânica.

Para um fio de comprimento $\mathbf{l_e}$, e seção transversal $\mathbf{A_e}$, e resistividade ρ, a resistência $\mathbf{R_e}$ é dada por

$$R_e = \frac{\rho l_e}{A_e}. \tag{15}$$

Para uma tensão no sentido longitudinal tem-se que

$$\frac{dR_e}{R_e} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl_e}{l_e} - \frac{dA_e}{A_e}. \tag{16}$$

O aumento de comprimento resultante da aplicação de uma força **F** no fio, dentro da região elástica (ver Figura 2.2), é dada pela lei de Hooke

$$\sigma = \frac{F}{A_e} = E\varepsilon = E\frac{dl_e}{l_e}. \tag{17}$$

Considerando que o fio tem um diâmetro $\mathbf{t_e}$, quando aplicado um esforço axial tanto

l_e quanto t_e variam longitudinalmente e transversalmente, cuja relação de variação é expressa por

$$\mu = -\frac{dt_e / t_e}{dl_e / l_e}. \tag{18}$$

Para um fio de seção circular tem-se

$$A_e = \frac{\pi t_e^2}{4}. \tag{19}$$

Derivando a expressão (19) e considerando a expressão (18) tem-se que

$$\frac{dA_e}{A_e} = -2\frac{\mu dl_e}{l_e}. \tag{20}$$

A variação na resistividade devido a um esforço mecânico é chamado de efeito piezoresistivo [25]. Nos metais a mudança de resistividade e volume são proporcionais

$$\frac{d\rho}{\rho} = C\frac{dV_e}{V_e} \tag{21}$$

sendo V_e o volume e **C** a constante de Bridgman. O volume para o fio em questão e dada pela equação

$$V_e = \frac{\pi l_e t_e^2}{4}. \tag{22}$$

Derivando a equação (22) e usando (20) tem-se que

$$\frac{dV_e}{V_e} = \frac{dl_e}{l_e}(1 - 2\mu) \tag{23}$$

Para materiais isotrópicos, e dentro da região elástica e usando as equações (20) e (21), a equação (16) torna-se

$$\frac{dR_e}{R_e} = \frac{dl_e}{l_e}[1 + 2\mu + C(1 - 2\mu)] = K\frac{dl_e}{l_e} = K\varepsilon \qquad (24)$$

K, é o fator de gage, fator de calibração ou fator de sensibilidade.

2 9.2- Ligação dos Extensômetros.

A ponte de Wheatstone é o circuito mais usado para a ligação dos extensômetros. Este circuito permite eliminar a influência da temperatura no extensômetro.

A ponte de Wheatstone, resumidamente tem seu princípio de funcionamento conforme descrito a seguir.

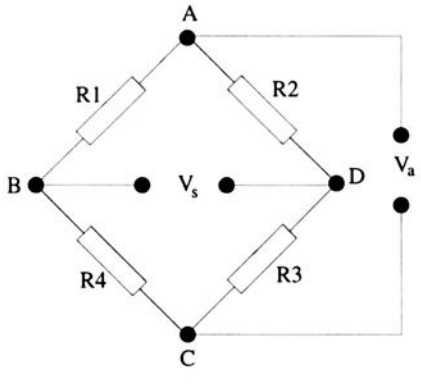


Figura 2.7 - Ponte de Wheatstone.

Considerando a Figura 2.7, onde $\mathbf{R_1}$, $\mathbf{R_2}$, $\mathbf{R_3}$ e $\mathbf{R_4}$, são extensômetros com o mesmo valor de resistência, sendo este circuito alimentado por uma tensão constante $\mathbf{V_a}$, a tensão de saída $\mathbf{V_s}$ pode ser obtida como mostrado a seguir.

A tensão entre os pontos **A** e **B** é

$$V_{AB} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V_a, \qquad (25)$$

e entre os pontos **A** e **D** é

$$V_{AD} = \frac{R_2}{R_2 + R_3} V_a . \tag{26}$$

A tensão de saída $\mathbf{V_s}$ é

$$V_s = V_{AB} - V_{AD} . \tag{27}$$

Portanto

$$V_s = \frac{(R_1 R_3) - (R_2 R_4)}{(R_1 + R_4)(R_2 + R_3)} V_a . \tag{28}$$

Se for considerado que a ponte esteja inicialmente balanceada tem-se que

$$R_1 R_3 = R_2 R_4 , \tag{29}$$

desta forma a saída da ponte $\mathbf{V_s}$ da ponte será nula.

Supondo que haja uma variação de resistência devido a deformação, tem-se em cada extensômetro um acréscimo dR de resistência. Assim

$$R_1 = R + dR_1 \tag{30}$$

$$R_2 = R + dR_2 \tag{31}$$

$$R_3 = R + dR_3 \tag{32}$$

$$R_4 = R + dR_4 \tag{33}$$

sendo **dR > 0** para deformações de tração e **dR<0** para compressão.

A substituição das equações (30), (31), (32) e (33) em (28), resulta em

$$V_s = \frac{(R+dR_1)(R+dR_3)-(R+dR_2)(R+dR_4)}{(R+dR_1+R+dR_4)(R+dR_2+R+dR_3)} V_a . \quad (34)$$

Desenvolvendo a equação (34) encontra-se que

$$V_s = \frac{\frac{dR_1}{R} - \frac{dR_2}{R} + \frac{dR_3}{R} - \frac{dR_4}{R} + \frac{dR_1 dR_3}{R^2} - \frac{dR_2 dR_4}{R^2}}{4 + 2(\frac{dR_1}{R} + \frac{dR_2}{R} + \frac{dR_3}{R} + \frac{dR_4}{R}) + \frac{dR_1 dR_2}{R^2} + \frac{dR_1 dR_3}{R^2} \frac{dR_2 dR_4}{R^2} + \frac{dR_3 dR_4}{R^2}} V_a . \quad (35)$$

Substituindo a equação (24) em (35) e desprezando os termos de segunda ordem pode-se dizer que

$$V_s = \frac{V_a}{4} K(\varepsilon 1 + \varepsilon 2 - \varepsilon 3 - \varepsilon 4) . \quad (36)$$

2.10- Equacionamento para o Projeto de Transdutores.

Neste item será apresentado os cálculos que levam ao projeto de transdutores, que serão apresentados no capítulo seguinte. Para facilitar o entendimento dos cálculos serão usadas estruturas específicas para cada tipo de transdutor implementado.

2.10.1- Tensão e Deformação nas Barras Devido a Flexão

Considerando a barra da Figura 2.8 (a) observa-se que nela estão sendo aplicadas duas forças **F_1** e **F_2**. Se for desejado projetar um transdutor para medir somente a força **F_1**, mesmo com **F_2** aplicada à barra, deve-se proceder da forma mostrada a seguir.

A tensão normal que a barra está sendo submetida é dada por

$$\sigma = -\frac{Mc}{I_y} - \frac{F_2}{A} . \quad (37)$$

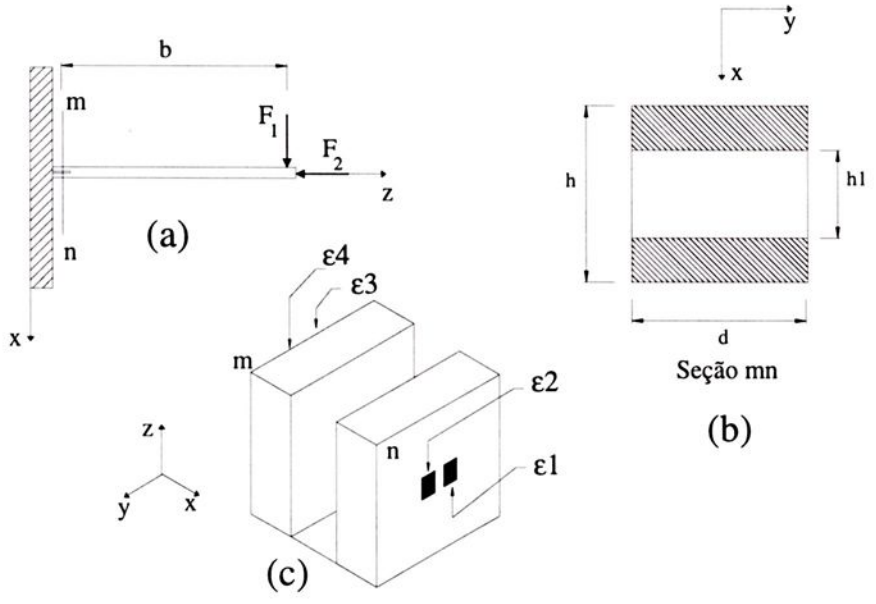


Figura 2.8 - Barra submetida a esforços.

Da equação (14), obtêm-se equação (37) para a viga estudada. **M** aqui representa o momento dado pela seguinte equação

$$M = F_1 b\,. \tag{38}$$

b é o braço de alavanca como mostra a Figura 2.8(a). **c** na equação (37) é a distância à fibra mais afastada em relação ao eixo neutro, onde ocorre a maior tensão e consequentemente, a maior deformação, e é dada por

$$c = \frac{h}{2}, \tag{39}$$

a variável **h**, bem como $\mathbf{h_1}$ e **d** estão representadas na Figura 2.8 (b). Ainda na mesma equação, $\mathbf{I_y}$ é o momento de inércia da seção mostrada na Figura 2.8 (b) em relação ao eixo **y**. O momento de inércia para seções retangulares é dada pela equação (12). Para este caso o momento de inércia é

$$I_y = \frac{d(h^3 - h_1^3)}{12}\,. \tag{40}$$

Devido a forma como os extensômetros são interligados, a segunda parte da equação (37) pode ser a princípio desprezada. Com esta ultima consideração e substituindo (38), (39) e (40) em (37) tem-se que

$$\sigma = \frac{6F_1 bh}{d(h^3 - h_1^3)}. \tag{41}$$

Substituindo (41) em (4) tem-se que a deformação é dada por

$$\varepsilon = \frac{6F_1 1bh}{d(h^3 - h_1^3)E}. \tag{42}$$

Considerando o sentido da força $\mathbf{F_1}$ indicado na Figura 2.8 (a), os extensômetros ε_1 e ε_2, indicados na Figura 2.8 (c), sofrem compressão, enquanto que ε_3 e ε_4 sofrem tração. A deformações dos extensômetros são dados pelas equações

$$\varepsilon_4 = \varepsilon_3 = \frac{6F_1 bh}{dE(h^3 - h_1^3)} \tag{43}$$

$$\varepsilon_2 = \varepsilon_1 = -\frac{6F_1 bh}{dE(h^3 - h_1^3)} \tag{44}$$

Substituindo (43) e (44) em (36) tem-se que a tensão $\mathbf{V_s}$ de saída da ponte de Wheatstone, quando aplicada uma força $\mathbf{F_1}$ na barra e a ponte alimentada por uma tensão constante $\mathbf{V_a}$ é dada por

$$V_s = \frac{6GV_a F_1 bh}{dE(h^3 - h_1^3)}. \tag{45}$$

A sensibilidade **S** é dada pela equação (46). No Apêndice A é apresentada a definição de sensibilidade.

unesp

$$S = \frac{6GV_a bh}{dE(h^3 - h_1^3)}. \tag{46}$$

Mesmo que as deformações provocadas por $\mathbf{F_2}$ não estejam sendo indicadas pelos extensômetros, elas existem. Assim a tensão provocada por esta força deve ser considerada no projeto de transdutores, uma vez que esta tensão foi desprezada nos cálculos anteriores, quando se calcula a tensão normal máxima na região considerada. A tensão normal máxima e dada por

$$\sigma_{max} = \frac{6F_1 bh}{d(h^3 - h_1^3)} + \frac{F_2}{d(h - h_1)}. \tag{47}$$

Pela equação (8) pode-se calcular a tensão máxima de cisalhamento que é

$$\tau_{max} = \frac{3}{2}\frac{F_1}{d(h - h_1)} \tag{48}$$

Em projetos de transdutores tanto τ_{max} quanto σ_{max} devem ser menores que as tensões máximas resultantes para o metal escolhido.

2.10.2- Anel Submetido a um Esforço.

A Figura 2.9 (a) mostra um anel, denominado dinamométrico, sendo submetido a um esforço $\mathbf{F_3}$. Efetuando um corte na seção $\mathbf{cc_1}$, como mostrado na parte b da Figura 2.9, tem-se a representação das forças internas como mostra a Figura 2.9 (c). Devido a simetria pode-se considerar somente o primeiro quadrante, ou seja, φ**=0** até φ**=90**. A força cortante, força normal e o momento fletor que atuam em qualquer seção $\mathbf{m_1n_1}$ são dados respectivamente por

$$V_\varphi = 0{,}5F_3 \operatorname{sen}\varphi, \tag{49}$$

$$N_\varphi = 0{,}5F_3 \cos\varphi \tag{50}$$

e

$$M_{\varphi} = M_o - 0{,}5F_3R_o(1-\cos\varphi)\,. \tag{51}$$

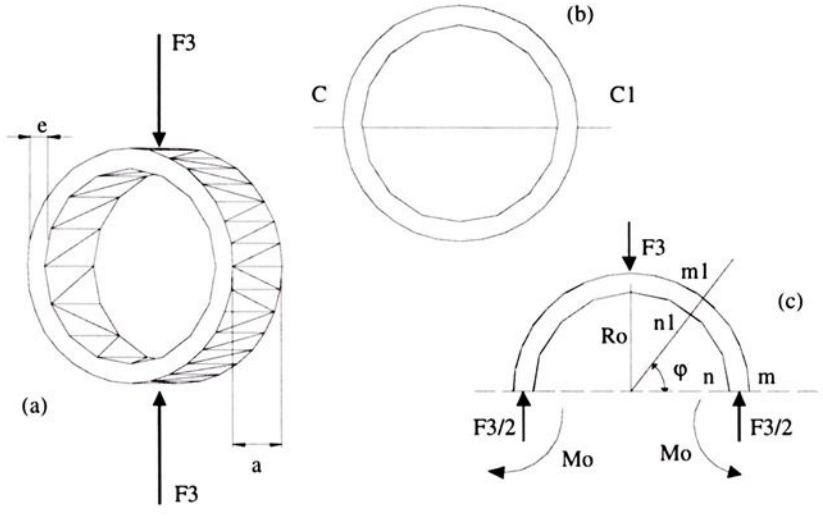


Figura 2.9- Anel submetido a uma força.

De (49) pode-se concluir que a força cortante na seção **mn** é zero, consequentemente a tensão de cisalhamento também é nula nesta seção. A força normal ou axial na mesma seção é igual a $F_3/2$. O momento fletor que atua na seção **mn** é dado por [24]

$$M_o = \frac{F_3}{2}R_o(1-\frac{2}{\pi})\,. \tag{52}$$

A tensão normal na região da seção **mn** é dada por

$$\sigma = \frac{M_o c}{I} + \frac{N}{A}. \tag{53}$$

A tensão provocada pela força **N** pode ser desprezada devido a configuração dos extensômetros na ponte. O momento de inércia da seção **mn** mostrada na Figura 2.10 (a) em relação ao eixo neutro é dado por

$$I = \frac{ae^3}{12}, \tag{54}$$

e a distância da região de deformação ao eixo neutro é dada pela equação

$$c = \frac{e}{2}. \tag{55}$$

Substituindo as equações (54) e (55) em (53) tem-se que a tensão normal é

$$\sigma = \frac{3F_3R_o}{ae^2}\left(1 - \frac{2}{\pi}\right). \tag{56}$$

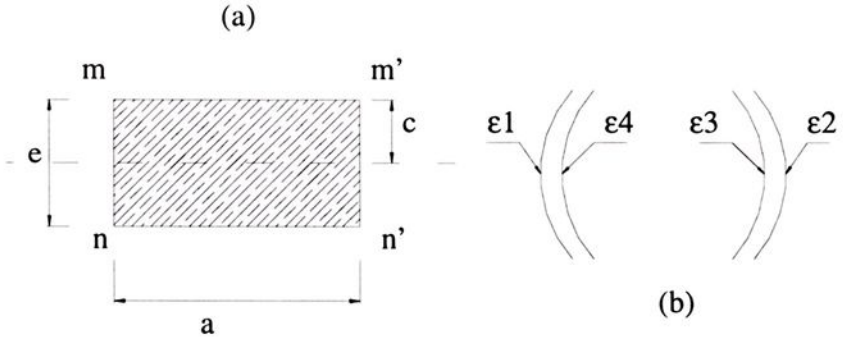


Figura 2.10 - Seção do anel e posicionamento dos extensômetros.

A deformação de cada extensômetro é dada por

$$\varepsilon = \frac{3F_3R_o}{Eae^2}\left(1 - \frac{2}{\pi}\right). \tag{57}$$

Quando o anel é solicitado a um esforço de compressão, a região externa sofre tração enquanto a região interna sofre compressão. Os extensômetros ε_1 e ε_2 sofrem tração, ε_3 e ε_4 sofrem compressão (ver Figura 2.10 (b)).

Considerado os sinais para cada região onde estão os extensômetros e

substituindo (57) em (36) tem-se a tensão de saída da ponte é

$$V_s = \frac{3GV_a F_3 R_o}{ae^2 E}(1-\frac{2}{\pi}). \qquad (58)$$

A sensibilidade é calculada por

$$S = \frac{3GV_a R_o}{ae^2 E}(1-\frac{2}{\pi}). \qquad (59)$$

Em projetos de transdutores deve ser considerando a tensão provocada por **N** em (53), para o cálculo da tensão normal máxima que é dada pela equação

$$\sigma_{max} = \frac{F_3}{2ae}\left[\frac{6R_o}{e}\left(1-\frac{2}{\pi}\right)+1\right]. \qquad (60)$$

2.10.3- Placas Submetidas a Esforços.

2.10.3.1- Deformação no Caso de Tração ou Compressão em Duas Direções Ortogonais.

Aplicando-se forças de tração em duas direções ortogonais **x** e **y** de uma placa, como mostra a Figura 2.11, o alongamento em uma dessas direções não dependerá somente da tensão de tração dessa direção, mas também da tensão na direção ortogonal.

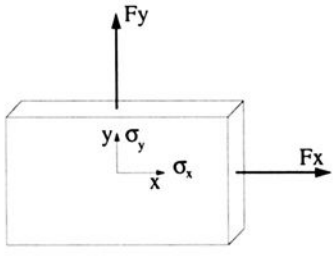


Figura 2.11 - Placa submetida a esforços ortogonais.

Considerando a direção **x** e a equação (5) a deformação nesta direção é

$$\varepsilon_{xt} = \varepsilon_x - \mu\varepsilon_y \,. \tag{61}$$

Substituindo (4) em (61) tem-se que

$$\varepsilon_{xt} = \frac{\sigma_x}{E} - \mu\frac{\sigma_y}{E} \,. \tag{62}$$

A deformação na direção **y** é obtida de forma semelhante, é dada pela equação

$$\varepsilon_{yt} = \frac{\sigma_y}{E} - \mu\frac{\sigma_x}{E} \,. \tag{63}$$

Pelas equações (62) e (63), pode-se obter σ_x e σ_y em função das deformações. Assim as tensões são [22]

$$\sigma_x = \frac{(\varepsilon_{xt} + \mu\varepsilon_{yt})E}{1-\mu^2} \tag{64}$$

$$\sigma_y = \frac{(\varepsilon_{yt} + \mu\varepsilon_{xt})E}{1-\mu^2} \tag{65}$$

2.10.3.2- Flexão Pura de Placas Retangulares

Considerando uma placa retangular solicitada a flexão por momentos uniformemente distribuídos ao longo dos bordos como mostra a Figura 2.12 (a), $\mathbf{M_1}$ representa o momento fletor por unidade de comprimento dos bordos paralelos ao eixo dos **y**, e $\mathbf{M_2}$ o momento fletor por unidade de comprimento dos bordos paralelos ao eixo dos **x**. Por convenção os sentidos dos momentos indicados na figura serão positivos.

Cortando um elemento da placa, por meio de dois planos paralelos aos

planos **xz** e **yz** como ilustrado na Figura 2.12 (b), para momentos positivos a parte superior do elemento sofrerá compressão e a parte inferior, tração. O plano **nn** não sofre qualquer deformação durante a flexão da placa, portanto ele é uma superfície neutra.

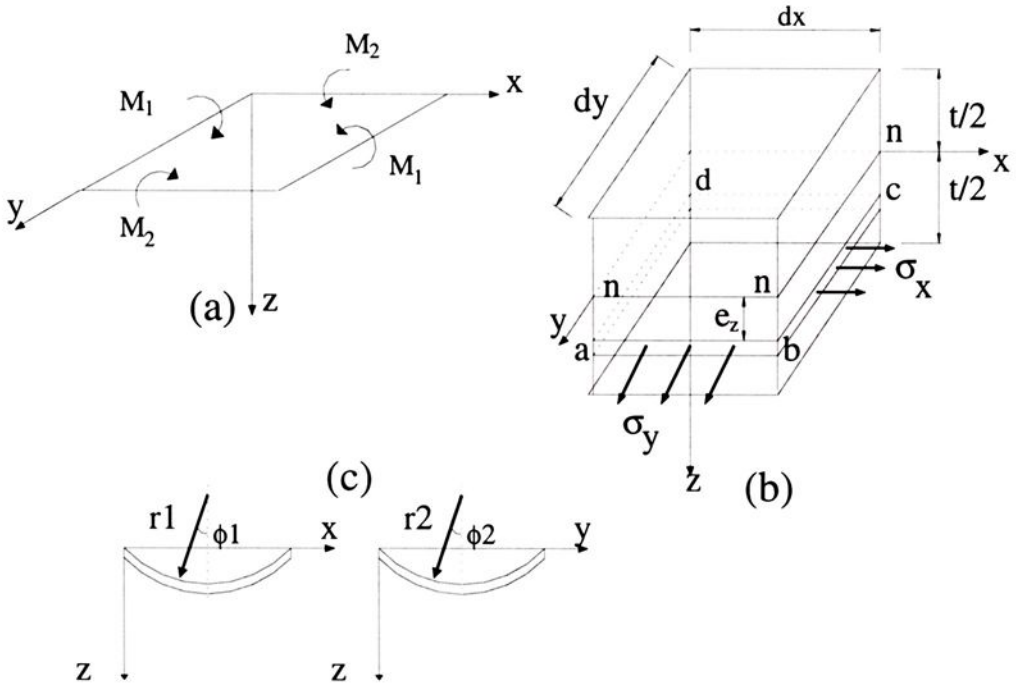


Figura 2.12 - Placa submetida a esforços ortogonais.

Pela Figura 2.12 (c) observa-se que $1/r_1$ e $1/r_2$ são as curvaturas desta superfície neutra nas seções paralelas aos planos **zx** e **zy** respectivamente. Os alongamentos relativos nas direções **x** e **y** de uma fatia elementar **abcd**, distantes e_z da superfície neutras, são [22]

$$\varepsilon_{xt} = \frac{z}{r_1} \tag{66}$$

e

$$\varepsilon_{yt} = \frac{z}{r_2}. \tag{67}$$

Substituindo (66) e (67) em (64) e (65) tem-se que [22]

$$\sigma_x = \frac{Ez}{1-\mu^2}\left(\frac{1}{r_1}+\mu\frac{1}{r_2}\right) \tag{68}$$

e

$$\sigma_y = \frac{Ez}{1-\mu^2}\left(\frac{1}{r_2}+\mu\frac{1}{r_1}\right). \tag{69}$$

Os momentos das forças interiores, que atuam nas faces do elemento, são iguais aos momentos dos conjugados exteriores. São calculados por unidade de comprimento da seção. Com a auxílio da Figura 2.12 (b) encontra-se as seguintes expressões[1]:

$$M_1 dy = \int_{-t/2}^{t/2} \sigma_x z dy dz \tag{70}$$

$$M_2 dx = \int_{-t/2}^{t/2} \sigma_y z dx dz \tag{71}$$

Substituindo as equações (68) e (69) em (70) e (71) resulta

$$M_1 = \frac{E}{1-\mu^2}\left(\frac{1}{r_1}+\mu\frac{1}{r_2}\right)\int_{-t/2}^{t/2} z^2 dz \tag{72}$$

e

$$M_2 = \frac{E}{1-\mu^2}\left(\frac{1}{r_2}+\mu\frac{1}{r_1}\right)\int_{-t/2}^{t/2} z^2 dz \tag{73}$$

Resolvendo as integrais tem-se

[1] Para melhor entendimento do resultado dessas expressões deve ser visto o item 2.7.

$$M_1 = D\left(\frac{1}{r_1} + \mu\frac{1}{r_2}\right) \tag{74}$$

e

$$M_2 = D\left(\frac{1}{r_2} + \mu\frac{1}{r_1}\right) \tag{75}$$

D representa o módulo de rigidez à flexão da placa e é dado por

$$D = \frac{Et^3}{12(1-\mu^2)}. \tag{76}$$

2.10.3.3- Flexão de Placas Circulares Submetidas a Cargas Simétricas.

A curvatura de uma placa submetida a cargas simétricas sofre variações. Estas variações da curvatura verifica-se simultaneamente em dois planos, resultando no surgimento de uma superfície abaulada de curvatura dupla que é denominada superfície elástica. A superfície elástica é simétrica em relação ao eixo perpendicular a placa que passa pelo seu centro [22]. Figura 2.13 mostra uma placa de espessura **t**, à qual estão sendo aplicadas forças situadas simetricamente em relação ao eixo **z**.

Na Figura 2.13 (b) ω representa a flecha da placa e φ o angulo de giro da normal. Na Figura 2.13 (b) tem-se que

$$\varphi \approx \tan(\varphi + d\varphi) = -\frac{d\omega}{dx}. \tag{77}$$

A expressão (77) é verdadeira uma vez que o angulo de giro é pequeno. O sinal negativo toma-se em conformidade com o esquema apresentado na Figura 2.13 (b).

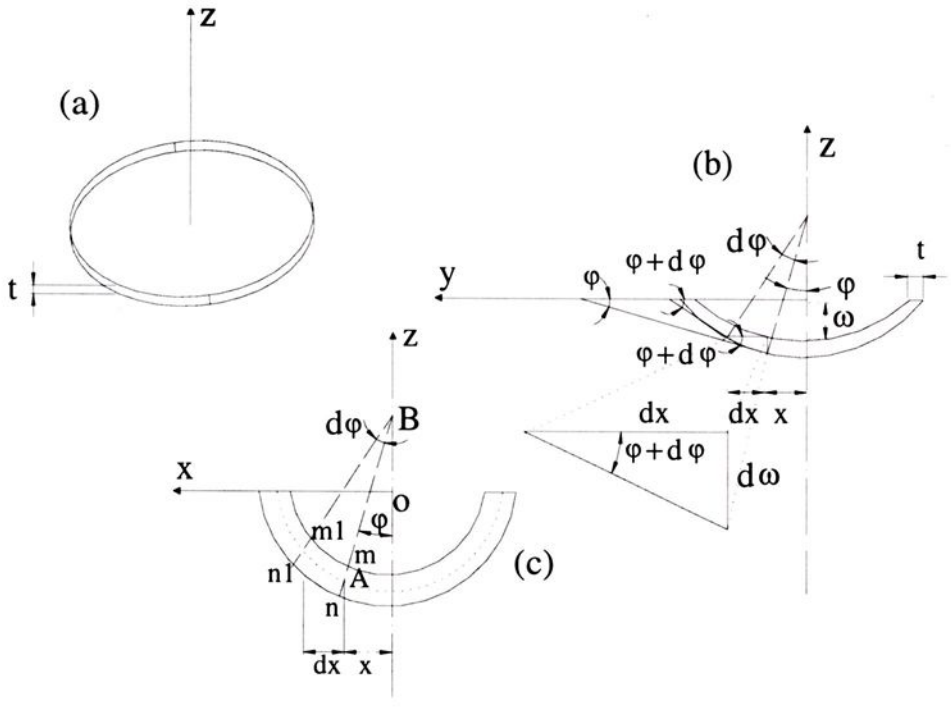


Figura 2.13 - Placa circular submetida a flexão.

O raio de curvatura da placa no plano diametral **xz**, é

$$\frac{1}{r_1} = \frac{d\varphi}{dx}. \tag{78}$$

Já o raio de curvatura na direção perpendicular ao plano **xz** é dada por

$$\frac{1}{r_2} = \frac{\varphi}{x}. \tag{79}$$

Substituindo (78) e (79) em (74) e (75) tem-se

$$M_1 = D\left(\frac{d\varphi}{dx} + \mu\frac{\varphi}{x}\right) \tag{80}$$

e

$$M_2 = D\left(\frac{\varphi}{x} + \mu\frac{d\varphi}{dx}\right). \tag{81}$$

M_1 representa o momento fletor por unidade de comprimento ao longo das seções da placa, tais como **nm,** e **M_2** ao longo dos planos diametrais **xz**. **M_1** e **M_2** estão em função da variável φ, que é determinada pelo equilíbrio de um elemento **abcd**, mostrado na Figura 2.14.

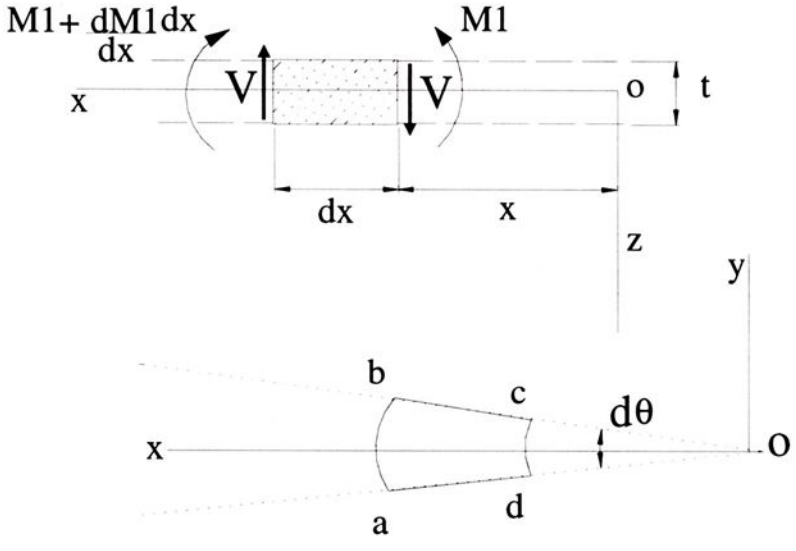


Figura 2.14 - Seções da Placa circular submetida a flexão.

O conjugado que atua na face **cd** do elemento é dado por

$$M_1 x d\theta \,. \tag{82}$$

O conjugado na face **ab** é

$$\left(M_1 + \frac{dM_1}{dx}dx\right)(x + dx)d\theta \tag{83}$$

Os conjugados nas faces **ad** e **bc** são cada um **M_2dx** e tem uma resultante no plano **zx** igual a

$$M_1 dx d\theta \,. \tag{84}$$

Nas faces **ab** e **cd** do elemento atuam em cada uma delas uma força cortante **V** por unidade de comprimento. Assim, a força total, que atua em cada face do elemento, é **Vxd**θ. As duas forças dão um conjugado no plano **xz** igual a

$$Vxd\theta dx\,. \tag{85}$$

Somando as expressões (82), (83), (84) e (85) e observando os sentidos dos momentos de acordo com a Figura 2.14, tem-se que

$$\left(M_1+\frac{dM_1}{dx}dx\right)(x+dx)d\theta - M_1xd\theta - M_2dxd\theta + Vxdxd\theta = 0 \tag{86}$$

Desprezando em (86) as quantidades pequenas de ordem superior, a expressão simplificada é

$$M_1+\frac{dM_1}{dx}x - M_2 + Vx = 0\,. \tag{87}$$

A substituição de (80) e (81) em (87) resulta em

$$\frac{d^2\varphi}{dx^2}+\frac{1}{x}\frac{d\varphi}{dx}-\frac{\varphi}{x^2}=-\frac{V}{D}\,. \tag{88}$$

Considerando que a placa seja solicitada por uma carga uniformemente distribuída de intensidade **q**, que nela esteja aplicada uma força **P** em seu centro, e tomando uma seção da placa limitada por uma superfície cilíndrica **oz** e raio **x**, a força cortante **V,** por unidade de comprimento desta seção, é determinada pela condição de equilíbrio da parte interna da placa cortada por esta superfície. A carga que atua nesta parte da placa é $V+\pi x^2 q$. Esta carga deve ser igual à resultante das forças cortantes distribuídas na seção cilíndrica. Assim tem-se que [22]

$$2\pi xV = P+\pi x^2 q\,, \tag{89}$$

e que **V** é dado pela equação

$$V=\frac{qx}{2}+\frac{P}{2\pi x}\,. \tag{90}$$

Substituindo (90) em (88) tem-se

$$\frac{d^2\varphi}{dx^2}+\frac{1}{x}\frac{d\varphi}{dx}-\frac{\varphi}{x^2}=-\frac{1}{D}\left(\frac{qx}{2}+\frac{P}{2\pi x}\right). \tag{91}$$

A integração dupla de (91) resulta em

$$\varphi=-\frac{qx^3}{16D}-\frac{Px}{8\pi D}\left(2\ln(x)-1\right)+C_1\frac{x}{2}+\frac{C_2}{x}. \tag{92-a}$$

Representando a equação (92-a) de uma outra forma tem-se que

$$\varphi = C_1 x + \frac{C_2}{x} - \frac{1}{Dx}\int\left[x\int V dx\right]dx \tag{92-b}$$

sendo $\mathbf{C_1}$ e $\mathbf{C_2}$ constates de integração. Considerando (77) e (92) obtém-se a seguinte equação para deslocamentos

$$\frac{d\omega}{dx}=-\frac{qx^3}{16D}-\frac{Px}{8\pi D}\left(2\ln(x)-1\right)+C_1\frac{x}{2}+\frac{C_2}{x} \tag{93}$$

integrando (93), obtém-se

$$\omega=\frac{qx^4}{64D}+\frac{Px^2}{8\pi D}\left(\ln(x)-1\right)-\frac{C_1x^2}{4}-C_2x\ln(x)+C_3 \tag{94}$$

$\mathbf{C_3}$ é constante de integração.

Considerando-se agora uma placa de raio **a** e espessura **t,** carregada concentricamente, onde a carga está uniformemente distribuída ao longo de uma circunferência de raio **b** como mostra a Figura 2.15.

Para o cálculo das tensões na placa devem ser considerado separadamente, a parte de dentro da circunferência de raio b e o lado de fora desta mesma circunferência. Para os dois lados **q=0**.

unesp

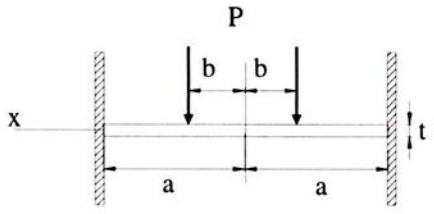


Figura 2.15 - Placa carregada concentricamente.

Na parte interna **V=0** e de acordo com a expressão (92-b) tem –se que

$$\varphi_1 = C_1 x + \frac{C_2}{x} \ . \tag{95}$$

No centro o angulo de giro é zero logo, $C_2 = 0$. Assim

$$\varphi_1 = C_1 x \, . \tag{96}$$

No setor externo

$$V = \frac{P}{2\pi x} \, . \tag{97}$$

Substituindo (97) em (92-b) e resolvendo os integrais, resulta

$$\varphi_2 = C_1 x + \frac{C_2}{x} - \frac{Px}{4\pi D}\left[\ln(x) - \frac{1}{2}\right]. \tag{98}$$

Alterando conteúdo de $\mathbf{C_1}$ e somando e subtraindo $\ln(b)\dfrac{P}{4\pi D}$ tem-se

$$\varphi_2 = C_1' x - \frac{Px}{4\pi D}\ln\left(\frac{x}{b}\right) + \frac{C_2}{x} \, . \tag{99}$$

As constantes de $\mathbf{C_1}$, $\mathbf{C'_1}$ e $\mathbf{C_2}$ são determinadas das condições de contato dos setores [22]. Quando **x=b**, $\varphi_1=\varphi_2$ e $\mathbf{M_{11}=M_{12}}$, ou seja os ângulos de giro e os

momentos de flexão na linha de contato dos setores devem ser iguais. Como

$$M_{11} = \frac{d\varphi_1}{dx} + \mu \frac{\varphi_1}{x} \tag{100}$$

e

$$M_{12} = \frac{d\varphi_2}{dx} + \mu \frac{\varphi_2}{x} \tag{101}$$

Fazendo $\mathbf{M_{11}=M_{12}}$, tem-se

$$\left[\frac{d\varphi_1}{dx} + \mu \frac{\varphi_1}{x}\right]_{x=b} = \left[\frac{d\varphi_2}{dx} + \mu \frac{\varphi_2}{x}\right]_{x=b} \tag{102}$$

já que $\varphi_1=\varphi_2$

$$\left[\frac{d\varphi_1}{dx}\right]_{x=b} = \left[\frac{d\varphi_2}{dx}\right]_{x=b}$$

A terceira condição é que quando **x=b** o ângulo de giro $\varphi_2=0$. Portanto, considerando as equações (95), (96) e (99), obtém-se três equações:

$$C_1' a + \frac{C_2}{b} - \frac{Pb}{4\pi b} \ln\left(\frac{b}{a}\right) = 0 \tag{103}$$

$$C_1 = C_1' - \frac{C_2}{b^2} - \frac{P}{4\pi D} \tag{104}$$

$$C_1 b = C_1' + \frac{C_2}{b} \tag{105}$$

Das expressões (103), (104) e (105) tem-se

$$C_1 = \frac{P}{4\pi D}\left[\ln\frac{a}{b} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{a^2} - \frac{1}{2}\right], \tag{106}$$

$$C_1' = \frac{P}{4\pi D}\left[\ln\frac{a}{b} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{a^2}\right] \tag{107}$$

e

$$C_2 = -\frac{Pb^2}{8\pi D}. \tag{108}$$

No setor central da placa, os momentos $\mathbf{M_1}$ e $\mathbf{M_2}$, de acordo com as equações (80) e(81) são

$$M_1 = M_2 = \frac{P(1+\mu)}{4\pi}\left[\ln\frac{a}{b} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{a^2} - \frac{1}{2}\right], \tag{109}$$

como se pode ver os momentos no centro da placa são constantes. No setor externo considerando φ_2 e as equações (80) e (81) os momentos $\mathbf{M_1}$ e $\mathbf{M_2}$ são

$$M_1 = \frac{P}{4\pi}\left[(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{x^2}\right) + \frac{b^2}{2x^2}(1-\mu) - 1\right] \tag{110}$$

e

$$M_2 = \frac{P}{4\pi}\left[(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{x^2}\right) - \frac{b^2}{2x^2}(1-\mu) - \mu\right] \tag{111}$$

A tensão normal nos dois setores é

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \tag{112}$$

pela Figura 2.15 **I** é dado por

$$I = \frac{t^3}{12} \tag{113}$$

e **c**, por

$$c = \frac{t}{2} \tag{114}$$

Substituindo (109), (113) e (114) em (112) tem-se que a tensão na região central é

$$\sigma = \frac{3}{2}\frac{P(1+\mu)}{\pi t^2}\left[\ln\frac{a}{b} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{a^2} - \frac{1}{2}\right]. \tag{115}$$

As tensões, na parte externa, são dadas por

$$\sigma_1 = \frac{3}{2}\frac{P}{\pi t^2}\left[(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{x^2}\right) + \frac{b^2}{2x^2}(1-\mu) - 1\right] \tag{116}$$

e

$$\sigma_2 = \frac{3}{2}\frac{P}{\pi t^2}\left[(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x} + \frac{1}{2}\frac{b^2}{x^2}\right) - \frac{b^2}{2x^2}(1-\mu) - \mu\right]. \tag{117}$$

A tensão de cisalhamento no setor para **x=b** é dado por

$$\tau = \frac{P}{2bt\pi}. \tag{118}$$

Para projetos de transdutores devem ser consideradas as duas tensões. Nos projetos deve ser verificado também o afundamento no centro da placa quando aplicada a força total. Considera-se que a carga é uniformemente distribuída sobre a parte interna da placa, limitada por uma circunferência de raio **c**, como mostra a Figura 2.16.

unesp

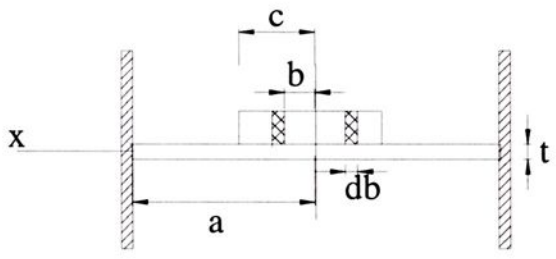


Figura 2.16 - Carga uniformemente distribuída no centro da placa.

Na parte interna

$$\omega = \frac{P}{8D\pi}\left[-(x^2+b^2)\ln\left(\frac{a}{b}\right)+(x^2-b^2)+\frac{1}{2}\left(1+\frac{b^2}{a^2}\right)(a^2-x^2)\right] \tag{119}$$

esta equação é obtida a partir da equação (94). Sendo $P = 2\pi bqdb$, o afundamento produzido no centro da placa pelo carregamento do anel elementar, é dado por

$$d\omega = \frac{2\pi q}{8D\pi}\left[-b^2\ln\left(\frac{a}{b}\right)-b^2+\frac{1}{2}\left(a^2+b^2\right)\right]bdb\,. \tag{120}$$

O afundamento, produzido pela carga total, é

$$\delta = \int_0^c d\omega = \frac{q}{4D}\left[-\frac{c^4}{4}\ln\left(\frac{a}{c}\right)-\frac{3}{16}c^4+\frac{a^2c^2}{4}\right]. \tag{121}$$

Considerando **c=b** e $P = \pi c^2 q$, o afundamento, no centro, é dado por

$$\delta = \frac{P}{4\pi D}\left[-\frac{c^2}{4}\ln\left(\frac{a}{b}\right)-\frac{3}{16}b^2+\frac{a^2}{4}\right]. \tag{122}$$

O cálculo das deformações é obtido considerando as tensões na parte externa ou seja **x>b**, e as equações (116) e (117). Assim

$$\varepsilon_1 = \frac{3}{2}\frac{P}{\pi t^2 E}\left[(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x}+\frac{1}{2}\frac{b^2}{x^2}\right)+\frac{b^2}{2x^2}(1-\mu)-1\right] \quad (123)$$

e

$$\varepsilon_2 = \frac{3}{2}\frac{P}{\pi t^2 E}\left[(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x}+\frac{1}{2}\frac{b^2}{x^2}\right)-\frac{b^2}{2x^2}(1-\mu)-\mu\right]. \quad (124)$$

A Figura 2.17 (a) mostra o comportamento de $\mathbf{M_1}$ e $\mathbf{M_2}$ ao longo do raio **a** da placa. Os extensômetros são configurados em ponte de Wheatstone de acordo com os sinais dos momentos. A Figura 2.17 (b) mostra o posicionamento dos extensômetros na placa.

Considerando (36), a saída da ponte será dada por

$$V_s = \frac{3}{4}\frac{PGV_a}{\pi t^2 E}\left[2(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x}+\frac{1}{2}\frac{b^2}{a^2}\right)-1-\mu\right]. \quad (125)$$

A sensibilidade é calculada por

$$S = \frac{3}{4}\frac{V_a G}{\pi t^2 E}\left[2(1+\mu)\left(\ln\frac{a}{x}+\frac{1}{2}\frac{b^2}{a^2}\right)-1-\mu\right]. \quad (126)$$

2.11- Equacionamento dos Esforços do Sistema Muleta-antebraço.

Durante a marcha com muletas, os pacientes executam movimentos variados com estes dispositivos. As direções destes movimentos estão indicadas na Figura 2.18 (a). Serão considerado aqui apenas os movimentos **A1** e **A2**.

Para os cálculos em um sistema muleta-antebraço (Figura 2.18 (b)) devem ser analisados primeiramente os esforços na muleta e em seguida, pela 3ª lei de Newton, calcular os esforços exercidos sobre o antebraço. No equacionamento dos esforços são considerados separadamente os planos **xz** e **yz**.

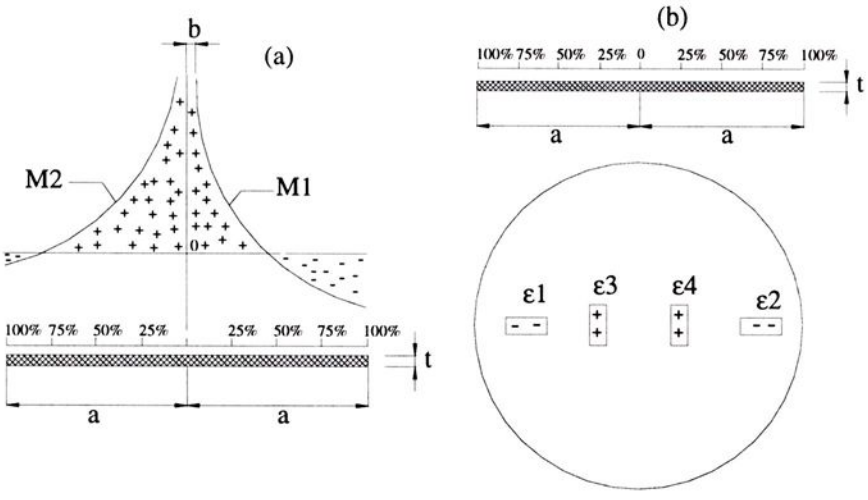


Figura 2.17 - Representação dos momentos na placa e posicionamento dos extensômetros .

Considerando o plano **xz** tem-se o diagrama apresentado na Figura 2.19 (a), que mostra as forças que agem na muleta inclinada com um ângulo θ. As forças **FA**, **FM**, **N** e **Fb** representam, respectivamente, a força de atrito, força aplicada pela mão, força normal e força exercida pela antebraço na muleta. A parte (c) da mesma figura mostra o diagrama de forças internas que agem na seção **kk'** e externas localizadas na parte inferior da muleta. Efetuando um somatório de forças para relacionar as forças internas e externas tem-se que, para a direção **x,**

$$F_x = FA\cos\theta - \operatorname{sen}\theta N \tag{127}$$

e para direção **z**

$$F_z = FA\operatorname{sen}\theta + \cos\theta N \tag{128}$$

$\mathbf{F_x}$ e $\mathbf{F_z}$ são as forças internas que agem na seção **kk'** nos eixos **x** e **z** respectivamente. Das equações (127) e (128) obtém-se

$$N = F_z\cos\theta - F_x\operatorname{sen}\theta\,. \tag{129}$$

A força de atrito **FA** é

$$FA = \mu N \tag{130}$$

sendo μ o coeficiente de atrito .

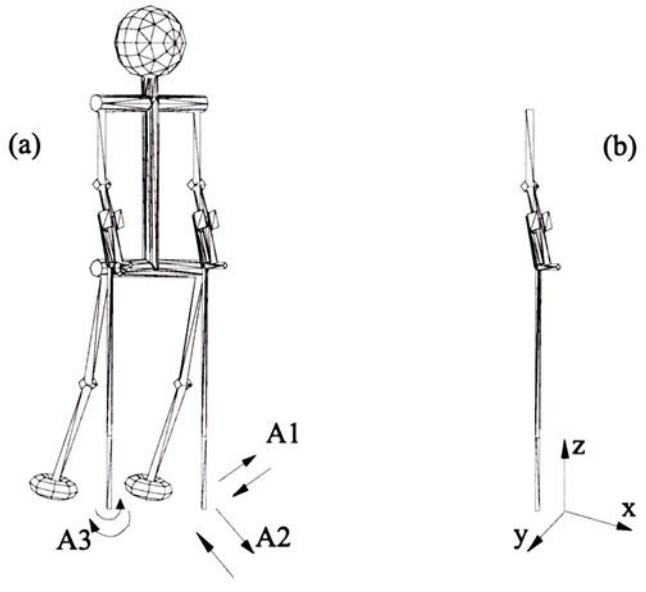


Figura 2.18 - Representação da direção dos movimentos que um paciente com a muleta durante uma marcha.

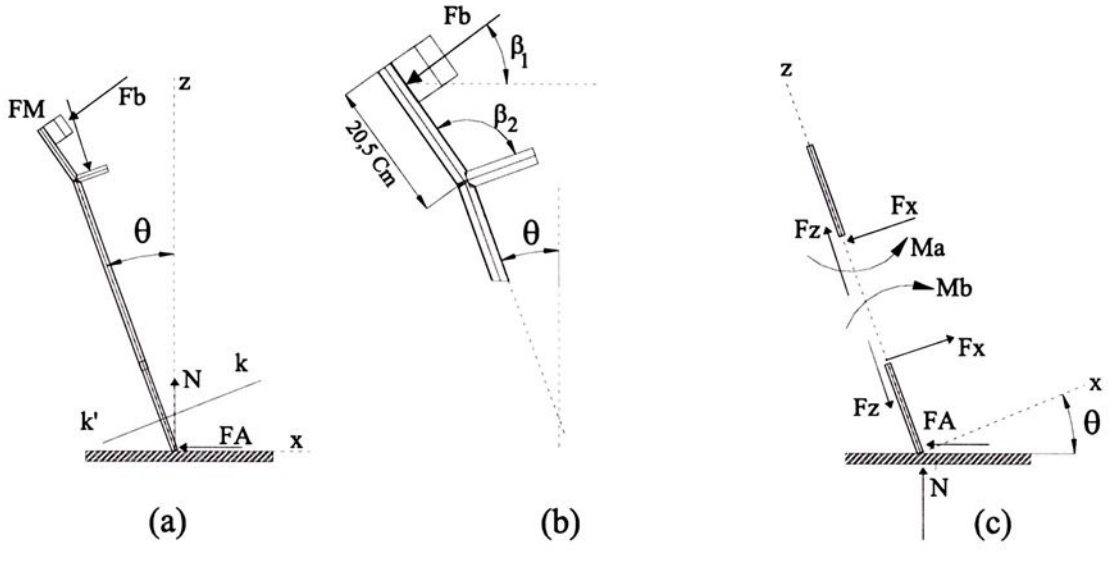


Figura 2.19 - Forças internas e externas que agem na muleta.

Para a muleta utilizada neste trabalho β_1=17+θ e β_2=107°. Considerando agora somente os esforços externos, e de acordo com o diagrama da Figura 2.19 (a) e (b) tem-se que o somatório das forças na direção **z** é

$$N = Fb\,\mathrm{sen}(17+\theta) + FM\cos\theta\,. \tag{131}$$

e na direção **x**

$$FA = FM\,\mathrm{sen}\,\theta - Fb\cos(17+\theta)\,. \tag{132}$$

De (131) e (132) tem-se que

$$FM = \frac{N - \mathrm{sen}(17+\theta)Fb}{\cos\theta} \tag{133}$$

e

$$Fb = \frac{tg\theta N - FA}{tg\theta\,\mathrm{sen}(17+\theta) + \cos(17+\theta)}\,. \tag{134}$$

As forças **Fb** e **FM** produzem forças de reações no antebraço. Estas forças estão representadas no diagrama da Figura 2.20.

Como $\mathbf{F_{br}}$=-**Fb** e $\mathbf{FM_r}$=**Fm**, tem-se

$$FM_r = -\frac{N - \mathrm{sen}(17+\theta)Fb}{\cos\theta} \tag{135}$$

e

$$F_{br} = \frac{tg\theta N - FA}{tg\theta\,\mathrm{sen}(17+\theta) + \cos(17+\theta)}\,. \tag{136}$$

O somatório dos momentos em relação ao cotovelo (ponto **C**) é

$$M_{\mathrm{cot}\,ovelo} = F_{br}(Ant - 0{,}205) + FM_r\,\mathrm{sen}(17)\,Ant\,. \tag{137}$$

unesp

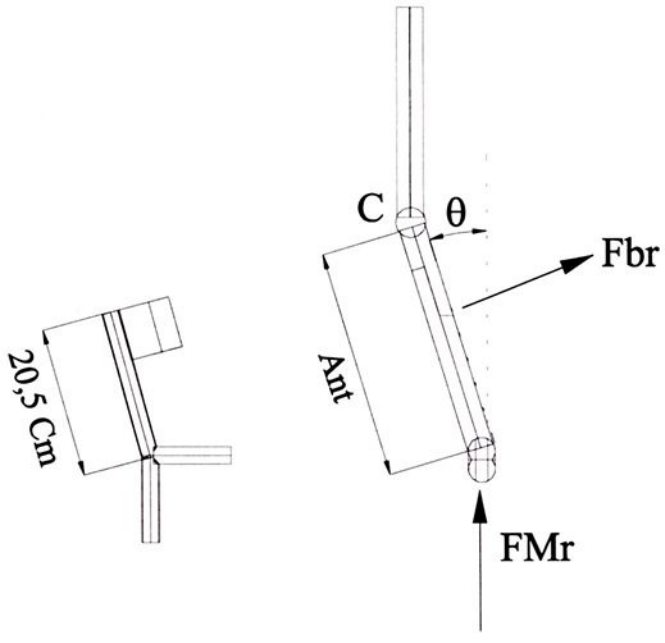


Figura 2.20 - Forças que agem no antebraço: plano zx.

Considerando agora o plano **yz** tem-se o diagrama de forças que agem na muleta e no antebraço conforme mostrado na Figura 2.21. O equacionamento para este plano é semelhante ao feito anteriormente, assim

$$FM2 = -\frac{N2 - \operatorname{sen}\alpha Fb2}{\cos\alpha} \tag{138}$$

e

$$Fb2 = \frac{tg\alpha N2 - FA2}{tg\alpha \operatorname{sen}\alpha + \cos\alpha} \ . \tag{139}$$

Os esforços no antebraço estão representados na Figura 2.22. Assim como anteriormente, as força no antebraço são

$$FMr2 = -\frac{N2 - \operatorname{sen}\alpha Fb2}{\cos\alpha} \tag{140}$$

e

$$Fbr2 = \frac{tg\alpha N2 - FA2}{tg\alpha \operatorname{sen}\alpha + \cos\alpha} \tag{141}$$

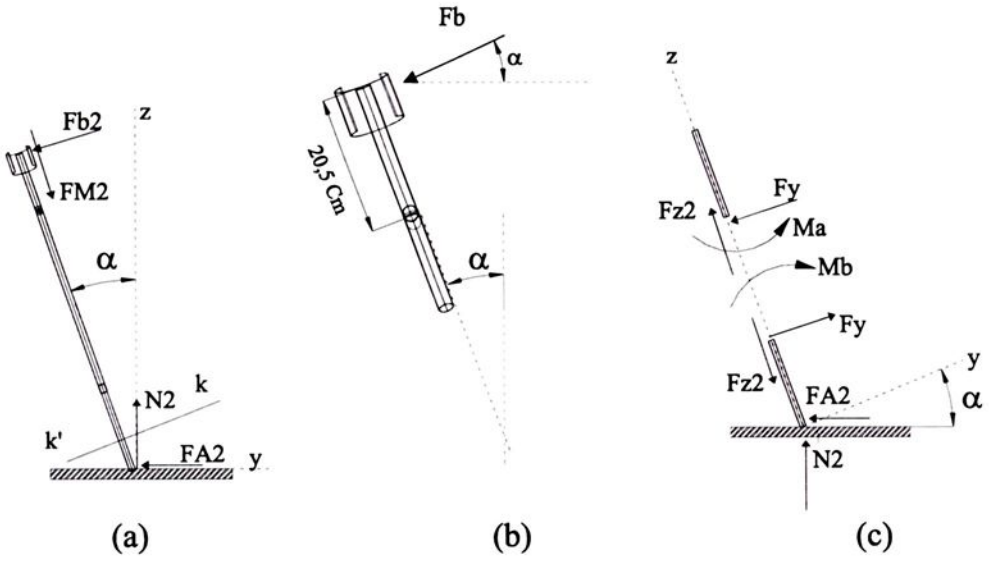


Figura 2.21 - Forças internas e externas que agem na muleta.

O somatório dos momentos em relação ao ponto **C2** é

$$M2_{\cot ovelo} = Fbr2(Ant - 0{,}205) \tag{142}$$

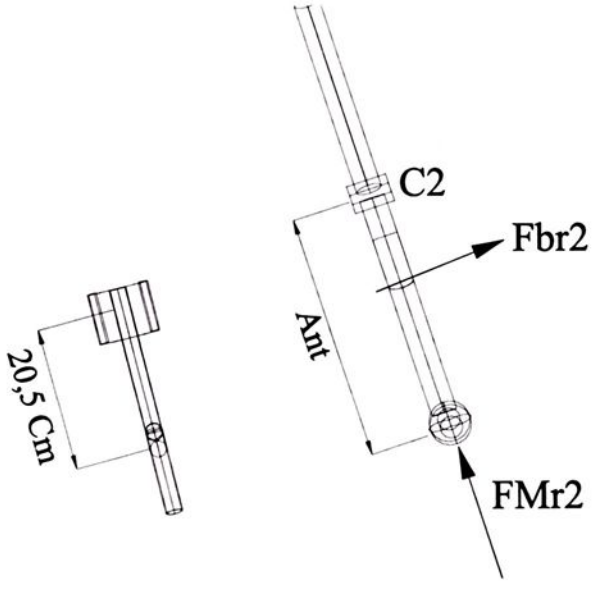


Figura 2.22 - Forças que agem no antebraço: plano zy.

Capítulo III

Materiais e Métodos

Neste capítulo são apresentados detalhes de projeto de transdutores confeccionados em duralumínio e aço, instrumentados com extensômetros metálicos com a finalidade de medir os esforços dos membros superiores e inferiores de pacientes paraplégicos. Foram implementados dois circuitos de condicionamento para extensômetros metálicos, sendo um deles para 3 transdutores e o outro para 14. Este último possui um filtro com capacitor chaveado. Na última parte do capítulo é descrito um sistema de aquisição de dados, com um programa desenvolvido em LabVIEW (National Instruments).

Um sistema[2] visando monitorar os esforços dos membros superiores e inferiores de pacientes paraplégicos foi implementado. O sistema é composto pelos seguintes componentes:

- Transdutores para monitorar os esforços dos membros superiores, inseridos em um par de muletas tipo canadense.
- Transdutores para monitorar os esforços dos membros inferiores, inseridos em um par de palmilhas.
- Circuito de condicionamento de sinais para os transdutores.

unesp

- Sistema de aquisição de dados.

A seguir será feito uma descrição de cada um dos componentes citados.

3.1- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Superiores

Para monitorar os esforços exercidos pelos membros superiores, duas muletas tipo canadense foram instrumentadas. Em cada uma das muletas foi inserido um transdutor confeccionado em duralumínio (2024-T353), instrumentado com extensômetros metálicos (Excel, modelo 060HB-350L). De cada uma das muletas foi removido um pedaço, de comprimento igual ao do transdutor, para que as dimensões das mesmas não fossem alteradas. Os dois transdutores são semelhantes, possuem um corpo mecânico conforme ilustrado na Figura 3.1. A Figura 3.2 mostra o modelo dos extensômetros usados e a localização dos mesmos na peça. Estes foram configurados em ponte completa de Wheatstone. O processo de colagem foi feito seguindo orientações de um dos fabricantes de extensômetros. A Figura 3.3 mostra o posicionamento do transdutor na muleta.

Figura 3.1 – Corpo mecânco dos transdutores inseridos na muleta.

[2] Todos os transdutores foram implementados no Laboratório de Sensores da FEIS - UNESP.

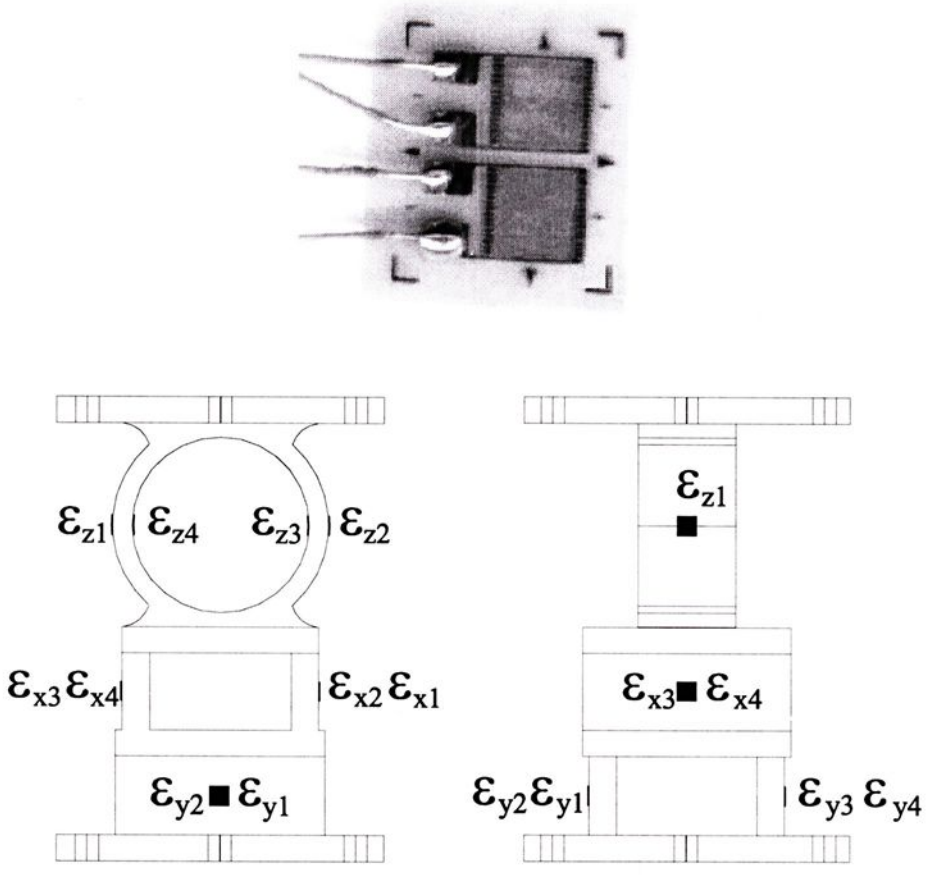


Figura 3.2 - Modelo dos extensômetros usados e a localização dos mesmos no corpo mecânico.

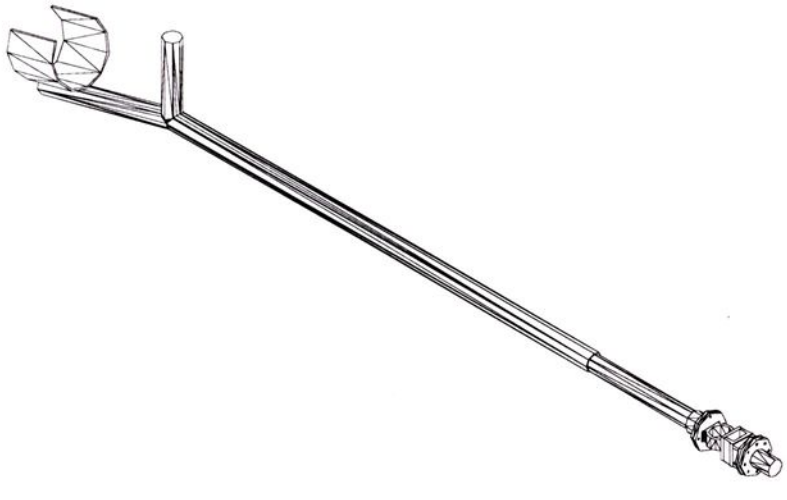


Figura 3.3 - Posicionamento do transdutor na muleta.

O transdutor foi dividido em três elementos, A, B e C, sendo cada um deles sensível a uma direção de força, nos eixos Z, X e Y, respectivamente. A Figura 3.4 mostra os elementos e a direção que cada um deles é sensível.

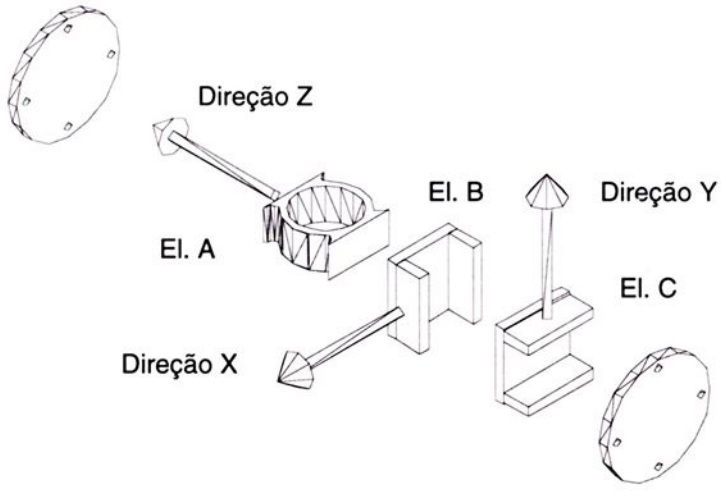


Figura 3.4 - Elementos e Direção dos Eixos.

O transdutor foi implementado para que cada elemento sofresse a mínima interferência possível das outras componentes de força. Cada um dos elementos suporta um esforço máximo de 500 N. Este limite de força abrange um número considerável de pacientes, uma vez que os resultados [8,26] mostram que cada muleta suporta 50% do peso do paciente.

A forma em anel do elemento A aumenta a sensibilidade na direção Z e é menos sensível a forças horizontais [10]. A Figura 3.5 mostra as dimensões do elemento A.

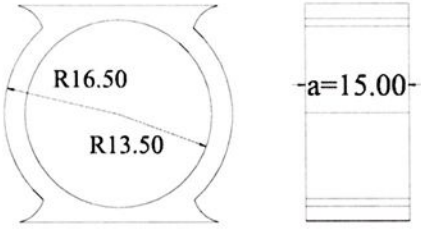


Figura 3.5 - Dimensões em mm do elemento A.

As dimensões do elemento A, podem ser obtidas pelas equações (56), (57), (58), (59) e (60), demonstradas no capítulo anterior, e considerando os dados do metal que são:

$$E = 73022{,}22\, N/mm^2 \tag{143}$$

$$\sigma_{adm} = 310\, N/mm^2 \tag{144}$$

$$\tau_{adm} = 282{,}44\, N/mm^2 \tag{145}$$

Considerando a equação (60) e F_3=500 N obtém-se a tensão normal máxima, que é

$$\sigma_{\max} = 66{,}12\, N/mm^2 .$$

Calculado σ_{max} pode-se agora calcular o fator de segurança,

$$Fs = \frac{\sigma_{adm}}{\sigma_{\max}},$$

que foi de 4,69.

As dimensões do elemento B estão apresentadas na Figura 3.6 (a), e podem ser calculadas pelas equações (41), (42), (45), (46), (47) e (48). A parte (b) da mesma figura apresenta a variável b, que é o braço de alavanca.

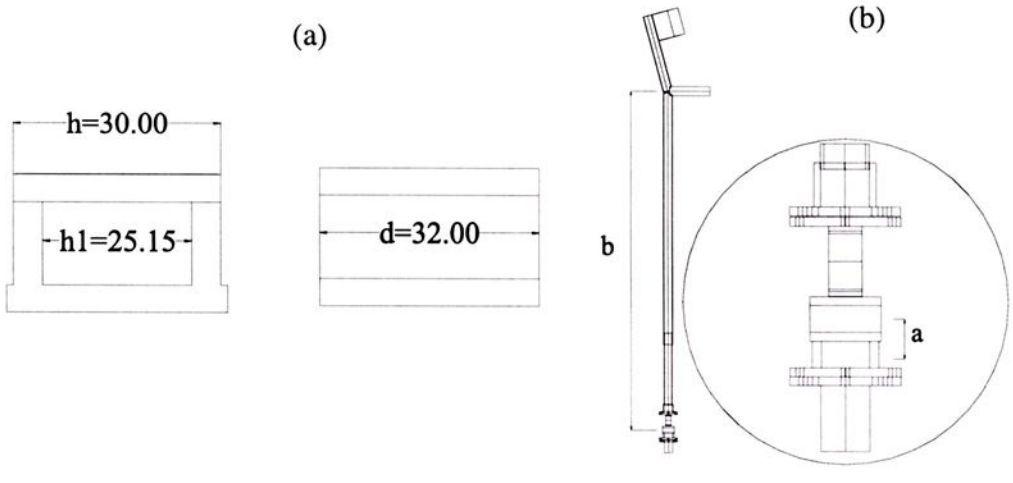


Figura 3.6 - Dimensões em mm do elemento B e representação do braço de alavanca.

Considerando as dimensões apresentadas na Figura 3.6 (a), e F1=F2=500 N b = 960 mm, de (47), pode-se obter a tensão normal máxima, que é

$$\sigma_{max} = 162{,}53\, N/mm^2$$

De (48) obtém-se a tensão de cisalhamento máxima admissível que é

$$\tau_{max} = 2{,}82\, N/mm^2 .$$

Os fatores de segurança para o elemento B são 1,91 para σ_{max} e 100,23 para τ_{max}.

As dimensões do elemento C podem ser calculadas de forma semelhante às do elemento B, diferenciando apenas que, o braço de alavanca, aumenta de a=16 mm, como mostra a Figura 3.6 (b). Como houve pouca diferença entre as dimensões do elemento C e B, foi considerado que as dimensões C são iguais as do elemento B. Desta forma todos os resultados obtidos para o elemento B valem para o C.

A Figura 3.7 mostra todas as dimensões do transdutor. Com estas dimensões fica assegurado que cada elemento deformará dentro do limite de elasticidade do metal, fazendo com que cada um responda linearmente na faixa de 0 a 500 N, uma vez que os extensômetros também apresentam resposta linear.

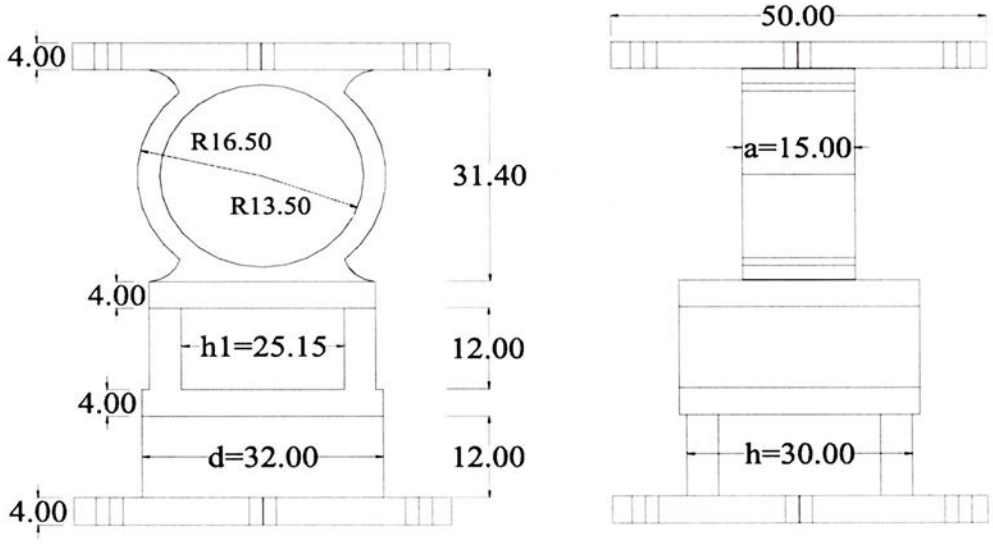
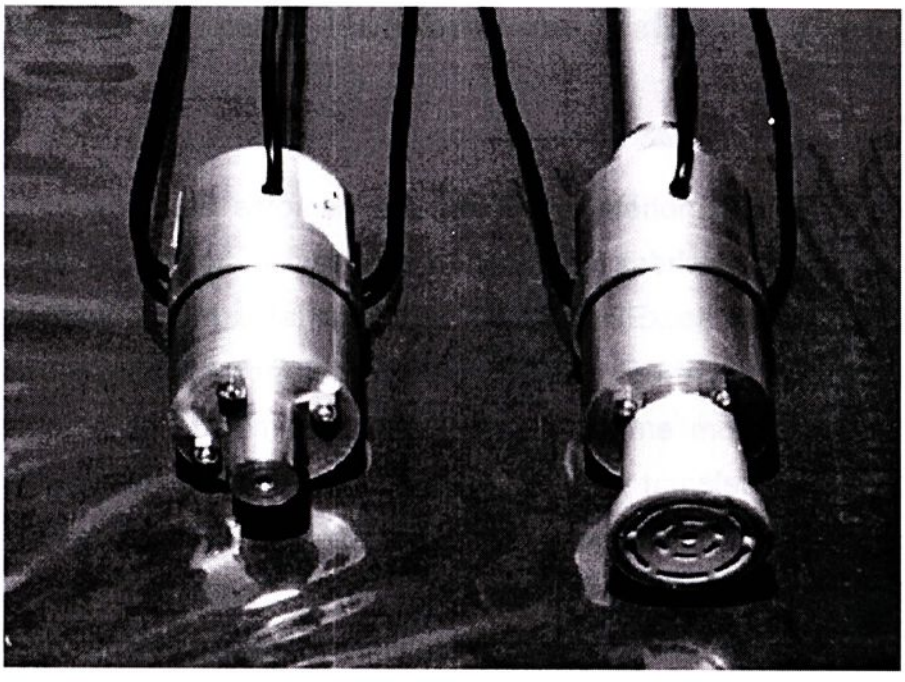
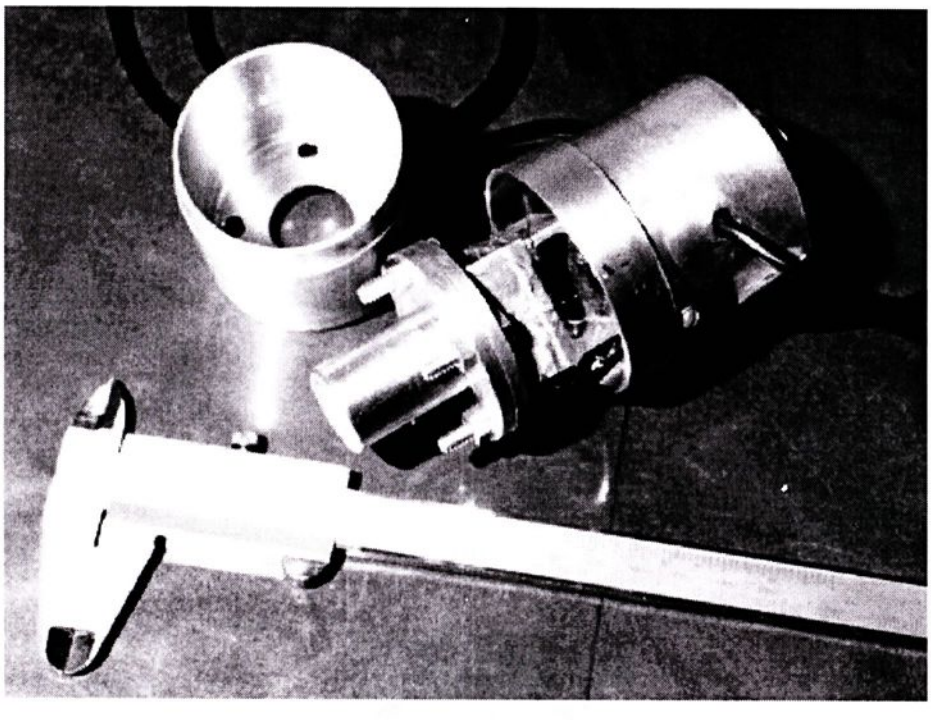


Figura 3.7 - Dimensões do transdutor.

A Figura 3.8 (a) mostra uma foto dos transdutores. A parte (b) da mesma figura mostra um transdutor semi-aberto.



(a)

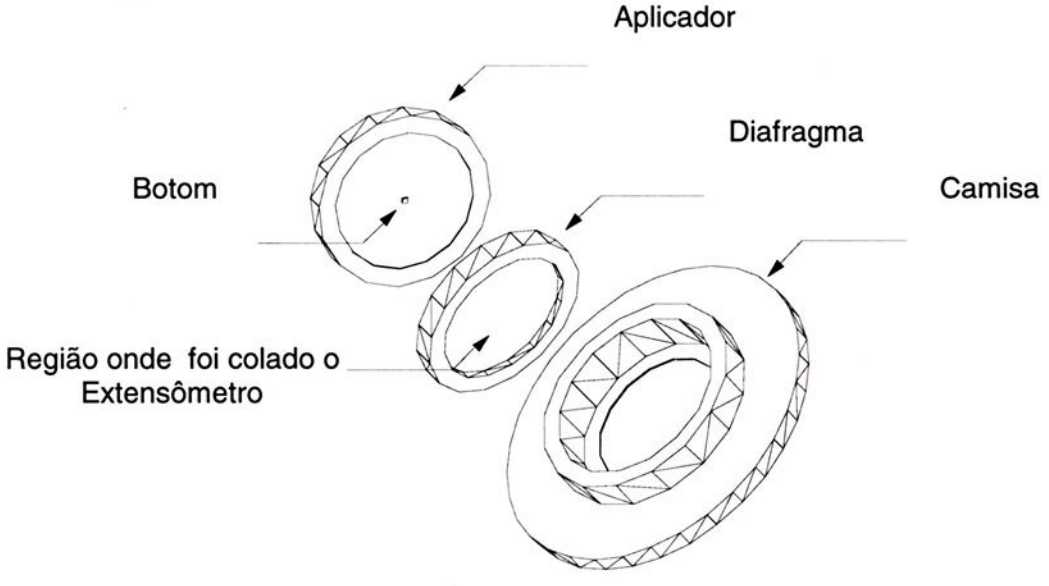


(b)

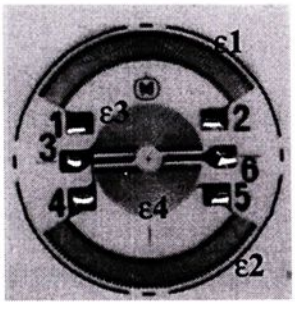
Figura 3.8 - Fotos dos transdutores.

3.2- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Inferiores

Para monitorar os esforços dos membros inferiores duas palmilhas foram instrumentadas. Nelas foram inseridos transdutores fabricados em aço inox (15-5 PH) instrumentados com extensômetros metálicos (Excel, modelo TA-06-228CA-350-S). Os transdutores foram implementados para não trazer incômodo durante a marcha. Foram divididos em três elementos, conforme mostra a Figura 3.9 (a). Quando aplicada uma força no aplicador, este a transfere para o diafragma pontualmente, através do botom. Com este procedimento de construção, fica assegurado uma maior repetibilidade das respostas dos transdutores. Na Figura 3.9 (b) é mostrado o modelo do extensômetro colado na região, indicada na parte (a), da mesma figura.



(a)



(b)

Figura 3.9 - Elementos do transdutor e modelo de extensômetro utilizado.

BCpIS - FEIS - UNESP

A escolha deste modelo minimiza os erros de posicionamento na peça, uma vez que ele já apresenta 4 extensômetros em uma mesma base. Os extensômetros ε1 e ε2 são sensíveis às deformações radiais e ε3 e ε4 sensíveis às deformações circunferênciais . Os extensômetros foram configurados em ponte completa.

O modelo da palmilha e o posicionamento dos transdutores foram escolhidos seguindo orientações de médicos ortopedistas. Na grande maioria dos trabalhos [2, 4, 11 e 12] as regiões do calcanhar, metatarso 1, metatarso 5 e hálux foram escolhidas para a localização de transdutores. Haris et al. [12] verificou que nestas regiões há uma maior concentração de esforços, na proporção, respectivamente de 30%, 11% , 14% e 12% do peso do corpo.

Considerando uma pessoa de 1000 N, a força máxima a ser exercida na região do calcanhar será de 300 N, na região do metatarso 1, de 110 N, no metatarso 5, de 140 N e na região do hálux de 120 N.

A Figura 3.10 mostra as dimensões dos transdutores, localizados na região do calcanhar, que podem ser obtidas pelas equações (116), (117), (118), (125) e (126).

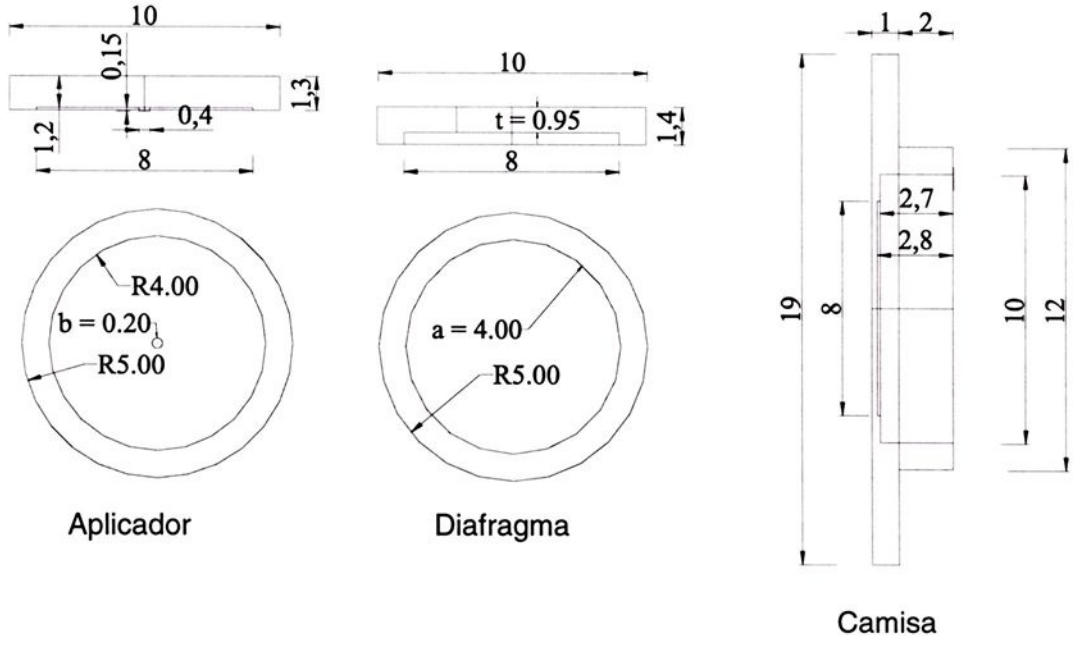


Figura 3.10 - Dimensões em milímetros e variáveis de cálculo do transdutor localizado na região do calcanhar.

A tensão normal máxima admissível pode ser calculada tanto pela equação (116) como pela (117). Assim considerando x=b=0,2 mm (neste ponto a tensão é máxima, ver Figura 2.17), P=300 N e os dados do metal que são

$$E = 196500{,}38\, N/mm^2 \tag{146}$$

$$\sigma_{adm} = 1068{,}69\, N/mm^2 \tag{147}$$

$$\tau_{adm} = 668{,}79\, N/mm^2 \tag{148}$$

tem-se

$$\sigma_{\max} = 503{,}31 N/mm^2 .$$

Logo, o fator de segurança será de 2,12. A tensão máxima admissível de cisalhamento, pode ser calculada pela equação (118), que neste caso é

$$\tau_{\max} = 251{,}297 N/mm^2 .$$

O fator de segurança para esta tensão é 2,67. O deslocamento vertical no centro pode ser calculado por (122) e neste caso é

$$\delta = 0{,}0062 mm .$$

Para as outras regiões dos pés foi adotado uma força máxima de 150 N. A Figura 3.11 mostra as dimensões dos transdutores destes pontos. Estas dimensões podem ser obtidas de forma semelhante as obtidas anteriormente para os transdutores da região do calcanhar.

A tensão normal máxima e o fator de segurança são respectivamente

$$\sigma_{\max} = 403{,}77\, N/mm^2$$

e 2,65. A tensão máxima de cisalhamento é

$$\tau_{max} = 159{,}16\, N/mm^2$$

e o fator de segurança para esta tensão é de 4,20.

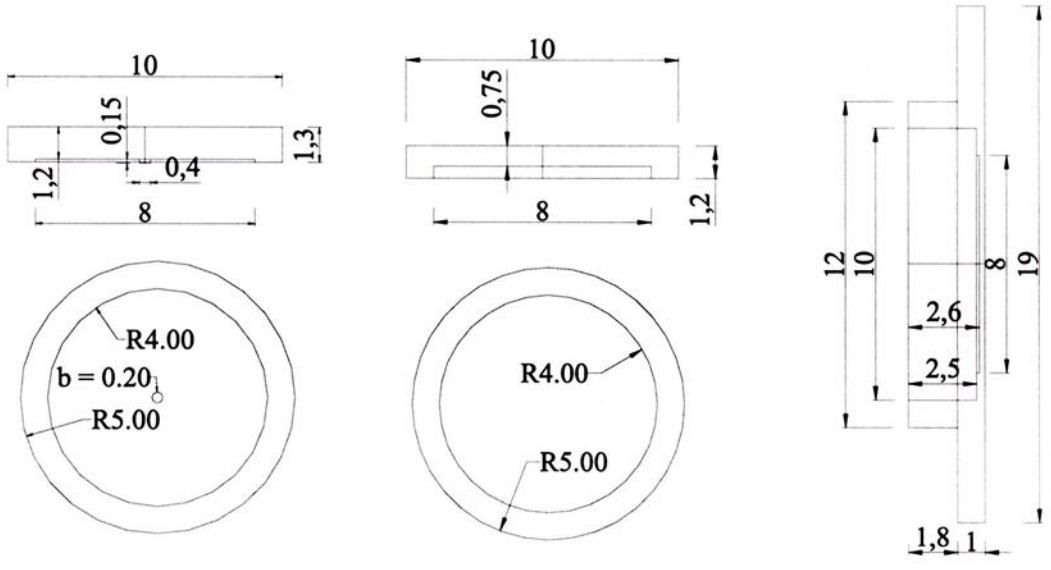
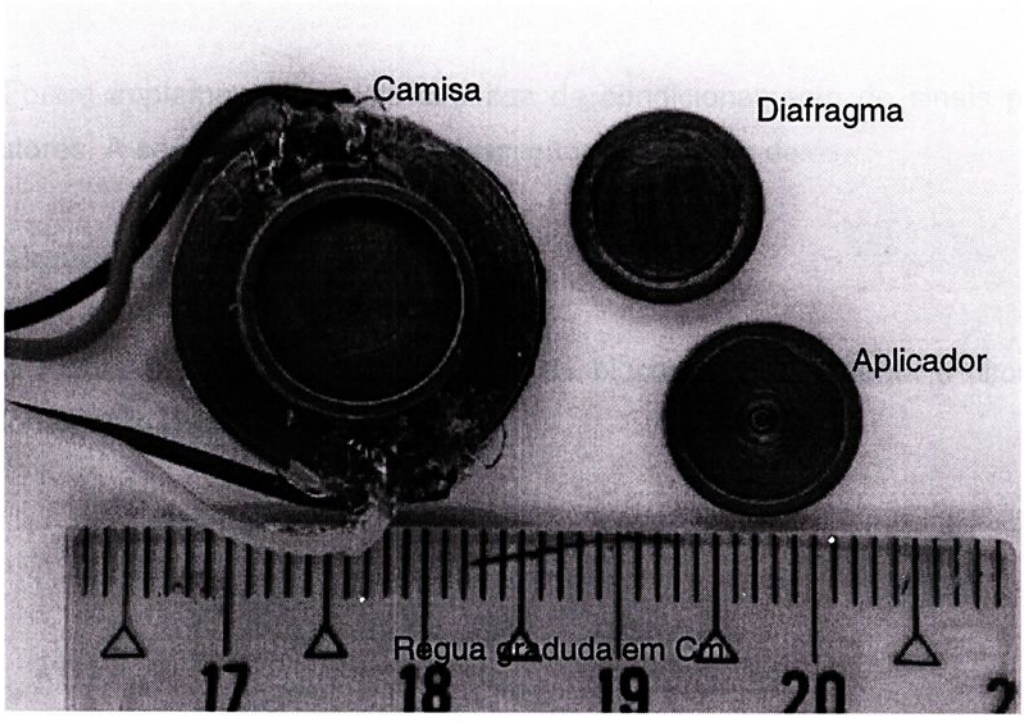


Figura 3.11 - Dimensões em milímetros e variáveis de cálculo do transdutor localizado na região do metatarso 1, metatarso 5 e hálux.

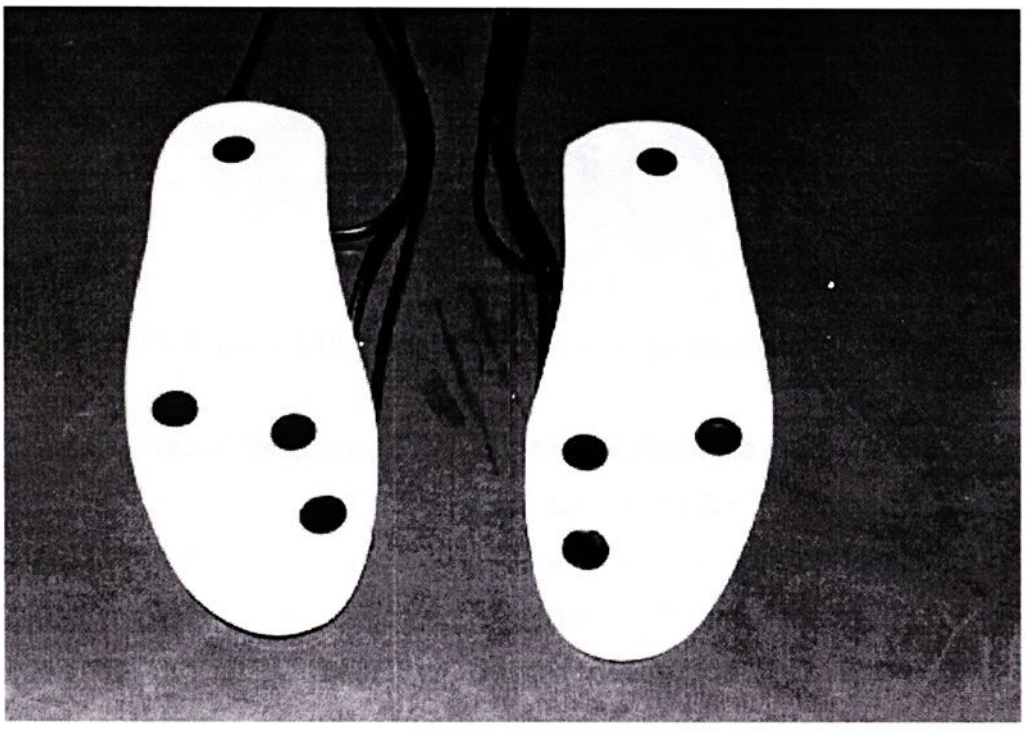
O motivo dos fatores de segurança serem elevados deve-se ao fato do modelo de extensômetro usado apresentar resposta não linear para grandes deformações. O extensômetro só apresenta resposta linear para pequeníssimas deformações [27].

Com as dimensões apresentadas nas Figuras 3.10 e 3.11 e com o cuidado de adotar fatores de segurança elevados, todos os transdutores indicarão respostas lineares.

A Figura 3.12 (a) mostra uma foto dos três elementos de um transdutor. A parte (b) da mesma figura mostra as palmilhas instrumentadas.



(a)



(b)

Figura 3.12 - Fotos dos três elementos do transdutor e da palmilha instrumentada.

3.3- Circuito de Condicionamento de Sinais para Transdutores

Foram implementados dois circuitos de condicionamento de sinais para os transdutores. A seguir será feito uma descrição de cada um deles.

3.3.1- Circuito Alfa

A Figura 3.13 mostra um diagrama de blocos que representa o circuito de condicionamento implementado.

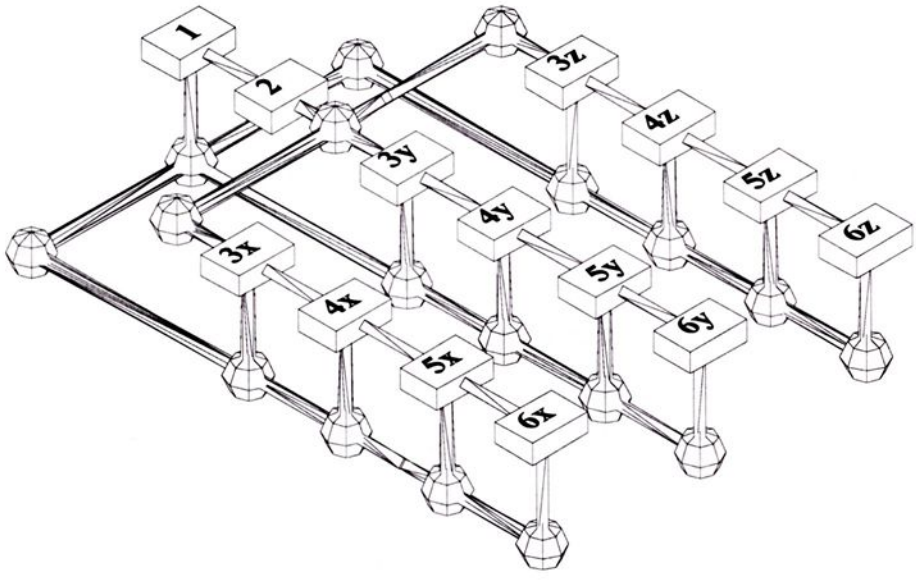


Figura 3.13 - Diagrama de blocos do circuito alfa.

O bloco 1 representa uma fonte de tensão simétrica de 9 V, que alimenta os blocos 2, 3, 4, 5 e 6. O bloco 2 é um regulador de tensão de 5V que alimenta todas as pontes de Wheatstone. O bloco 3 representa um seguidor de tensão, que isola o bloco 2 das pontes. As alimentações das pontes foram dimensionadas seguindo orientações de um dos fabricantes de extensômetros [24]. Na Figura 3.14 é apresentado o desenho esquemático dos blocos 1, 2 e 3.

Para melhor regulação de tensão, o regulador deve ter uma corrente de saída entre 5 mA e 1 A. A função de R1 é fazer com que o regulador opere neste intervalo de corrente. Os capacitores C1 e C2 são filtros. Para não causar instabilidade o valor de C2 deve ser maior que 0,1 µF. Através de R2 pode-se ajustar o nível de

tensão de alimentação da ponte. Para isolar o estágio do regulador das pontes de Wheatstone foi usado o seguidor de tensão, conforme mostrado na figura.

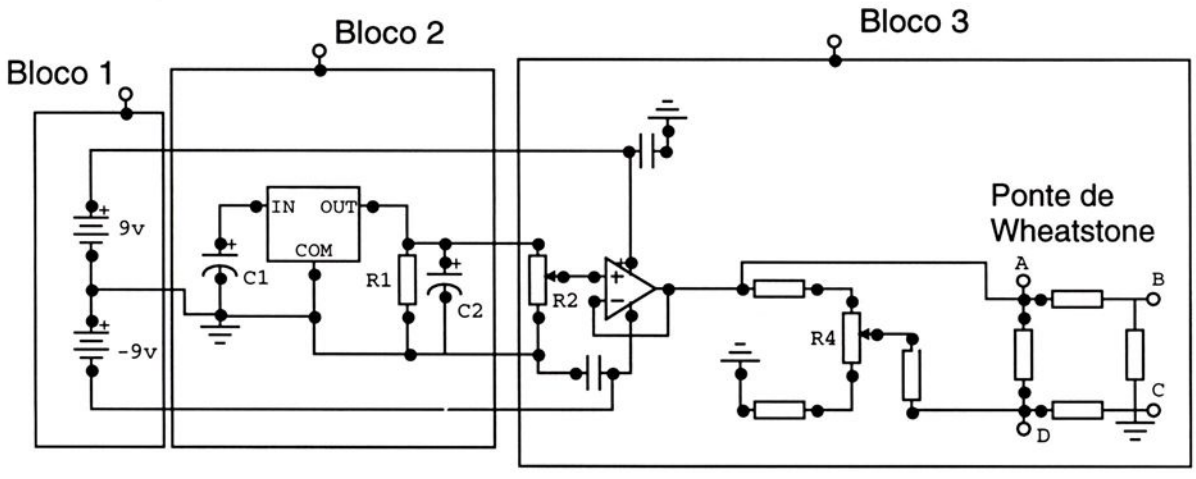
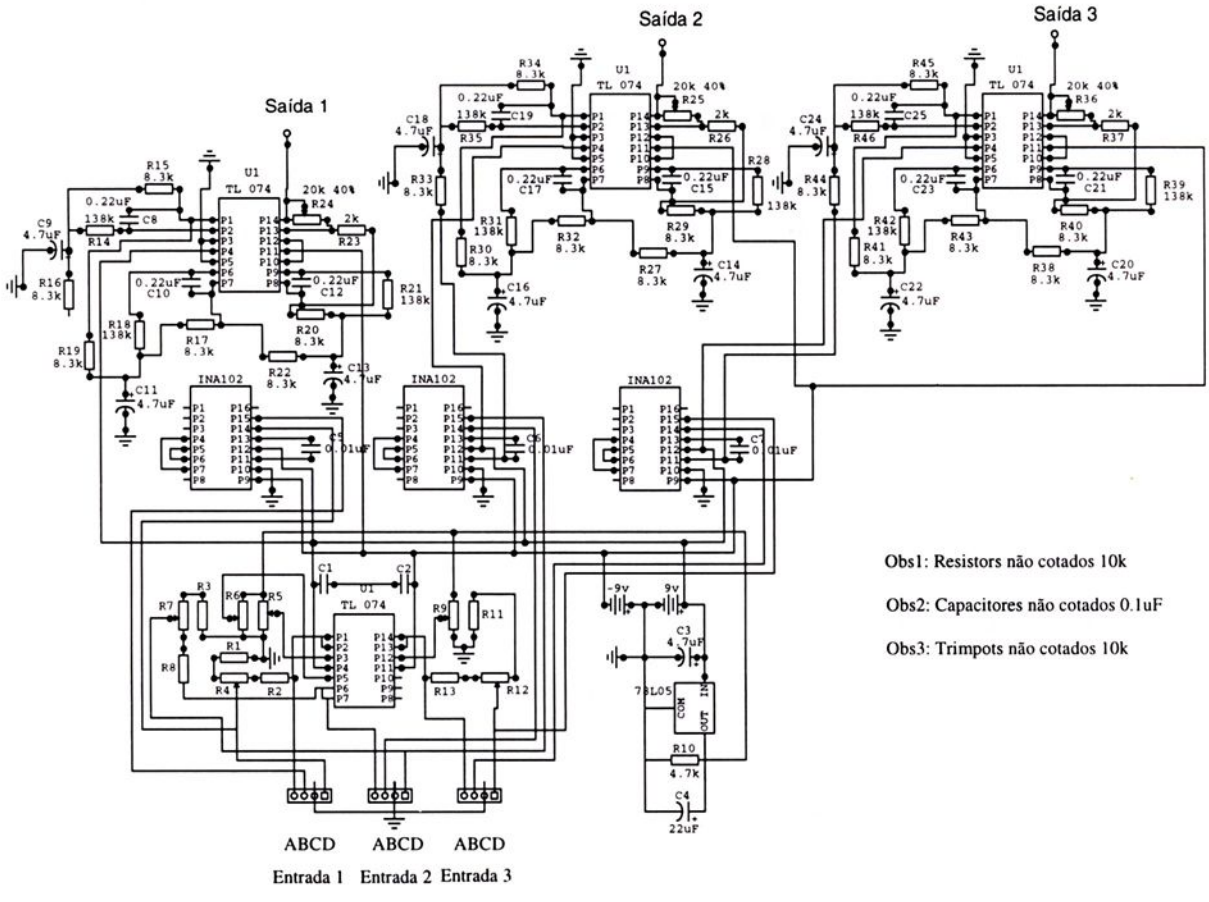


Figura 3.14 - Desenho esquemático dos blocos 1, 2 e 3.

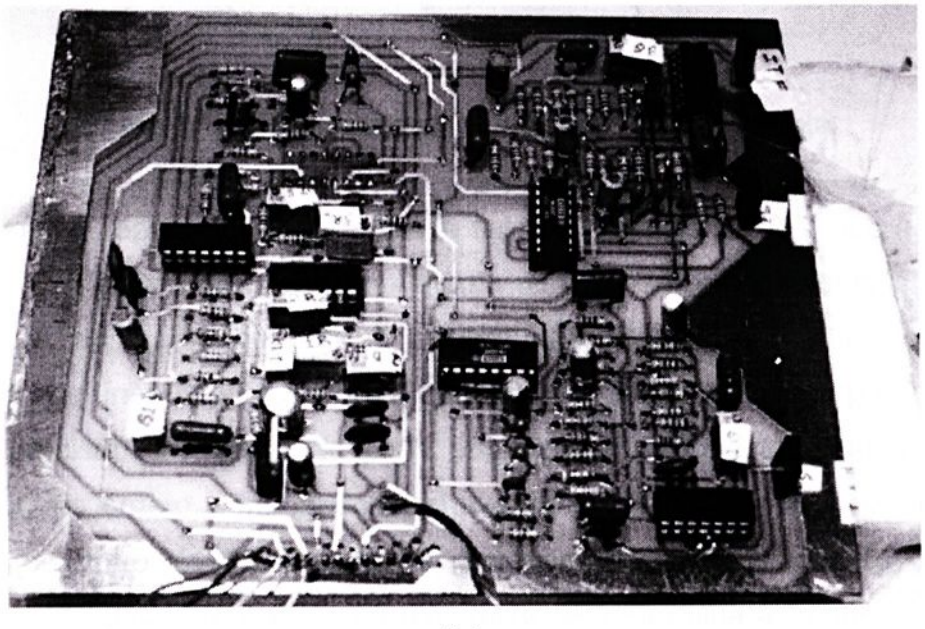
Os blocos 4x, 4y e 4z representam cada um deles um amplificador de instrumentação INA 102 (Burr-Brown) de baixa potência, alta precisão e ganho 1000. Os blocos 5x, 5y e 5z representam um filtro passa baixa de 6ª ordem com freqüência de corte em 30 Hz, na saída de cada amplificador de instrumentação. Os três últimos blocos são reforçadores de ganho de cada uma das pontes.

A Figura 3.15 (a) mostra o desenho esquemático do circuito implementado. A parte (b) da mesma figura mostra uma foto do circuito.

Devido ao alto custo dos amplificadores de instrumentação, e devido ao fato dele ter outros equivalentes de custo mais baixo, e ser recomendável um circuito mais compacto, este não foi utilizado na etapa final do trabalho. Só foi empregado na caracterização dos transdutores.



(a)



(b)

Figura 3.15 - Desenho esquemático e foto do circuito de condicionamento.

3.3.2- Circuito Beta

O diagrama de blocos de 50% do circuito beta está representado na Figura 3.16. O diagrama possui 7 ramificações (a, b, c, d, e, f e g), e cada uma possui 3 blocos (3, 4 e 5). Os blocos 1, 2 e 6 são comuns para todas ramificações.

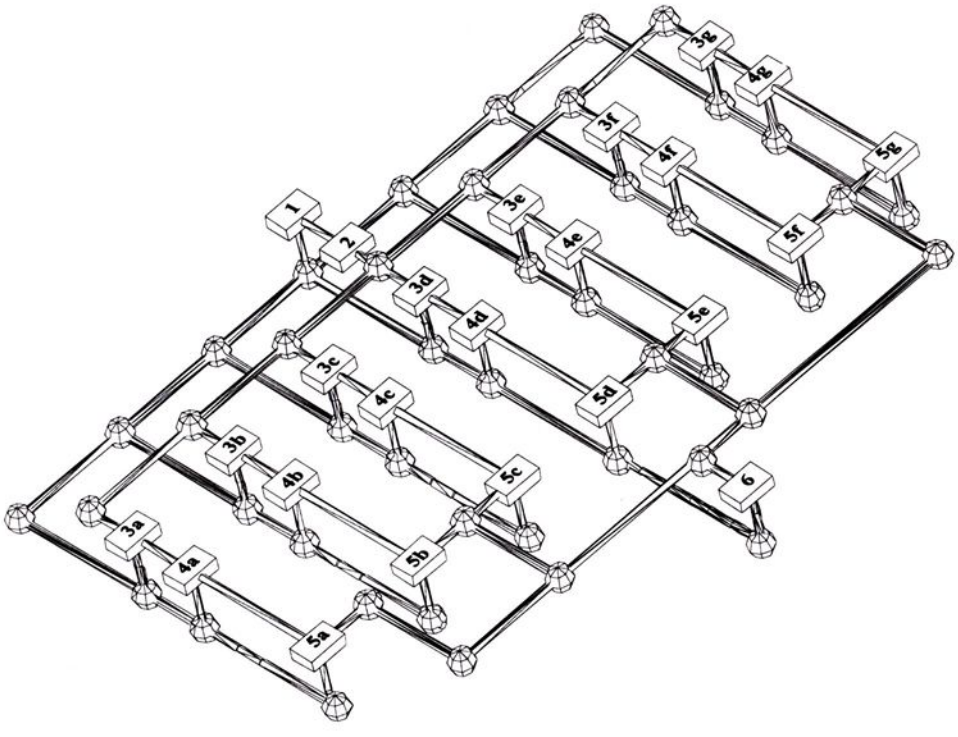


Figura 3.16 - Diagrama de blocos de 50% do circuito beta.

O bloco 1 representa uma fonte de tensão simétrica de 9 V que alimenta os blocos 2, 3 e 4, e uma de 6 V, que alimenta os blocos 5 e 6. Os blocos 2 e 3 são idênticos aos apresentados para o circuito alfa. Cada bloco 4 representa um amplificador de instrumentação INA 129 (Burr-Brown) de baixa potência e de excelente precisão. Na saída de cada amplificador é conectado um filtro passa baixa, de quarta ordem, com capacitor chaveado (MF4 - National Semiconductor) e freqüência de corte de 25 Hz, que é representado pelos blocos 5. Cada filtro necessita de um sinal de clock ,e através deste se determina a freqüência de corte do filtro. O gerador de clock é representado pelo bloco 6.

A operação do filtro a capacitor chaveado é baseado na simulação de resistores através de capacitores e chaves MOS. Estes capacitores ("resistores") são

conectados a outros capacitores, resultando assim em um filtro integrado que possui a freqüência de corte determinada por uma freqüência de clock externo.

A Figura 3.17 mostra o esquema de um circuito de condicionamento para apenas uma ponte de extensômetros. Nesta figura também estão representados todos os blocos 1, 2, 3, 4, 5 e 6 mencionados anteriormente.

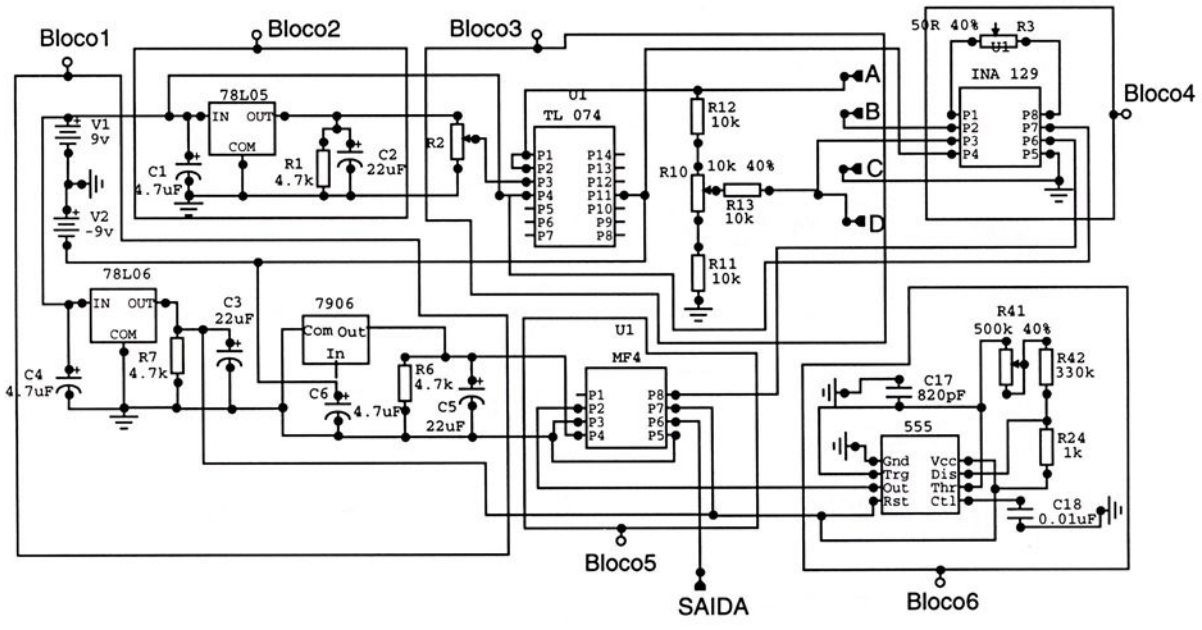


Figura 3.17 - Esquema de um circuito de condicionamento para uma ponte.

O circuito completo é constituído de 14 ramificações. O circuito de alimentação é único para todas e para cada 7 há um gerador de clock. No circuito foram inseridos 4 multiplexadores para permitir a verificação das conexões dos cabos, a tensão das baterias e a conexão dos transdutores, através de um microcomputador. No bloco de alimentação foi inserido um relé para que fosse possível ligar e desligar o circuito pelo microcomputador. Mais adiante neste capítulo, será explicado como é feito a checagem das conexões dos cabos, as tensões das baterias e as conexões dos transdutores.

Na Figura 3.18 é mostrado o esquema do circuito completo. As partes (a), (b) e (c) da figura mostram, respectivamente, cada uma delas, as 7 primeiras ramificações, as 7 últimas e o bloco de alimentação. Neste último bloco foi inserido um driver para se produzir uma corrente adequada na bobina do relé durante a operação.

O circuito permite monitorar os esforços em 14 pontos diferentes sendo que em cada um deles há um transdutor. Por isso as ramificações possuem ganhos diferentes. A Tabela 3.1 mostra os ganhos de cada ramificação e qual força esta permite monitorar. Na Figura 3.19 é mostrado uma foto de 50% do circuito implementado.

Tabela 3.1

Representação dos ganhos de cada ramificação e as respectivas forças que cada uma permite monitorar.

Ramificações	Ganho	Força
Ramificação 01	9321	Fx esquerda
Ramificação 02	20584	Fy esquerda
Ramificação 03	1746	Fz esquerda
Ramificação 04	7160	Fx direita
Ramificação 05	49401	Fy direita
Ramificação 06	2246	Fz direita
Ramificação 07	1052	Calcanhar esquerdo
Ramificação 08	1063	Metatarso 1 esquerdo
Ramificação 09	1089	Metatarso 5 esquerdo
Ramificação 10	1065	Hálux esquerdo
Ramificação 11	1065	Calcanhar direito
Ramificação 12	1063	Metatarso1 direito
Ramificação 13	1103	Metatarso 5 direito
Ramificação 14	1277	Hálux direito

unesp

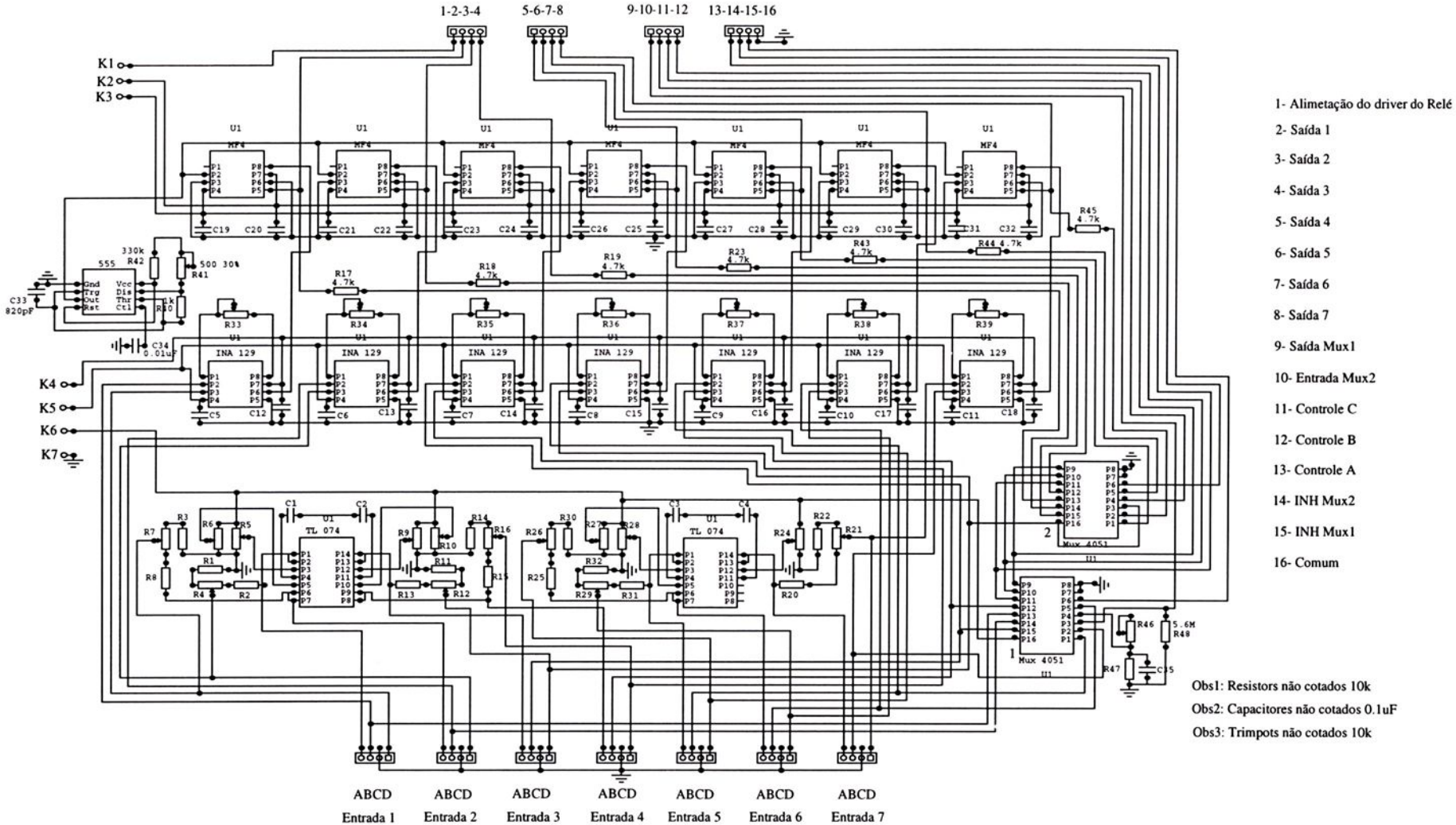


Figura3.18(a) - Esquema do circuito de condicionamento implementado.

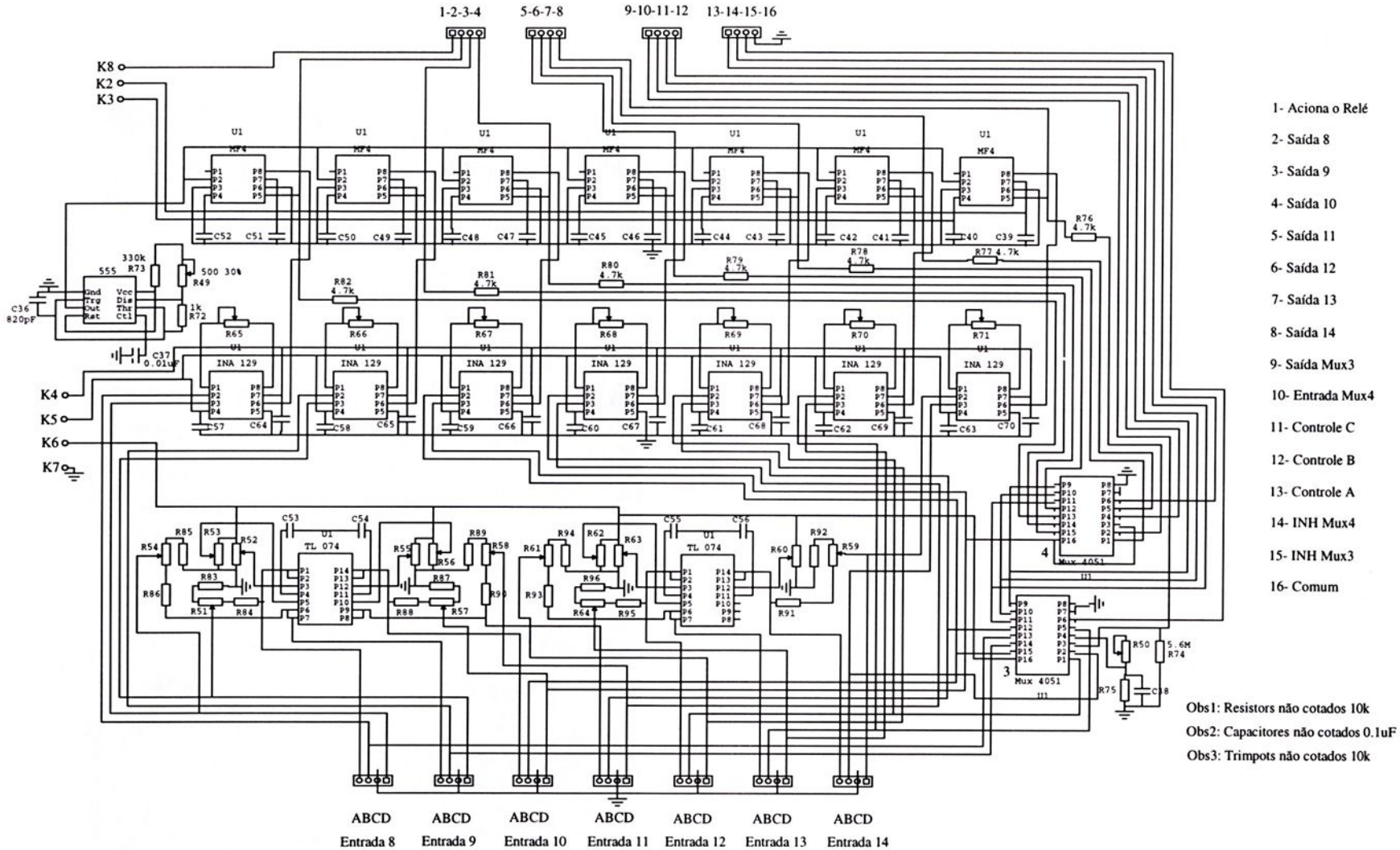


Figura3.18 (b) - Esquema do circuito de condicionamento implementado.

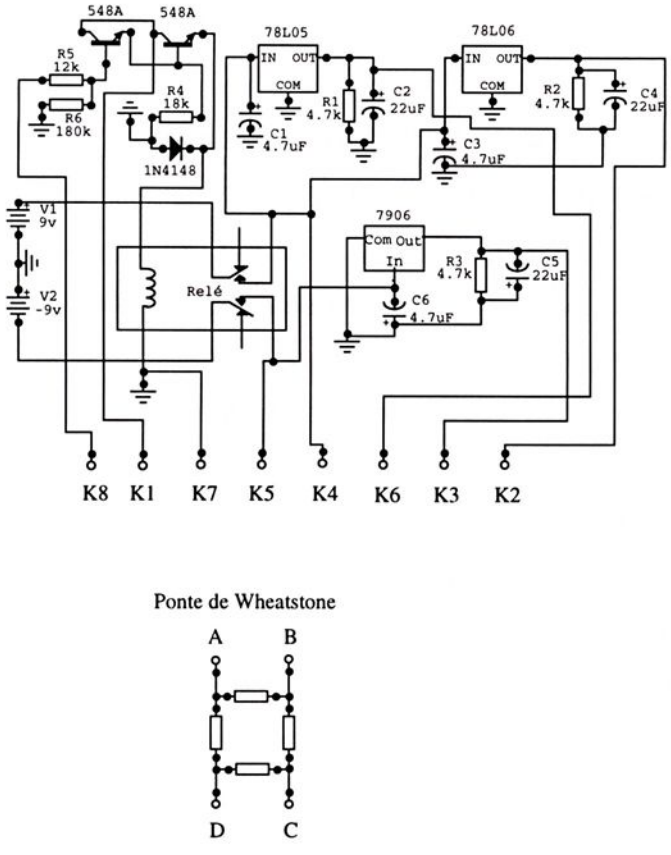


Figura3.18 (c) Esquema do circuito de condicionamento implementado.

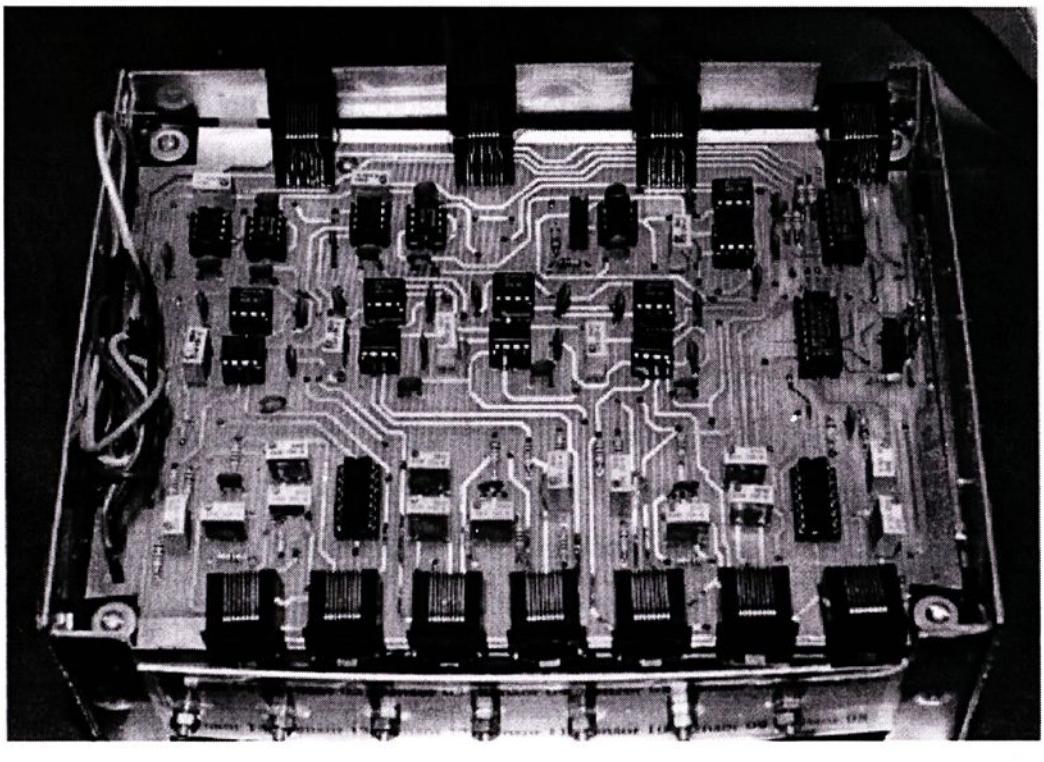


Figura 3.19 - Foto de 50% do circuito implementado.

3.4- Sistema de Aquisição de Dados

O sistema de aquisição de dados implementado é constituído por uma placa modelo AT-MIO-16E-10 (com conversor A/D de 12 Bits e taxa de amostragem de 100 kS/s) da National Instruments, por um programa e por um microcomputador Pentium 266 MHz. O programa foi desenvolvido em LabVIEW 4.1, devido as facilidades que este ambiente oferece, possuindo várias rotinas prontas, o que facilita a programação e possibilita criar programas de uso extremamente fácil para o usuário.

O programa desenvolvido é composto de vários sub-programas. Este procedimento é para evitar que sub-programas desnecessários em uma determinada tarefa ocupem espaço na memória, ficando assim assegurada uma execução mais rápida da tarefa solicitada. Cada sub-programa executa uma tarefa específica. Após o término da mesma, o sub-programa chama um segundo que, durante a abertura, fecha aquele que o chamou. A Figura 3.20 mostra o diagrama de blocos do programa.

Na execução do programa, após a apresentação, surge uma tela com 4 opções de tarefas a serem executadas.

A primeira opção (Aquisição) possibilita realizar-se a aquisição dos sinais produzidos pelos esforços exercidos sobre os 14 transdutores. Durante esta operação é possível o usuário ajustar as saídas de cada uma das pontes, através do programa ou atuando manualmente no circuito. Através do programa pode-se fazer um pequeno ajuste até de 0,07 V. Nesta operação, o programa não atua no circuito, mas simplesmente ajusta o zero dos indicadores. Após a realização dos ajustes o usuário pode escolher se a aquisição será automática (o início e o término da aquisição são estabelecidos pelo programa) ou manual (o próprio usuário inicia e interrompe a aquisição). Encerrada a aquisição, pode-se analisar os resultados através de gráficos com todos os esforços plotados. Em seguida são calculada a força máxima e o momento máximo exercidos no antebraço.

A opção do Banco de Dados, possibilita acesso a um sistema de banco de dados. Neste sistema, pode-se cadastrar pacientes, alterar dados, obter informações de pacientes já cadastrados, visualizar dados já armazenados em forma de gráficos. Fica muito simples acompanhar evolução das condições físicas

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

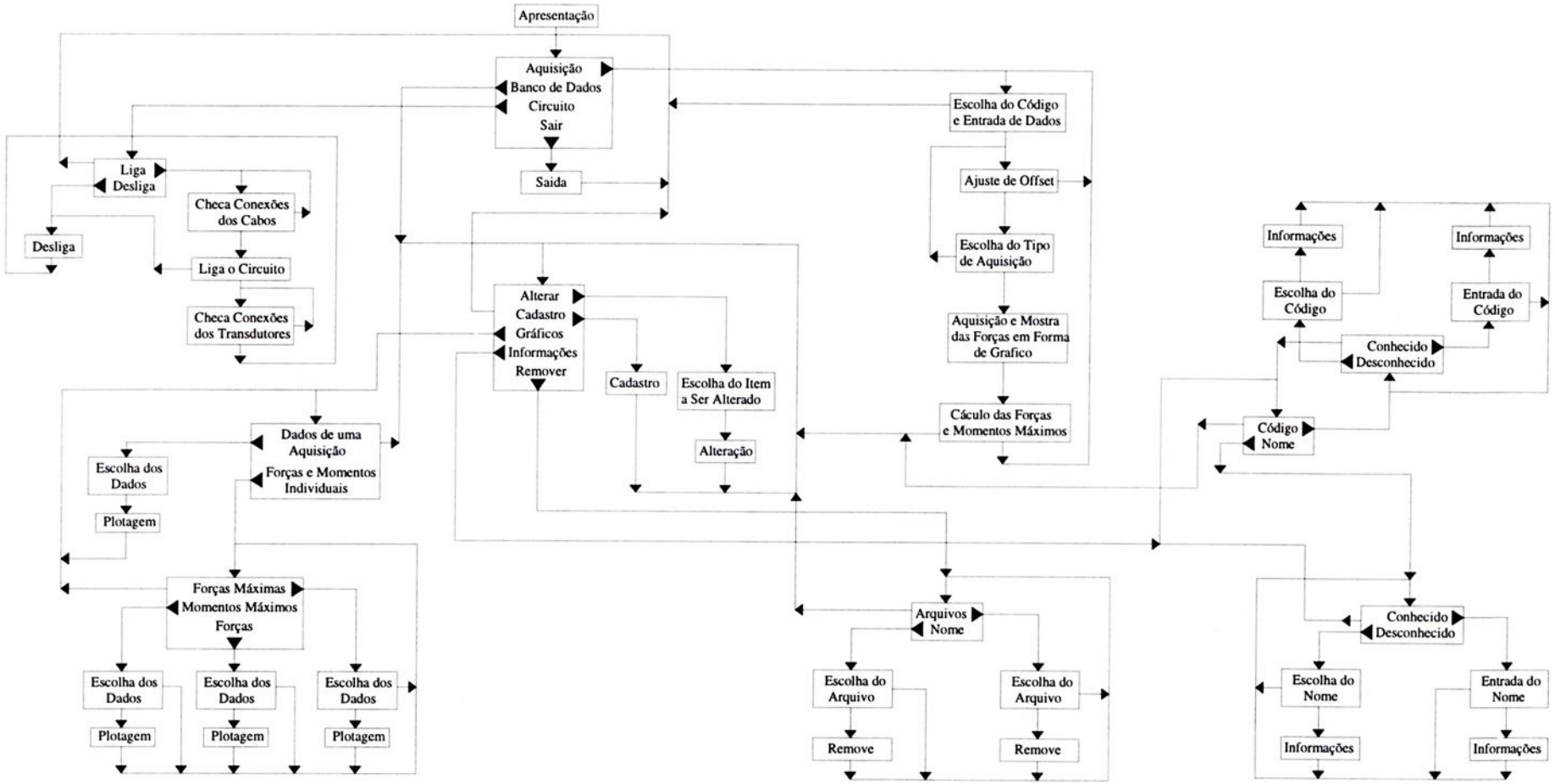


Figura 3.20 - Diagrama de blocos do programa.

de um paciente que está sendo submetido a um determinado tratamento ou mesmo comparar os resultados de diferentes pacientes.

Através da terceira opção (Circuito) pode-se ligar e desligar o circuito pelo microcomputador. É nesta opção que é feita a checagem das conexões dos cabos que ligam a placa ao circuito, dos transdutores e a tensão das baterias.

Pela quarta opção (Sair) o usuário pode encerrar a execução do programa.

A Figura 3.21 mostra algumas telas do programa. Algumas telas, como a apresentada na parte (a) da figura, dão opções para o usuário escolher qual tarefa será executada. Outras não apresentam esta particularidade, sendo programadas para executar as tarefas automaticamente, a Figura 3.21 (b) mostra um destas telas.

Há um menu de ajuda para facilitar o trabalho do usuário na eventualidade do surgimento de dúvida na execução do programa. A Figura 3.21 (h) mostra uma das telas de auxílio ao usuário.

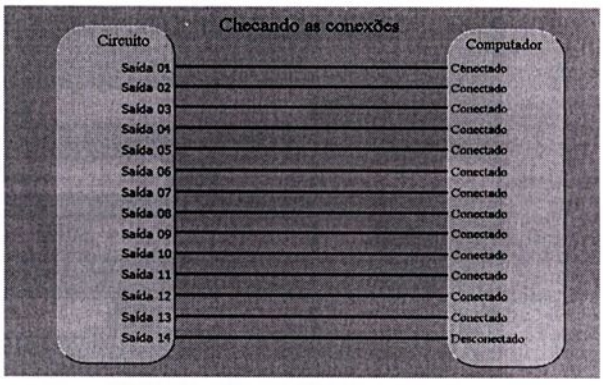
Como dito anteriormente, após a aquisição dos sinais correspondentes aos esforços exercidos sobre os 14 transdutores, são calculados a força e o momento máximo exercidos em cada antebraço do paciente. Estes cálculos não podem ser considerados como exatos uma vez que, somente com estes transdutores, não é possível determinar a posição da muleta (determinar o angulo θ). Nestes cálculos, as equações (133), (134), (139) e (140) foram simplificadas, considerando $\theta=0$. Esta consideração foi feita baseada nas simulações das forças exercidas na muleta baseando-se nos resultados obtidos por Opila et al. [15] e Crosbie e Nicol [8]. Pelas simulações, encontrou-se que a maior força exercida no antebraço ocorria quando $\theta=0$.

A Figura 3.22 mostra o ciclo de marcha adotado. Com este ciclo de marcha Crosbie e Nicol [8] verificaram que as maiores forças exercidas nos membros superiores ocorrem quando qualquer um dos pés não estão em contato com o solo.

As forças e os momentos máximos são calculados em cada ciclo de marcha considerando os pontos máximos de força exercido sobre as muletas, que ocorrem durante o tempo em que um dos pés não está em contato com o solo, e considerando $\theta=0$.

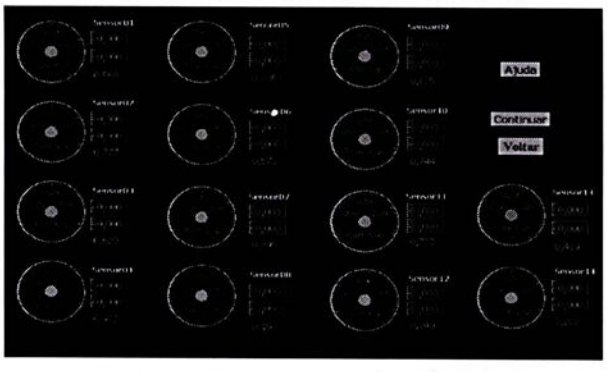
cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 11 12 13 14 15 16 17 18

(a)- Alteração e pesquisa no banco de dados.

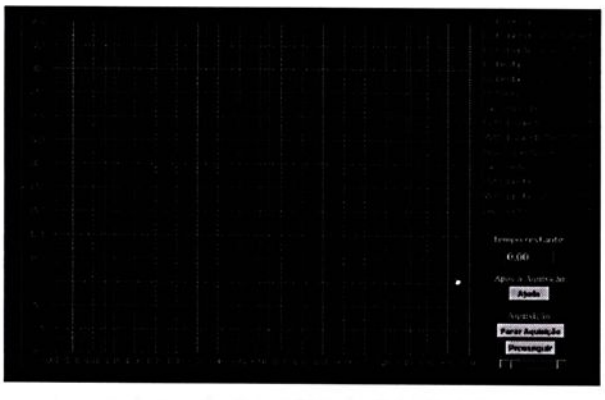


(b)- Checagem das conexões.

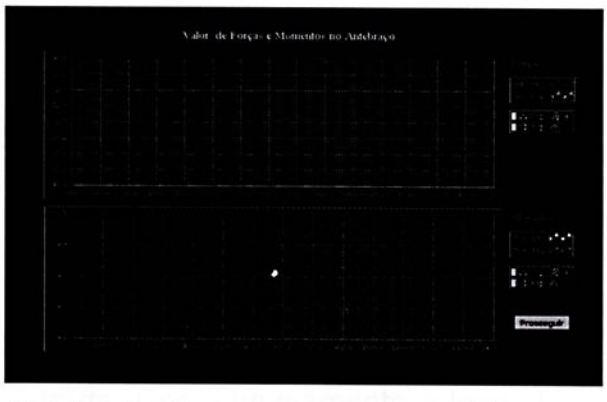
(c)- Cadastro de pacientes.



(d)- Ajuste do zero.

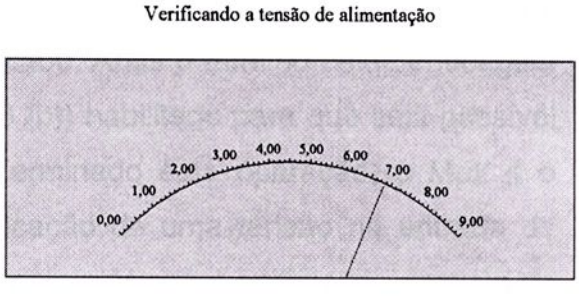


(e)- Visualiza as aquisições de forças.



(f)- Visualiza forças e momentos máximos.

(g)- Tela de ajuda ao usuário.



(h)- Checagem da tensão das baterias.

Figura 3.21 - Telas do programa.

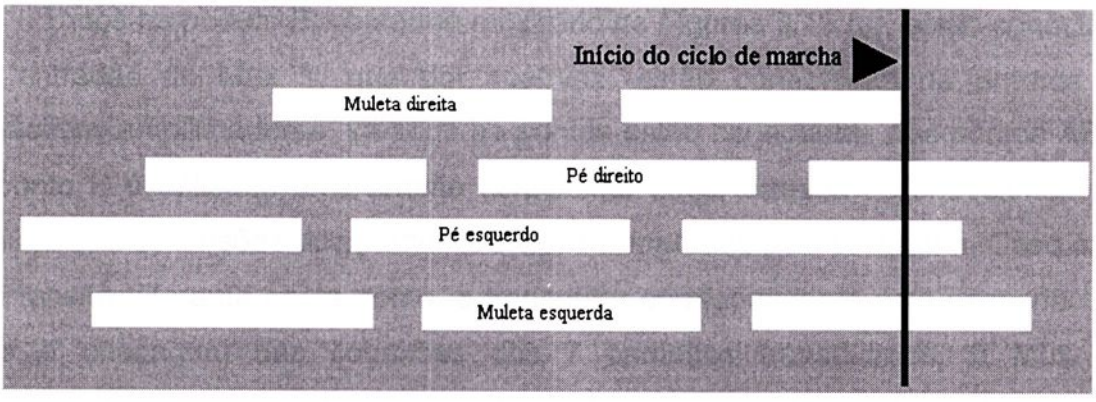


Figura 3.22 - Representação, por fase de contato, do ciclo de uma marcha com muletas.

3.4.1- Interação Entre o Sistema de Aquisição de Dados e o Circuito

Através do programa pode-se ligar e desligar o circuito, verificar a tensão nas baterias, checar as conexões dos cabos que ligam o circuito à placa de aquisição e as conexões dos transdutores. Para que fosse possível executar estas tarefas foram inseridos um relé e quatro multiplexadores no circuito.

Durante a execução do programa o usuário é informado para conectar o circuito à placa de aquisição. Após a conexão o "driver" é alimentado com tensão de 5 V, fornecida pela própria placa, e todas as saídas dos multiplexadores são desabilitados.

Pode-se ver na Figura 3.18 (a), que cada saída do Mux 2 é conectada em cada uma das saídas dos 7 filtros. Antes mesmos de ligar o circuito, o Mux 2 é habilitado e uma tensão é aplicada em sua entrada. Com chaveamento adequado pode-se transferir esta tensão para cada um dos 7 primeiros canais de entrada da placa de aquisição. Caso está tensão não seja observada em algum canal, indicando que não há conexão do respectivo cabo. Após o término desta checagem o Mux 2 é desabilitado e o Mux 4 (Figura 3.18 (b)) habilitado para que seja possível checar as conexões dos cabos restantes. Terminado esta operação, o Mux 4 é desabilitado e o circuito é ligado, com a aplicação de uma tensão na entrada do driver do relé (Figura 3.18 (c)), e automaticamente o Mux 1 é habilitado. Através do Mux 1 e de um divisor de tensão, verifica-se a tensão da bateria. Caso esta esteja baixa, o circuito é desligado.

unesp

Todos os pontos B, conforme mostrado na Figuras 3.18 (a), estão conectados nas entradas do Mux 1, que por sua vez, estão conectadas na entrada dos respectivos amplificadores. Quando as pontes estão conectadas nos pontos ABCD, no ponto B é aplicado uma tensão conhecida. Logo, através do chaveamento do Mux 1 todas as tensões dos pontos B's são comparadas pelo programa. Caso exista uma tensão diferente neste ponto, o transdutor correspondente está desconectado. Após a checagem das conexões dos 7 primeiros transdutores, o Mux 1 é desabilitado e o Mux 3 (Figura 3.18 (b)) habilitado, realizando assim a checagem das conexões dos transdutores restantes.

Caso um transdutor ou cabo esteja desconecatado, o programa indica a sua numeração ficando mais fácil a restauração das conexões.

unesp

Capítulo IV

Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos com os transdutores implementados. Estudou-se as características estáticas e dinâmicas dos mesmos.

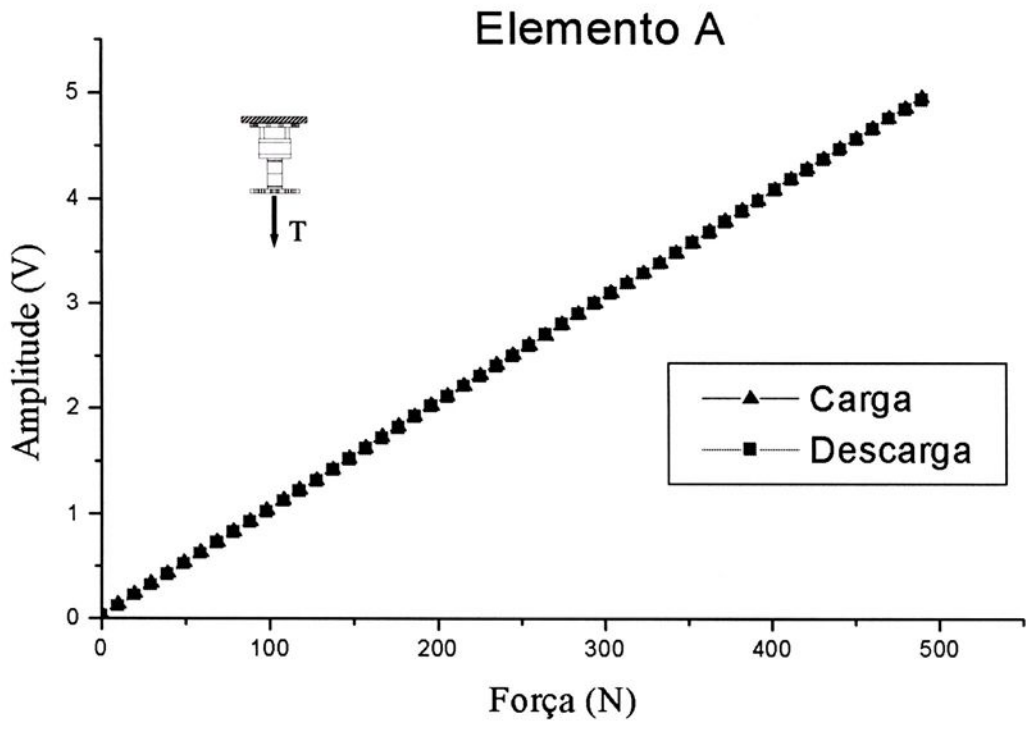
Na parte final do capítulo são apresentados os resultados de uma aquisição feita durante uma marcha com muletas.

Recomenda-se a leitura do Apêndice A antes de iniciar a leitura deste capitulo.

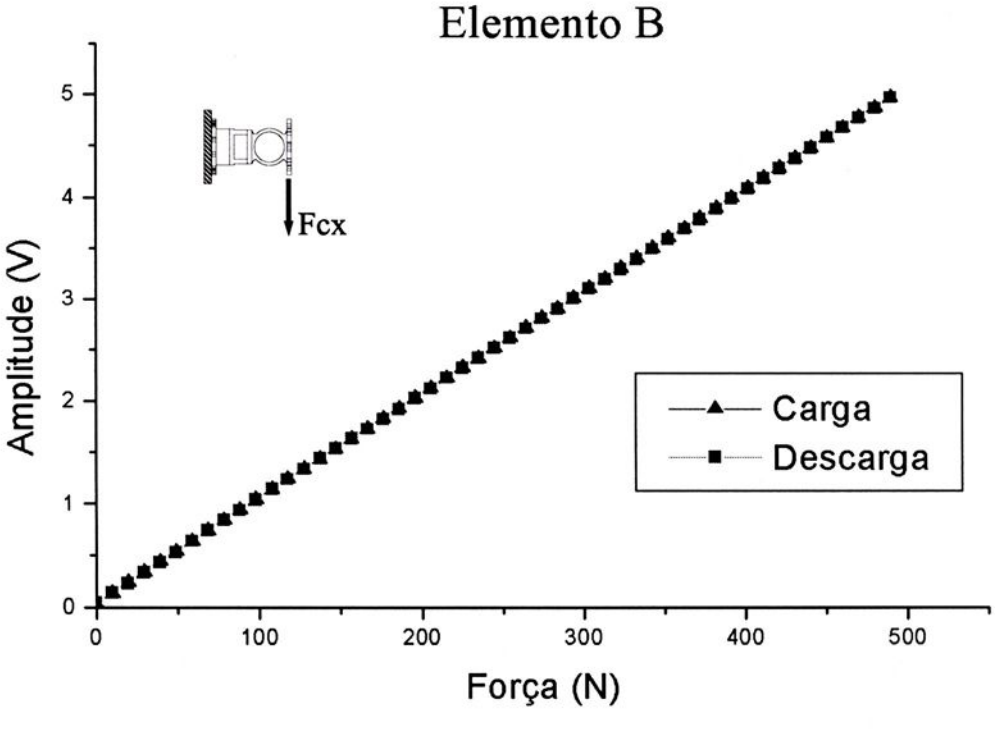
4.1- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Superiores

Para a caracterização de suas propriedades estáticas e dinâmicas cada transdutor foi fixado em uma estrutura rígida e foram aplicadas forças nas três direções. A aplicação das forças foi realizada através de pesos conhecidos. Os pesos foram aferidos numa balança eletrônica (Metter, Modelo T5N) com capacidade de 5000 g e de resolução de 0,01g

unesp

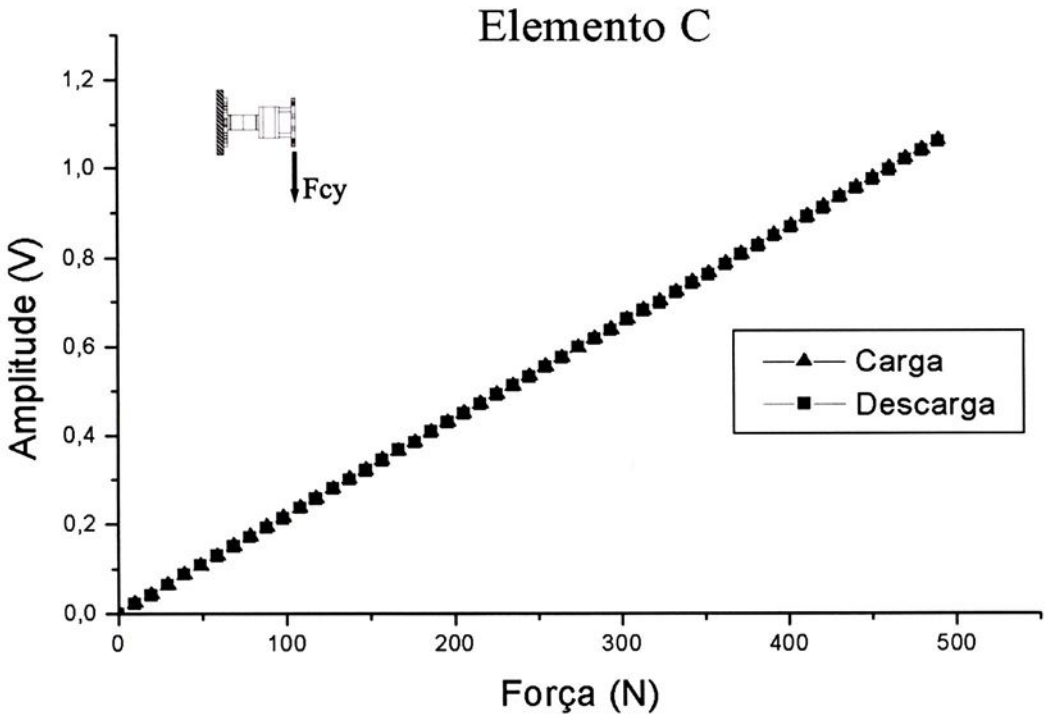


(a)



(b)

Figura 4.1 - Calibração estática dos elementos A e B do transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda.



(c)

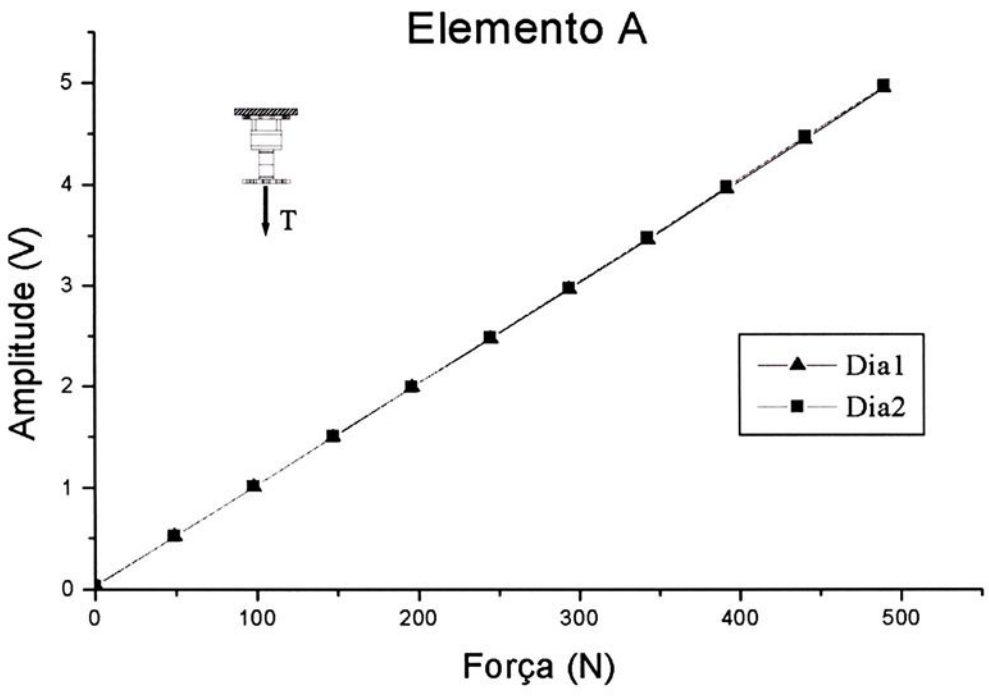
Figura 4.2 -Calibração estática do elemento C do transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda.

A calibração estática foi realizada aplicando forças decrescentes de 490 N a 0 N e/ou crescentes de 0 a 490 N. As Figuras 4.1 e 4.2 mostram os resultados obtidos dos três elementos do transdutor fixado na muleta esquerda com aplicação de força crescente e decrescente.

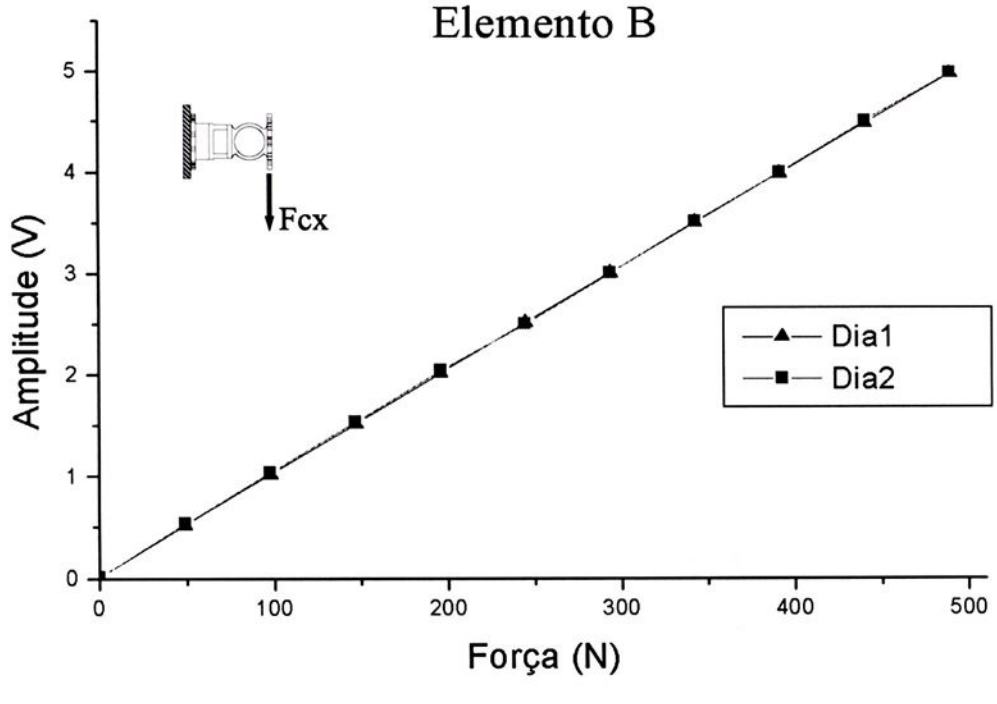
Os elementos apresentaram uma excelente linearidade com coeficiente de determinação de 0,9999 para o elemento A, 0,9999 para o elemento B e 0,9999 para o elemento C. O elemento A apresentou 0,4% de histerese, B apresentou 0,3% e C apresentou 0,3%. A histerese fci calculada em relação ao fundo de escala.

A sensibilidade obtida da curva de carga para os elementos A, B e C foram respectivamente de $10{,}1 mV/N$, $10{,}2 mV/N$ e $2{,}2 mV/N$.

As Figuras 4.3 e 4.4 mostram os gráficos de repetibilidade para cada um dos elementos. As medidas foram realizadas aplicando forças crescentes, com intervalo de 24:00 h, entre uma medida e outra. Foram realizadas várias medidas em 49 N, 196 N e 490 N para caracterizar a precisão de cada elemento. A Tabela 4.1

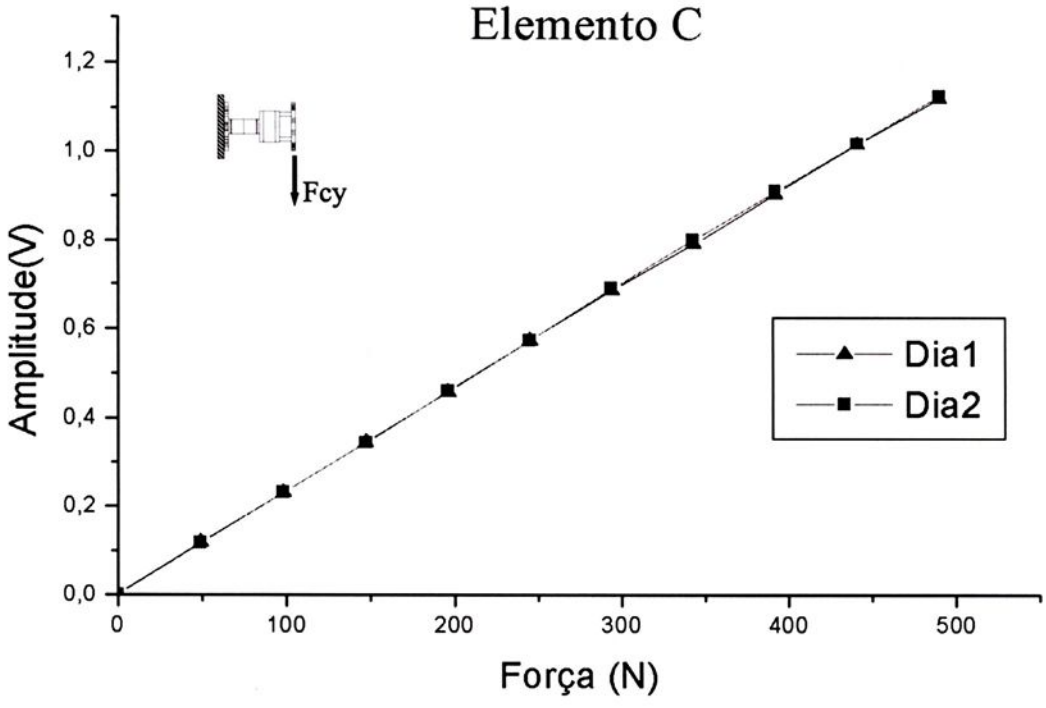


(a)



(b)

Figura 4.3 - Características de repetibilidade dos elementos A e B do transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda.



(c)

Figura 4.4 - Características de repetibilidade do elemento C do transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda.

Tabela 4.1

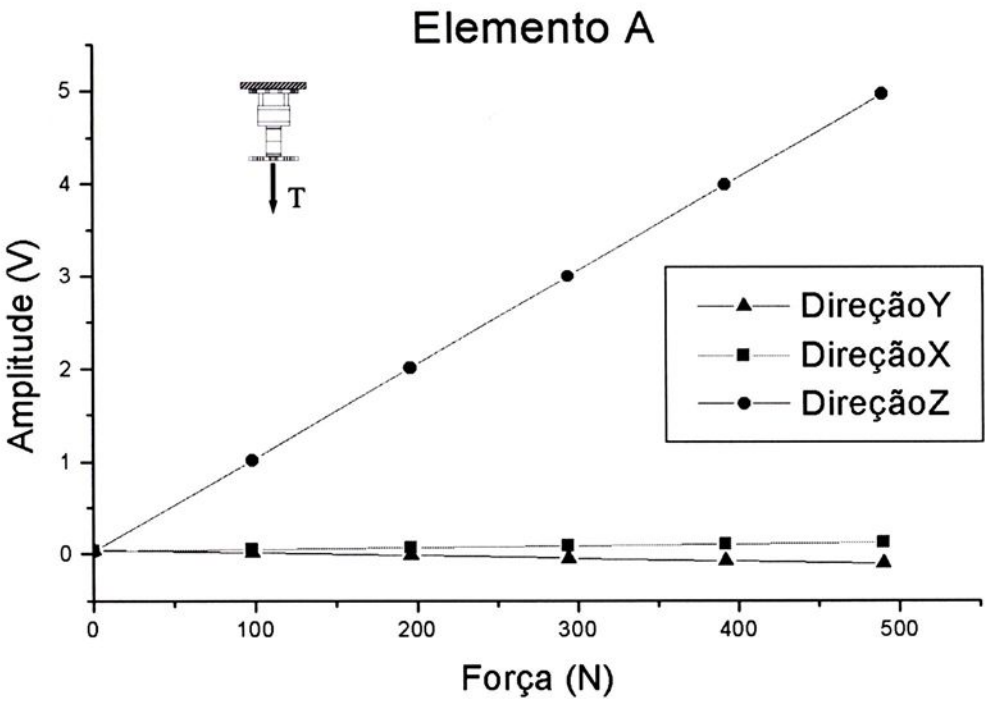
Precisão em três pontos de força para cada um dos elementos.

Precisão (%)			
Força (N)	49	196	490
Elemento A	99,5	99,9	99,9
Elemento B	98,0	99,7	99,7
Elemento C	98,7	99,7	99,9

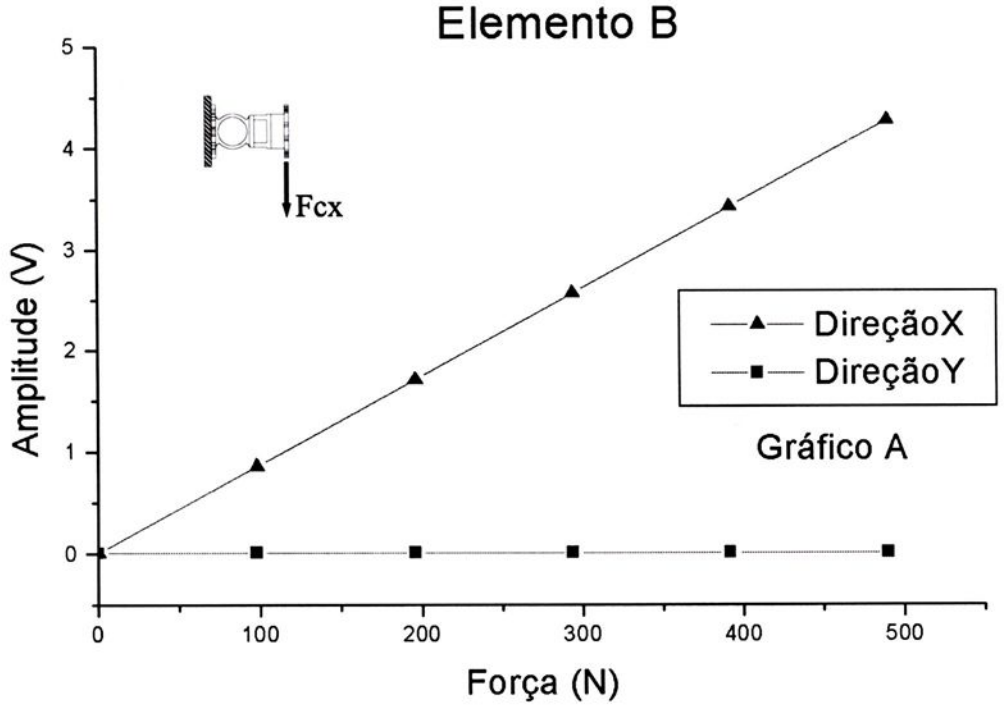
mostra os resultados obtidos. Pode-se constatar que, os elementos apresentaram uma excelente precisão.

Foi aplicado uma força crescente numa direção e monitorada a saída nas outras duas direções, para se verificar a interferência entre os eixos. A máxima interferência observada nos elementos B e C quando aplicado uma força crescente

unesp

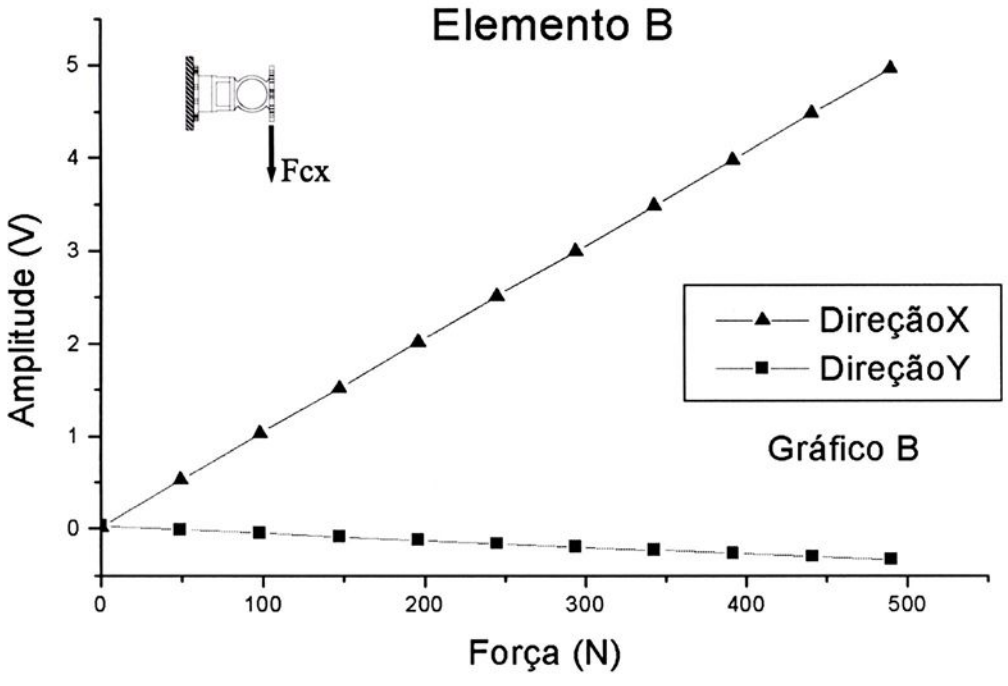


(a)

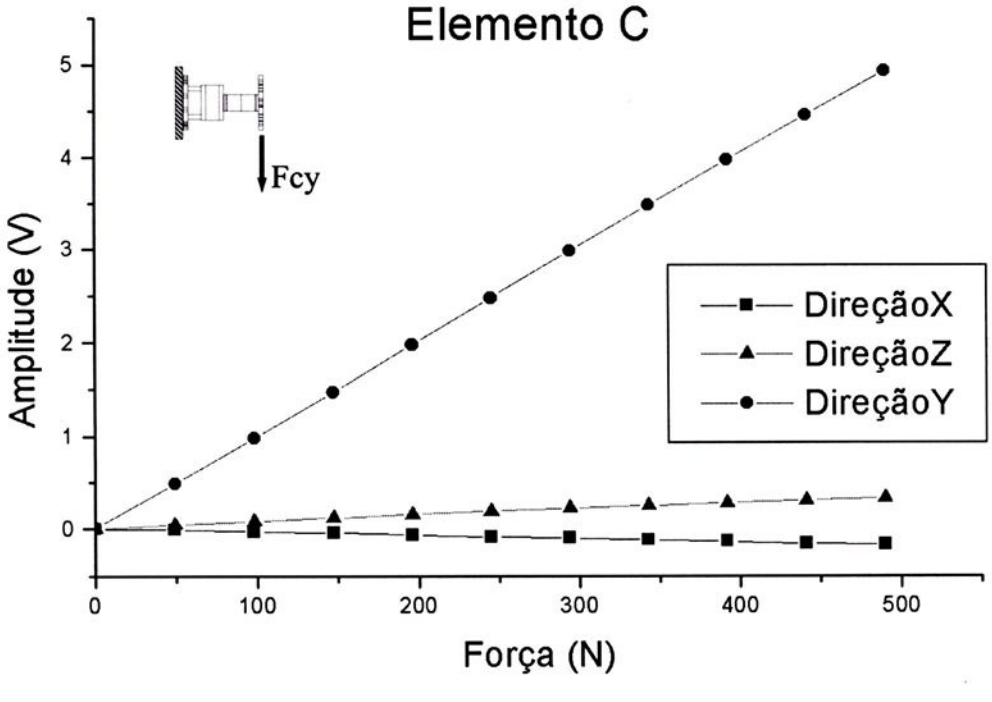


(B)

Figura 4.5 - Interferência entre os eixos para o transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda..



(c)



(d)

Figura 4.6 - Interferência entre os eixos para o transdutor posteriormente fixado na muleta esquerda..

na direção Z, foi de 1,8% e 2,0%, respectivamente. Quando aplicado uma força na direção X foi observado uma interferência máxima nos elementos A e C de 6,6% e 1,1%, respectivamente. O elemento A apresentou 6,7% e o elemento B 3,4% de interferência, quando aplicado forças crescente na direção Y. As Figuras 4.5 e 4.6 ilustram os resultados.

A interferência maior no elemento A ocorreu devido a três fatores: pequenos desalinhamentos no posicionamento dos extensômetros, imperfeições na construção mecânica do transdutor e pequenas inclinações sofridas pelo elemento A quando este foi solicitado a forças nas direções X e Y.

Para o elemento B foram realizadas dois tipos de medidas, sendo cada uma delas, feitas com o transdutor em posições diferentes, como mostram os detalhes nas Figuras 4.5 e 4.6. Esse cuidado foi tomado para evitar que as reações na base do transdutor interferissem nas medidas, pois o transdutor foi fixado em uma estrutura rígida. Quando inserido na muleta, a base da mesma não apresenta tais reações, pois a muleta é uma estrutura mais flexível.

O elemento A apresentou uma resolução de 0,2 N e os elementos B e C de 0,3 N. Portanto, todos os elementos apresentaram excelente resolução.

Para determinar o tempo de descida, uma força, com amplitude constante, foi aplicada ao transdutor, em uma das direções. Em um determinado instante a força foi abruptamente retirada. Mediu-se o tempo de descida de 90% a 10% da amplitude, na saída do amplificador de instrumentação para cada elemento do transdutor, com um osciloscópio digital TeKtronix, modelo TDS 3012. Os valores medidos para os elementos A, B e C foram, respectivamente, 3,2 ms, 3,4 ms e 3,4 ms. A Figura 4.7 mostra uma curva típica através da qual se determinou o tempo de descida do transdutor.

Com o osciloscópio mencionado, mediu-se o nível de ruído na saída de cada um dos circuitos, nos quais estavam conectados cada um dos elementos. O nível de ruído medido para o elemento A foi de 2,5 mV, para o elemento B de 2,6 mV e para o elemento C de 2,4 mV. Durante esta medida nenhum esforço foi aplicado nos elementos. As Tabelas 4.2 e 4.3 sintetizam os resultados obtidos para o transdutor fixado na muleta esquerda.

O transdutor fixado na muleta direita foi caracterizado de forma análoga ao fixado na muleta esquerda. Os resultados foram muito próximos. A Tabela 4.4

unesp

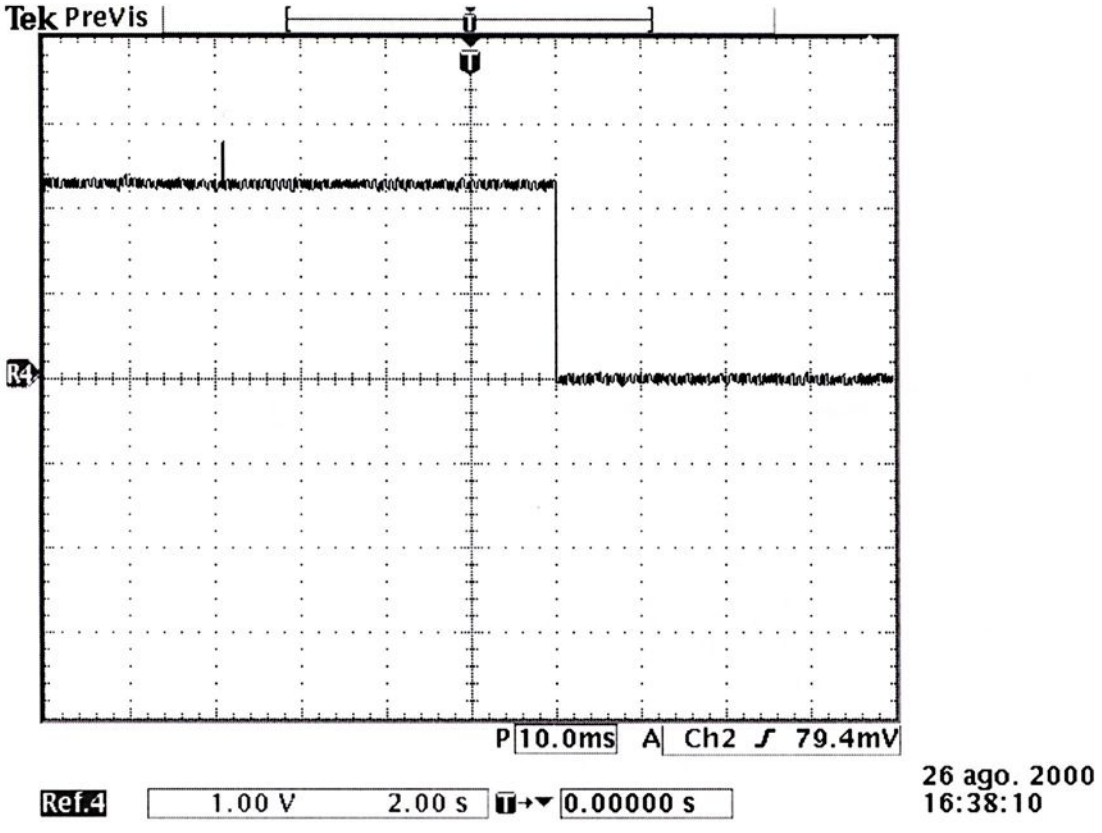


Figura 4.7 - Curva típica do tempo de descida.

Tabela 4.2

Resultados do transdutor fixado na muleta esquerda.

Elementos	A	B	C
Coeficiente de Determinação	0,9999	0,9999	0,9999
Histerese (%)	0,4	0,3	0,3
Resolução (N)	0,2	0,3	0,3
Tempo de Descida (ms)	3,2	3,4	3,4
Nível de Ruído (mV)	2,5	2,6	2,4
Sensibilidade (mV/N)	10,2	10,2	2,2

Tabela 4.3

Interferência entre os eixos X, Y e Z do transdutor fixado na muleta esquerda.

Direção da Força Aplicada	**Direção X**	
Elemento	A	C
Interferência (%)	6,6	1,1
Direção da Força Aplicada	**Direção Y**	
Elemento	A	B
Interferência (%)	6,7	3,4
Direção da Força Aplicada	**Direção Z**	
Elemento	B	C
Interferência (%)	1,8	2,0

Tabela 4.4

Resultados do transdutor fixado na muleta direita.

Elementos	A	B	C
Coeficiente de Determinação	0,9999	0,9999	0,9999
Histerese (%)	0,5	0,4	0,6
Resolução (N)	0,3	0,4	0,4
Tempo de Descida (ms)	6,4	5,7	6,7
Nível de Ruído (mV)	2,2	2,8	2,3
Sensibilidade (mV/N)	6,9	9,9	2,3

mostra os resultados obtidos para linearidade, histerese, resolução, tempo de descida, nível de ruído e sensibilidade.

Para caracterizar a precisão e, consequentemente, a repetibilidade de cada elemento, foram aplicadas forças de 49 N, 196 N e 490 N, e realizado várias medidas em cada um destes pontos. A Tabela 4.5 mostra os resultados obtidos.

unesp

Tabela 4.5

Precisão para os três elementos do transdutor fixado na muleta direita.

Precisão (%)			
Força (N)	49	196	490
Elemento A	99,5	99,7	99,9
Elemento B	99,5	99,7	99,9
Elemento C	98,4	99,9	99,9

Na Tabela 4.6 são apresentados os resultados de interferência máxima entre os eixos X, Y e Z do transdutor fixado na muleta direita.

Tabela 4.6

Interferência entre os eixos X, Y e Z do transdutor fixado na muleta direita.

Direção da Força Aplicada	**Direção X**	
Elemento	A	C
Interferência (%)	6,6	4,1
Direção da Força Aplicada	**Direção Y**	
Elemento	A	B
Interferência (%)	6,8	0,9
Direção da Força Aplicada	**Direção Z**	
Elemento	B	C
Interferência (%)	1,5	3,1

As causas para o elemento A apresentar maior interferência são as mesmas apresentadas para o elemento A anterior.

4.2- Transdutores para Monitorar os Esforços dos Membros Inferiores

Os transdutores que monitoram os esforços dos membros inferiores possuem diferentes faixas dinâmicas. Os localizados na região do calcanhar possuem faixa dinâmica de 0 N a 294 N, já os das outras regiões, metatarso 1, metatarso 5 e hálux, possuem faixa dinâmica de 0 N a 147 N.

Devido a diferença de faixa dinâmica dos transdutores, os resultados serão apresentados separadamente para cada um dos grupos.

4.2.1- Transdutores das Regiões do Calcanhar

Estes transdutores foram calibrados estaticamente com aplicação de forças crescentes de 0 N a 294 N e/ou decrescentes de 294 N a 0 N. Na aplicação das forças utilizou-se como sensor de referência uma célula de carga (Excel, modelo MS-50). A Figura 4.8 mostra os resultados obtidos com o transdutor localizado na palmilha esquerda, com aplicação de forças em ordem crescente e depois em ordem decrescente de magnitude.

O transdutor apresentou uma excelente linearidade, com coeficiente de determinação de 0,9999, e uma histerese de 0,2%. A sensibilidade obtida da curva de calibração foi de $17{,}3 mV/N$.

Foram aplicados forças crescentes, com um intervalo de 24 horas entre uma medida e outra, para verificar a repetibilidade. A Figura 4.9 mostra os resultados obtidos. Foram realizados várias medidas em 98 N, 196 N e 294 N para caracterizar a precisão. Os resultados para 98 N, 196 N e 294 N foram respectivamente de 99,1%, 99,4% e 99,6% de precisão.

O tempo de descida foi medido de forma semelhante à apresentada anteriormente para os transdutores da muleta. O tempo de descida medido para este transdutor foi de 2,5 ms.

A resolução e o nível de ruído medido foram respectivamente de 0,3 N e 2,6 mV. A Tabela 4.7 sintetiza os resultados obtidos para este transdutor.

O transdutor localizado no lado direito foi caracterizado de forma semelhante ao do lado esquerdo. Os resultados estão mostrados na Tabela 4.8.

unesp

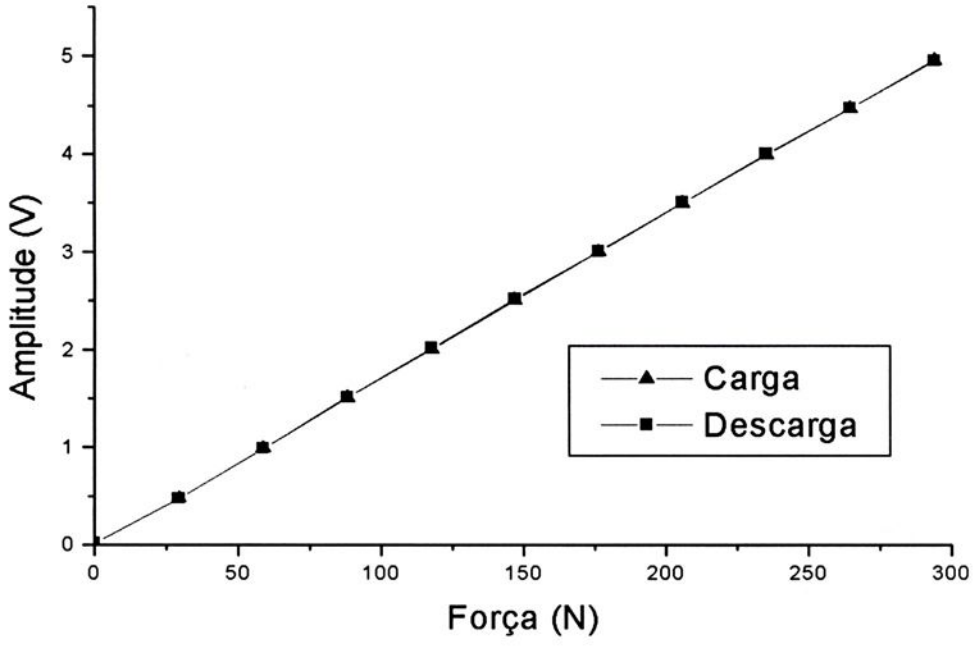


Figura 4.8 - Calibração estática do transdutor localizado na região do calcanhar com carga e descarga.

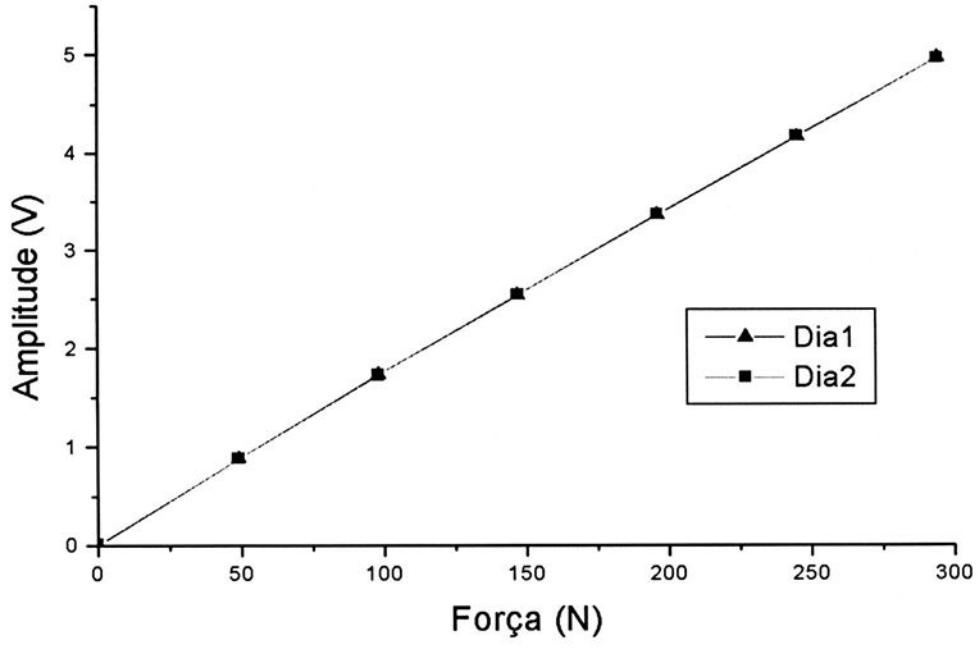


Figura 4.9 - Calibração estática do transdutor localizado na região do calcanhar e repetibilidade.

Tabela 4.7

Resultados para o transdutor localizado na região do calcanhar direito.

Coeficiente de determinação	0,9997		
Histerese (%)	0,2		
Resolução (N)	0,3		
Tempo de descida (ms)	3,1		
Nível de ruído (mV)	2,6		
Sensibilidade (mV/N)	17,3		
Precisão			
Força (N)	98	196	294
Precisão (%)	99,1	99,4	99,6

Tabela 4.8

Resultados para o transdutor localizado na região do calcanhar esquerdo.

Coeficiente de determinação	0,99968		
Histerese (%)	1,3		
Resolução (N)	0,3		
Tempo de descida (ms)	3,1		
Nível de ruído (mV)	2,6		
Sensibilidade (mV/N)	21,2		
Precisão			
Força (N)	98	196	294
Precisão (%)	99,4	99,5	99,5

4.2.2- Transdutores das Regiões do Hálux, Metatarso 1 e Metatarso 5

Estes transdutores foram calibrados estaticamente com a aplicação de forças em crescente e depois em ordem decrescente de magnitude na faixa de 0 a 147 N. Como sensor de referência utilizou-se a célula de carga citada anteriormente. A

Figura 4.10 mostra o resultado para o transdutor localizado na região do metatarso 5 direito.

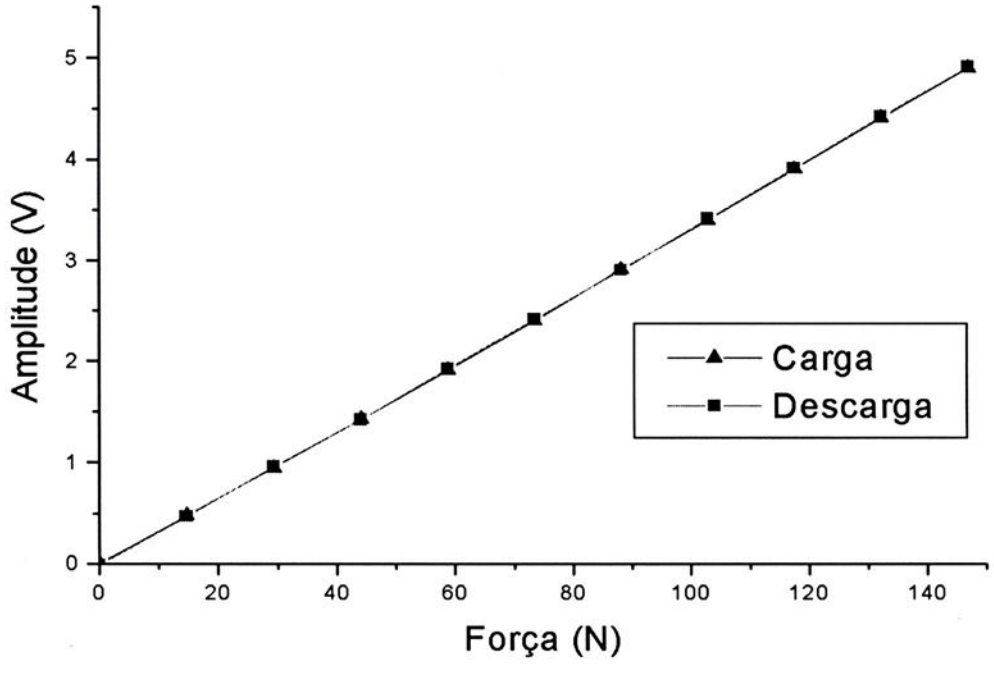


Figura 4.10 - Calibração estática do transdutor localizado na região do metatarso 5 com carga e descarga.

A Figura 4.11 mostra os resultados quando o mesmo transdutor foi submetido a forças crescentes com um intervalo de 24 horas entre uma medida e outra.

As Tabelas 4.9 e 4.10 mostram os resultados para os transdutores localizados nas regiões do hálux, metatarso 1 e metatarso 5.

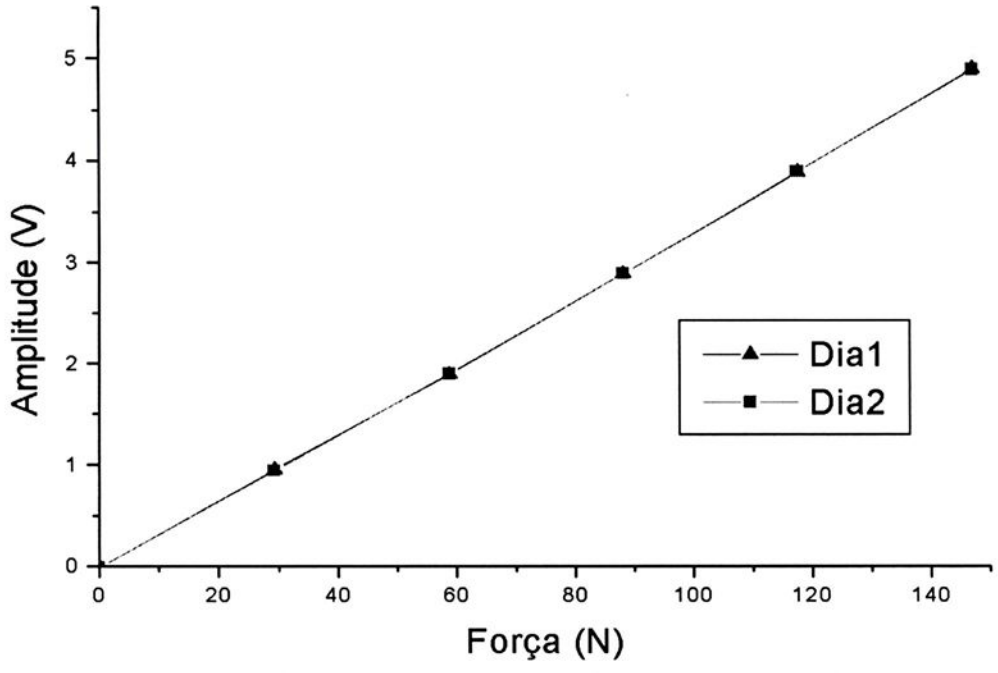


Figura 4.11 - Calibração estática do transdutor localizado na região do metatarso 1 e repetibilidade.

Tabela 4.9

Resultados para os transdutores localizados nas regiões, metatarso 1.

Metatarso 1						
	Direito			Esquerdo		
Coeficiente de determinação	0,9998			0,9999		
Histerese (%)	0,6			0,6		
Resolução (N)	0,2			0,2		
Tempo de descida (ms)	3,3			3,3		
Nível de ruído (mV)	1,6			3,4		
Sensibilidade (mV/N)	32,3			31,7		
Precisão						
Força (N)	49	98	147	49	98	147
Precisão (%)	99,0	99,2	99,6	98,5	99,6	99,5

Tabela 4.10

Resultados para os transdutores localizados nas regiões do hálux e metatarso 5.

Metatarso 5						
	Direito			Esquerdo		
Coeficiente de determinação	0,9999			0,9999		
Histerese (%)	0,3			0,6		
Resolução (N)	0,2			0,2		
Tempo de descida (ms)	3,4			3,1		
Nível de ruído (mV)	2,9			1,7		
Sensibilidade (mV/N)	32,1			31,7		
Precisão						
Força (N)	49	98	147	49	98	147
Precisão (%)	99,1	99,7	99,7	98,7	99,4	99,7
Hálux						
	Direito			Esquerdo		
Coeficiente de determinação	0,9999			0,9999		
Histerese (%)	0,8			0,4		
Resolução (N)	0,2			0,2		
Tempo de descida (ms)	3,7			2,6		
Nível de ruído (mV)	3,5			3,5		
Sensibilidade (mV/N)	32,5			33,5		
Precisão						
Força (N)	49	98	147	49	98	147
Precisão (%)	98,7	98,9	99,3	98,9	99,0	99,6

4.3- Influência da Temperatura Sobre os Transdutores

Os dois transdutores que monitoram os esforços dos membros superiores, e dois dos que monitoram os esforços dos membros inferiores, foram colocados dentro de um forno, para verificar a influência da temperatura sobre os mesmos. A variação

unesp

de temperatura foi de 21 °C (temperatura ambiente) a 44 °C. Mesmo o forno apresentando um controle de temperatura, não foi possível variar a temperatura em intervalos menores. O forno não possui uma boa regulação para baixas temperaturas, pois ele apresenta um alcance de temperatura de 1000 °C. Por este motivo, optou-se por verificar a influência da temperatura nos transdutores em função do tempo.

Durante 54 minutos a temperatura do forno foi mantida em 21 °C. Após este tempo a temperatura foi elevada para 44 °C, estabilizando 13 minutos depois. Assim foi mantida, por 122 minutos. Em seguida, provocou-se uma queda de temperatura até 24 °C. As Figuras 4.12 e 4.13 mostram os resultados obtidos. A temperatura foi medida com um termômetro de mercúrio, com resolução de 0,5 °C.

Os resultados evidenciam que a temperatura exerce influência nas características dos transdutores. Esta influência não constitui problema sério na prática, pois é pouquíssimo provável que a temperatura ambiente varie de 23 °C durante a realização de uma série de medidas. Considera-se, ainda, que o usuário pode ajustar o zero dos indicadores através do programa ou atuando no (ver Figura 3.21 (d)), quando não houver força aplicada nos transdutores.

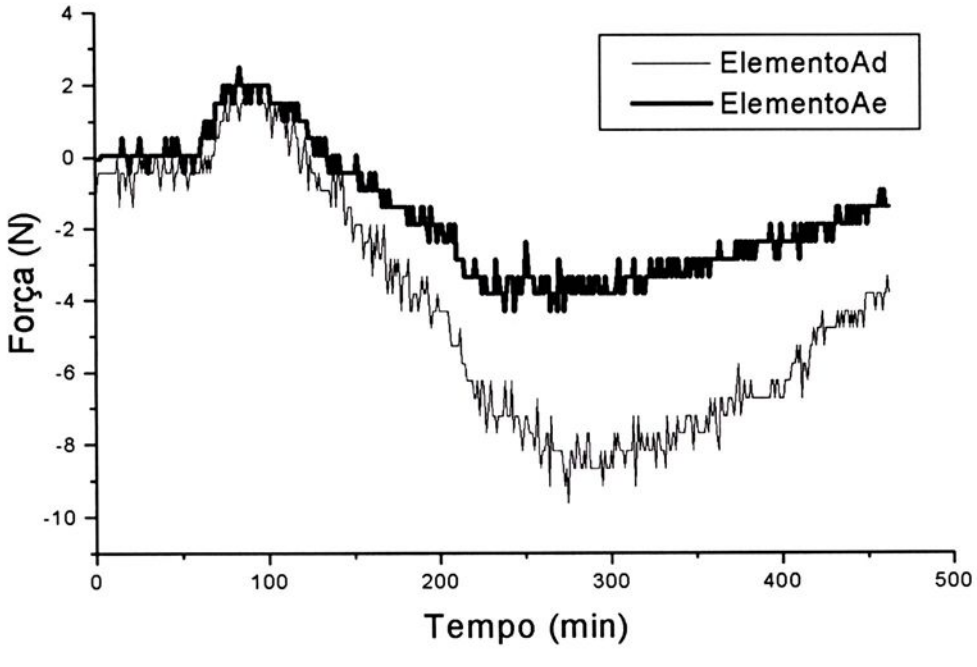
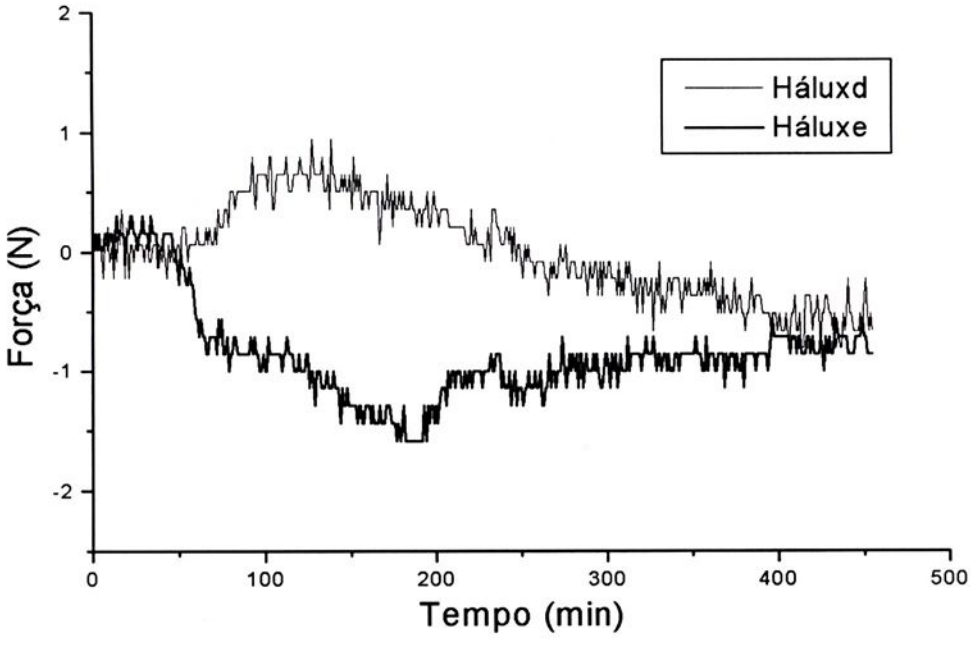


Figura 4.12 - Influência da temperatura. **d** indica lado direito e **e** lado esquerdo



(b)

Figura 4.13 - Influência da temperatura. **d** indica lado direito e **e** lado esquerdo.

4.4- Transdutores e Sistema de Aquisição

O elemento A, que monitora as forças exercidas pelo membro superior esquerdo, foi conectado ao circuito beta e este ao sistema de aquisição de dados.

Foram realizadas medidas para determinar a precisão e a velocidade de resposta do sistema.

Mediu-se o tempo de descida dos sinais, na saída do circuito, com o osciloscópio e através do sistema de aquisição. Os valores obtidos foram, respectivamente, 9,1 ms e 8,9 ms.

Para se determinar a precisão foram feitas medidas em 49 N, 196 N e 490 N também com o osciloscópio e através do sistema de aquisição de dados. Os resultados são apresentados na Tabela 4.11. Pode-se constatar que os valores obtidos são praticamente idênticos.

A resolução do elemento A medida com o osciloscópio foi de 0,2 N e através do sistema de aquisição de 1 N. Mediu-se a resolução de todos os transdutores com o sistema de aquisição. Todos apresentaram resolução de 1 N.

Tabela 4.11

Precisão medida pelo microcomputador e pelo osciloscópio.

Precisão (%)			
Força (N)	49	196	490
Osciloscópio	99,3	99,7	99,8
Sistema de Aquisição	98,9	99,8	99,9

A Figura 4.14 mostra uma foto do sistema completo desenvolvido para monitorar os esforços dos membros superiores e inferiores de pacientes paraplégicos.

A Figura 4.15, mostra os resultados de uma aquisição feita durante a marcha de um paciente. São apresentadas, na tela do computador, os seis sinais correspondentes aos esforços exercidos pelos membros superiores e os oito sinais correspondentes à distribuição de forças nos pés. As forças máximas e momentos máximos exercidos no antebraço são mostrados na Figura 4.16. Na Figura 4.17 são apresentados os resultados dos esforços dos membros inferiores exercidos sobre as palmilhas.

unesp

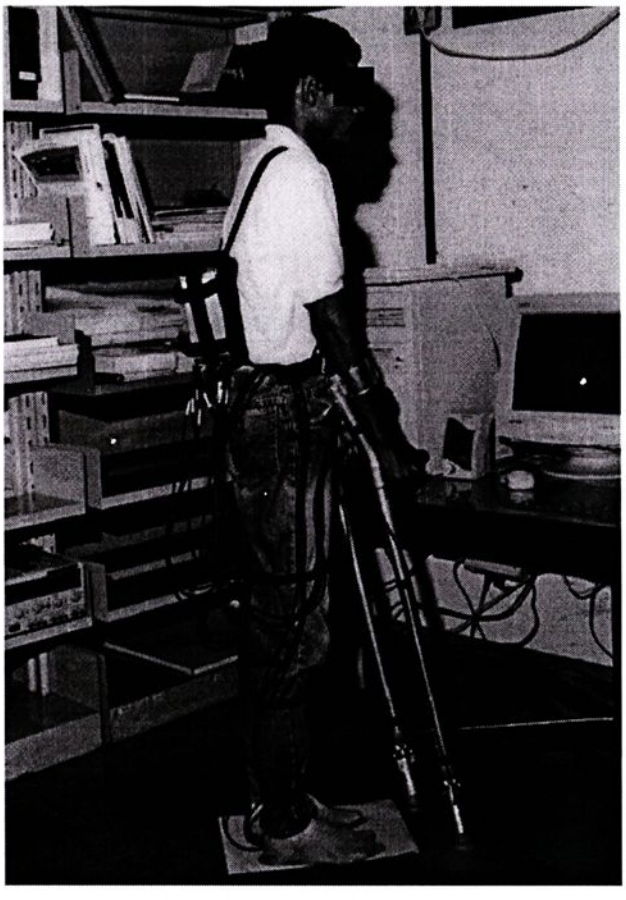


Figura 4.14 - Sistema que monitora os esforços dos membros superiores e inferiores de pacientes.

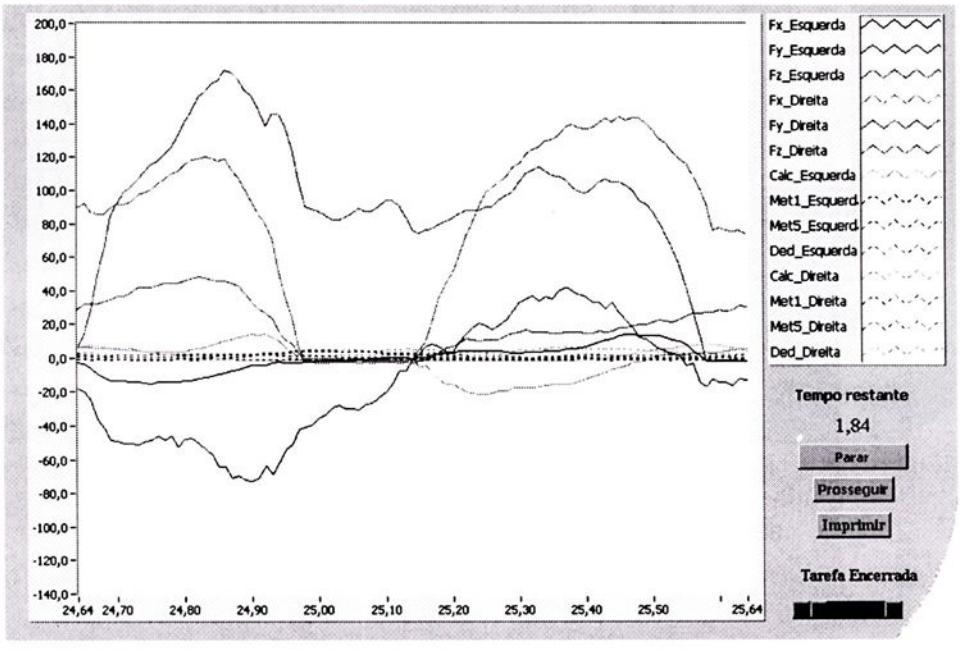


Figura 4.15 - Resultado de uma aquisição feita durante uma marcha.

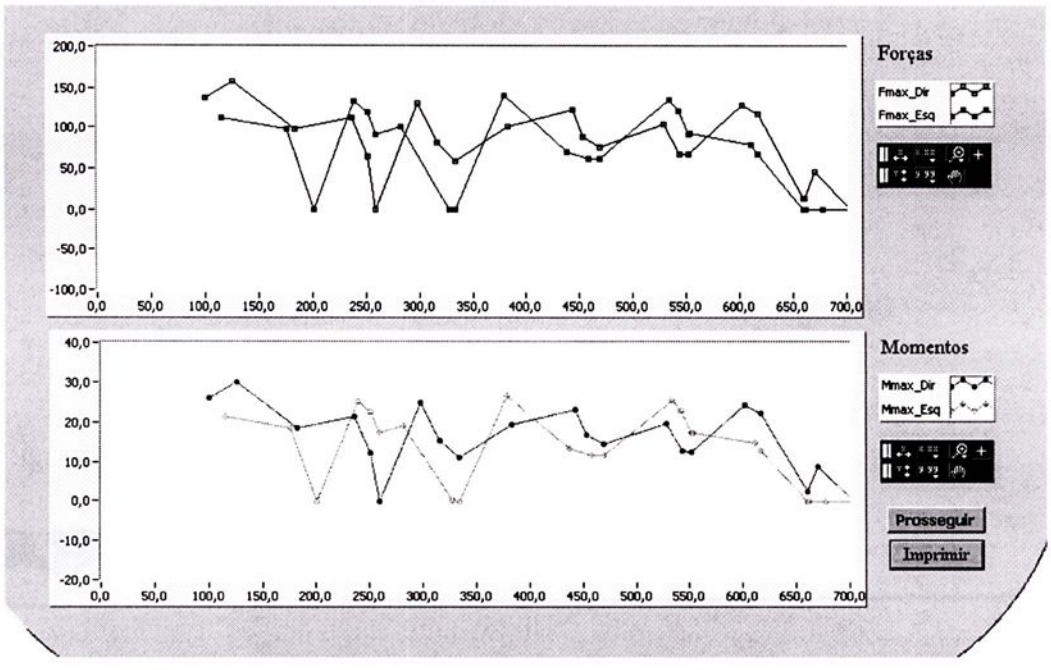


Figura 4.16 –Forças e momentos máximos.

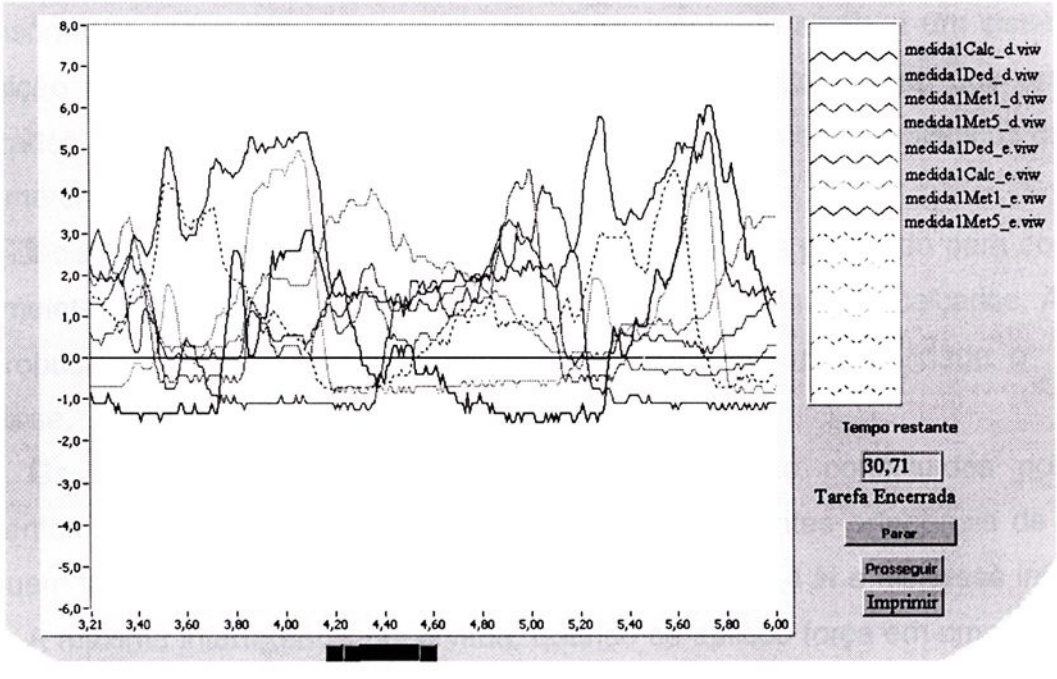


Figura 4.17 - Esforços dos membros inferiores.

Capítulo V

Conclusões

Foi implementado um sistema constituído por transdutores, construídos com extensômetros metálicos, circuitos de condicionamento de sinais e um sistema de aquisição de dados, que pode ser utilizado para o monitoramento dos esforços realizados pelos membros superiores e inferiores de pacientes paraplégicos durante uma marcha com muletas.

Dois tipos de transdutores foram implementados, um projetado para conexão em muletas canadenses e o outro para conexão em pastilhas de calçados. Ambos são robustos e apresentaram resposta linear, excelente repetibilidade e baixa histerese.

Os transdutores projetados para as muletas são constituídos por três elementos e medem com boa precisão os três componentes ortogonais de força. Possuem faixa dinâmica de 490 N, resolução menor que 0,4 N e histerese inferior a 0,6%. A máxima interferência observada, quando se aplicou força em uma direção e se mediu o sinal nas outras duas, foi de 6,8%. Apresentaram tempo de descida máximo de 6,7 ms.

Os transdutores das palmilhas foram projetados para medir adequadamente os esforços exercidos nos pés de pessoas com peso de até 980 N. Em cada palmilha foram conectados 4 transdutores, um dos quais com faixa dinâmica de 294 N (localizado na região do calcanhar) e os outros 3 com faixa dinâmica de 147 N.

unesp

Apresentaram resolução inferior a 0,3 N, histerese menor que 0,8% e tempo de descida inferior a 3,7 ms.

Dois circuitos de condicionamento de sinais foram implementados, utilizando-se amplificadores de instrumentação, como elementos principais. São simples, compactos e possibilitam medir 14 sinais de forças, simultaneamente.

O sistema de aquisição de dados é constituído por uma placa de aquisição, computador e por um programa elaborado em LabVIEW. O programa é relativamente complexo para ser realizado mas é de fácil utilização pelo usuário do sistema. Ele gerencia todo o equipamento e possibilita o armazenamento, na memória do computador, de todas as informações importantes relacionadas aos pacientes.

Portanto, pode-se constatar, a partir da análise dos resultados, que o sistema desenvolvido possui os requisitos necessários para monitorar adequadamente os esforços exercidos pelos membros superiores e inferiores de pacientes, durante uma marcha com muletas. Os objetivos propostos para o trabalho foram plenamente atingidos.

Como decorrência da pesquisa foi publicado um trabalho nos anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica [26], um nos anais do Iberdiscap 2000 – Congresso Iberoamericano (3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Discapacidade) [27] e submetido um trabalho para o II Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica a ser realizado em Cuba, em maio de 2001 [28].

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 11 12 13 14 15 16 17 18

Apêndice A

Neste apêndice são formuladas algumas definições que foram utilizadas na obtenção dos resultados apresentados no capítulo 4.

A1. Linearidade

Para determinar a linearidade das repostas de cada um dos transdutores foi calculado o coeficiente de determinação de cada uma delas através da expressão

$$r = \frac{n\sum xy - \left(\sum x\right)\left(\sum y\right)}{\sqrt{\left[n\sum x^2 - \left(\sum x\right)^2\right]\left[n\sum y^2 - \left(\sum y\right)^2\right]}},$$

sendo n o número de medidas, x os valores correspondentes ao eixo x e y os valores correspondentes ao eixo y. Quanto mais próximo de 1 for o coeficiente r, mais linear é a reposta apresentada pelo transdutor.

A2. Histerese

A histerese é definida como a diferença entre os dois valores da saída correspondente à mesma entrada [25]. Considerando que um transdutor apresente resposta conforme a ilustrada na Figura A1, a histerese pode ser calculada pela expressão

$$hist(\%) = \frac{V_2 - V_1}{V} 100$$

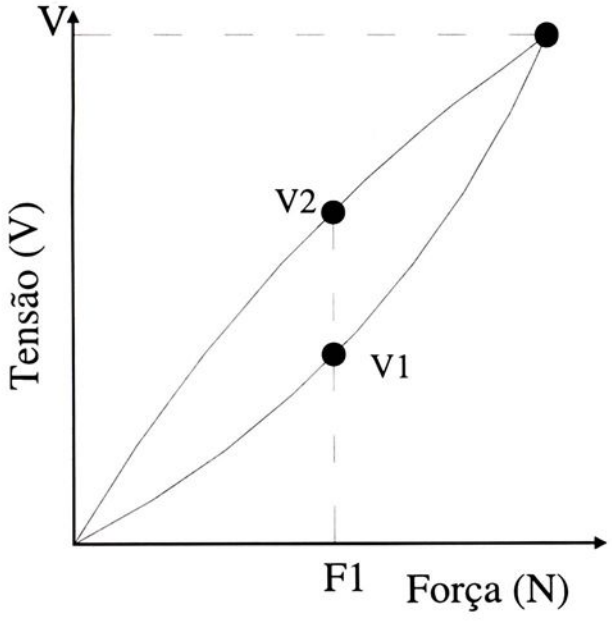


Figura A1-Representação da histerese de um transdutor.

A3- Sensibilidade

A sensibilidade é definida como sendo a inclinação da reta de calibração. Para um transdutor em que a saída y provocada por um entrada x e definida pela equação $y = f(x)$, a sensibilidade $S(x_a)$ em um ponto x_a é

$$S(x_a) = \left.\frac{dy}{dx}\right|_{x=x_a}$$ [25].

Para um transdutor que apresente a seguinte resposta

$$y = kx = b$$

a sensibilidade deste transdutor será S=K.

A4- Precisão

Precisão é a qualidade que caracteriza um instrumento de medida de dar a mesma leitura quando repetida a medição da mesma quantidade nas mesmas

condições experimentais sem considerar a coincidência ou discrepância entre o resultado e o valor verdadeiro [25]. Considerando um grupo de medições realizadas para uma determinada quantidade a precisão pode ser calculada seguindo os seguintes passos

1) Calcula-se o Desvio Padrão (DP);
2) Calcula-se a Média Aritmética MA(valor mais provável);
3) Calcula-se o Erro Provável (EP): $EP = 2DP$;
4) Calcula-se a precisão: $\Pr ec(\%) = \frac{EP}{MA}100$.

A5- Resolução

E a mínima mudança na entrada necessária para produzir uma variação detectável na saída.

Bibliografia

[01] H. J. Chizek, P. E. Crago, L. S. Kofaman, "*Robust Closed-loop Control of Isometric Muscle Force Using Pusewidht Modulation*", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 35:7, p.510-517, 1988.

[02] Nabil Maalej, John G. Webster, "*A Miniature Electrooptical Force Transducer*" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 35:02, p. 93-98, 1988.

[03] Zhu Hs, Wertsch JJ, Harris GF, Loftsgaarden JD e Price Mb,"*Foot Pressure Distribution During Walking and Shuffling*", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72:06, p. 390-397, 1991.

[04] Hogsheng Zhu, Gerard F. Harris, Jaqueline J. Wertsch, Willis J. Tompkins e John G. Webster *"A Microprocessor-Based Data-Acquisition System for Measuring Plantar Pressures From Ambulatory Subjects"* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 38:07, p. 710-714, 1991.

[05] Veves A, Vanross ERE e Boulton AJM, "Foot Pressure Measurements in Diabetic and Nondiabetic Amputees", Diabetes Care, 15:07, p. 905-907, 1992.

[06] Campbell LV, Graham AR, Kidd RM, Molloy HF, O'Rourke SR, Colagiuri S, "The Lower Limb in People with Diabetes – Position Statement of the Australian Diabetes Society" Medical Journal of Australia, 173:07, 369-372, 2000.

[07] J. R. Parziale, J.D. Daniels, "*The Mechanical Performace of Ambulation Using Spring-Loaded Axilary Crutches*",Arch Phys Med Rehabil, 70:08, p. 192-195, 1989.

unesp

[08] W. J. Crosbie and A. C. Nicol, "*Reciprocal aided gait in paraplegia*", Paraplegia, 28:6, p. 353-363, 1990.

[09] L. Noreau, C. L. Richards, F. Comeau, D. Tardif, "*Biomechanical Analysis of Swing-Throug Gait in Paraplegic and Non-Disabled Individuals*", J. Biomech, 28:06, p. 689-700, 1995.

[10] Z. Jin and R. Kobetic, *"Rail supporting transducer posts for three-dimensional force measurement",* IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, 5:4, p. 380-387, 1997.

[11] Ziad O. Abu-Faraj, Gerald F. Harris, An-Hsiung Chang e Michael J. Shereff, "*Evaluation of a Rehabilitative Pedorthic: Plantar Pressure Alteration with Scaphoid Pad Aplication"*, IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, 4:4, p. 328-336, 1996.

[12] Gerald F. Harris, Kandarp R. Acharya e Rebeca A. Bachshmidt, *"Investigation of Spectral Content from Discrete Plantar Areas During Adult Gait: Na Expansion of Rehabilitation Technology"*, IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, 4:42, p. 360-373, 1996.

[13] Wertsch JJ, Webster JG, Tompkins WJ, "A Portable Insole Plantar Pressure Measurement System", Jornal of Rehabilitation Research and Development, 29:01, 13-18, 1992.

[14] R. B. Frost e C. A. Cass, A load Cell and Sole Assembly for Dynamic Pointwise Vertical Force Measurement in Walking", Eng. Med., vol. 10, p. 45-50, 1981.

[15] G. F. Harris, S. A. Riedel, R. C. Weber e L. Kazarian, "Validation Evaluation, and Preliminary Study of the AAMRL/BBD Portable Force Dosimeter", ISA, p. 391-396, 1988.

[16] H. S. Ranu, "*Miniature Load Cells for the Measurement of Foot-Ground Reaction Forces and Centre of Foot Pressure During Gait*", J. Biomed. Eng., vol. 8, p. 175-177, 1986

[17] S. Miyazaki e A. Ishida, "*Capacitive Transducer for Continuos Measurement of the Vertical Foot Force*", Med. Biol. Comput. , 22:01, p. 309-316, 1984.

[18] E. M. Henning, P. R. Cavanagh e N. H. Macmillan, "*Pressure Distribution Measurements by High Precision Piezoeletric Ceramic Force Transducer*", Int. Semenars in Biomech., vol. 4B, p. 1081-1088, 1983.

[19] S. P. Timoshenko, "*Resistência dos Materiais*", Livros Técnicos e Científicos SA Vol. 01, Cap. 1, 2 e 9, Rio de Janeiro, 1978

[20] J. W. Dally e W. F. Riley, "*Experimental Stress Analisis*", MacGraw-Hill, 1978.

[21] E. P. Popov, "I*ntroducion a la Mecanica de Solidos*", Editorial Limusa, Mexico, 1976.

[22] S. P. Timoshenko, "*Resistência dos Materiais*", Livros Técnicos e Científicos SA Vol. 02, Cap.4, Rio de Janeiro, 1977

[23] S. P. Timoshenko e S.W. Kriger, "*Theory of Plates and Shells*", MacGraw-Hill, 1959.

[24] N. M. Belyaev, "*Strength of Materials*" Mir Pubishers, p.p. 445-447, Russia 1979.

[25] R. Pallás-Areny e J. G. Webster, "*Sensors and Signal Conditioning"* EUA, 1991.

unesp

[26] J. C. H. Goh, S. L. Toh, K. Bose, *"Biomecanical study on axillary crutches during single-leg swing-through gait"*, Prosthet Orthot Int, 10:2, p. 89-95, 1986.

[27] Design onsiderations For Diaphragm Pressure Transducers, Measurement Group, Inc., Tech. TN-510-1, 1992.

[28] Optimizing strain gauge excitation levels, Measurement Group, Inc., Raleigh, NC, Tech. TN-502, 1997.

[29] K. A. Opila, A. C. Nicol, J. P. Paul, *"Upper limb loadings of gait with crutches"* , Journal of Biomechanical Engineering, 109, p. 285-290, 1987.

[30] U. C. Faria e A. A. Carvalho, *"Implementação de um transdutor com extensômetros metálicos para monitorar forças exercidas pelos membros superiores de pacientes"*, Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. 522-527, Florianópolis, Setembro de 2000.

[31] U. C. Faria e A. A. Carvalho, *"Monitoramento automatizado de forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes"*, Actas del Congreso Iberoamericano – 3º de Comunicación Alternativa y Aumentativa y 1º de Tecnologias de Apoyo para la Discapacidad, p. 253-258, Madrid, Outubro de 2000.

[32] U. C. Faria e A. A. Carvalho, *"Desenvolvimento de um programa em LabVIEW e de um circuito de condicionamento para medir os esforços dos membros superiores e inferiores de pacientes parapléglicos",* II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica, Havana, Maio de 2001.

unesp

unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Ilha Solteira
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Av. Brasil Centro, 56
15385-000 Ilha Solteira - SP
www.dee.feis.unesp.br

cm 1 2 3 4 5 6 7 8 unesp 12 13 14 15 16 17 18 19