

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

PLATAFORMA DE FORÇA PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

RICARDO LUIZ BARROS DE FREITAS

**Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia - UNESP – Campus de Ilha
Solteira, para obtenção do título de
Mestre em Engenharia Elétrica.
Área de Conhecimento: Automação.**

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

ILHA SOLTEIRA/SP, Maio de 2008.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

F866p

Freitas, Ricardo Luiz Barros de.

Plataforma de força para aplicações biomédicas / Ricardo Luiz Barros de Freitas. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2008

136 f. : il., fots. (algumas color.)

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de concentração: Automação, 2008

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho

Inclui bibliografia

1. Instrumentação eletrônica. 2. Engenharia biomédica. 3. Sensores.
4. Plataforma de força. 5. Célula de carga. 6. Microcontroladores.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Plataforma de Força para Aplicações Biomédicas

AUTOR: RICARDO LUIZ BARROS DE FREITAS

ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE em ENGENHARIA ELÉTRICA pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. NOBUO OKI
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. JOSIVALDO GODOY DA SILVA
Departamento de Engenharia Elétrica / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Data da realização: 30 de maio de 2008.

Presidente da Comissão Examinadora
Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

*À minha Amada Luciana Paro Scarin.
Aos meus pais:
Luiz Carlos Dias de Freitas
e
Zoraide de Barros Freitas.
Dedico*

*Aos meus irmãos:
Taís Barros de Freitas
e
Cláudio Luiz Barros de Freitas.
À minha avó Maria Angélica Dias de Freitas.
À minha família.
Aos meus amigos.
Ofereço*

"Não sabes a vida porque não imaginas a sua privação. Vê se consegues ter uma idéia da morte e saberás a maravilha que te coube, que tiveste a sorte incrível de te caber." (Vergílio Ferreira)

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer primeiramente e principalmente ao meu orientador, o professor Aparecido Augusto de Carvalho por me dar uma oportunidade na vida, além de confiança, orientação, amizade e compreensão. Todas as vezes que perco a paciência, quando tudo parece errado, lembro-me da calma e segurança como ele resolve os problemas. Do nada surge uma solução. E quando me falta o conhecimento adequado, ele consegue apontar um caminho para a solução sem esforço. O mundo fica mais fácil.

A minha futura esposa Luciana Paro Scarin pelo companheirismo, força de vontade, carinho, compreensão e vontade de casar dela. Assim caminhamos juntos!

Aos meus pais Luiz Carlos e Zoraide que me acompanharam desde sempre, com ajuda financeira, entusiasmo e incentivo a continuar ou recomeçar.

Aos meus sogros José Antônio Scarin e Luiza Paro Scarin que me apoiaram e me acolheram nos momentos mais difíceis da minha vida. Hoje montamos uma grande família.

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica, Marcelo Carvalho Minhoto Teixeira, Edvaldo Assunção, Alexandre César Rodrigues da Silva, Antonio Padilha Feltrin, Ailton Akira Shinoda, Carlos Roberto Minussi, Cláudio Kitano, Dionízio Paschoarelli Júnior, Falcondes José Mendes Seixas, José Carlos Rossi, Jozué Vieira Filho, Nobuo Oki, Ricardo Tokio Higuti, Rubén Augusto Romero Lázaro, Suely Cunha Amaro Mantovani.

Aos professores do Departamento de Engenharia Civil, Adriano Souza, Osvaldo Luís Manzoli, Rogério de Oliveira Rodrigues e Tsunao Matsumoto.

Aos professores do Departamento de Engenharia Mecânica, Adyles Arato Júnior, Antonio de Pádua Lima Filho e Antonio Eduardo Turra.

Aos professores do Departamento de Física e Química, Luiz Francisco Malmonge, Walter Katsumi Sakamoto.

Aos professores do Departamento de Matemática, Célia Aparecida dos Reis, Edson Righeto, Edson Donizete de Carvalho, Francisco Villarreal Alvarado, Jaime Edmundo Apaza Rodriguez, Lilian Yuli Isoda, Mara Lúcia Martins Lopes, Marcela Luciano Vilela de Souza, Osmar Aléssio, Paulo Isamo Hiratsuka, Alexandre Alves de Lima Ribeiro, Dalva Maria de Oliveira Villarreal, Érica Regina Marani Daruichi Machado e Walter Veriano Valério Filho.

Ao professor fisioterapeuta Rodrigo Alberto Dispatto Mendes Martins que sugeriu ao Prof. Aparecido a implementação da plataforma de força.

Ao professor fisioterapeuta Augusto Cesinando de Carvalho que me orientou corretamente nas idéias de tratamentos de pacientes colocando-me na direção correta.

Ao meu amigo Marcelo Augusto Assunção Sanches que colaborou comigo durante todo o projeto indicando caminhos para melhores soluções.

Ao meu amigo Mateus Fernandes Réu Urban que me auxiliou em todo o projeto.

À minha amiga Denise Cristina Reynaldo, que participou na criação e desenvolvimento do *software* do projeto.

Ao meu amigo Elcio Alteris dos Santos que me auxiliou nas teorias anatômicas.

Ao meu amigo Mário Marcio Estremote, que me auxiliou nas teorias sobre a Fisioterapia.

Ao meu amigo Wesley Pontes, que com a disposição de aprender microcontroladores da ATMEL, forçou-me a estudar e descobrir novas tecnologias.

Ao meu amigo Josivaldo Godoy da Silva, que me orientou e me acalmou nas horas de precisão e desespero.

Aos técnicos Valdemir Chaves, José Augusto Hernandes (Torno Arte) e Carlos Eduardo (Coração) pela confecção mecânica de alguns componentes.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Elétrica, Valdemir Chaves, Adilson Antônio Palombo, Everaldo Leandro de Moraes, José Aderson Anhussi e Hidemassa Oikawa, por me ajudarem a confeccionar algumas placas de circuitos, além do apoio moral e amizade construída e preservada.

Ao técnico Carlos José Santana (Grilo), do Departamento de Engenharia Mecânica, que me auxiliou na colagem dos extensômetros.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Civil, Gilson Campos Corrêa, José Cavassano Ribeiro, Mário Roberto Corrêa Ferreira, Ronaldo Mendes do Amaral e Silvio Rogério Sanita Moreira, que me auxiliaram cedendo-me equipamentos para medição de precisão.

Aos técnicos da CESP, Jair Gomes e Lourival Pereira que mudaram totalmente o rumo e a qualidade deste trabalho.

Aos amigos Euller Barreto e Nelson Rezende, que iniciaram a modificação dos componentes e direcionou-me a um final produtivo.

Ao técnico Gilberto Brito, que aprimorou o sistema de colagem, e retirada de *offset* através do uso de manganin.

Aos meus cunhados Lucila e Leandro e meus amigos Renato Mendes, Carolina Tucunduva da Silva (Carol), Sergio Nazário, Erica, Rodrigo Koji, Bacana, Daniel, Marlene, Silvia e Sr. Luiz Cláudio (pais de Carolina), Nair Rodrigues de Souza que de muitas formas, em muitas ocasiões, deram valiosas contribuições durante a realização deste trabalho.

Aos componentes da Banda Roda Viva.

A CAPES e à FAPESP pelo suporte financeiro.

À CYPRESS pela doação dos kits do PSoC.

À CESP.

RESUMO

Neste trabalho, descreve-se um sistema eletrônico informatizado implementado com o objetivo de medir a distribuição do peso corporal na região plantar de pacientes, visando relacioná-la diretamente à tipologia e deformidades dos pés e associando-a, indiretamente, a eventuais deformidades dos membros inferiores, coluna vertebral, algias músculo-esqueléticas e instabilidades da postura humana. O sistema é constituído por células de carga com extensômetros, montadas em uma base metálica, circuito de condicionamento de sinais, circuito de interfaceamento e um *display* de cristal líquido. Foi construída uma plataforma piloto com 4 células de carga, mas o projeto do sistema prevê a construção de duas plataformas com 45 células de cargas, cada uma. As células de carga apresentaram resposta linear, precisão superior a 2%, resolução inferior a 0,5 N e histerese desprezível. São apresentados os resultados de medições, efetuadas com o sistema, para medir a distribuição de forças nas quatro células de carga, quando se aplicou sobre elas um peso conhecido. As informações foram apresentadas em um *display* de cristal líquido e posteriormente serão apresentadas na tela de um computador, por meio de um programa desenvolvido em Delphi, facilitando a visualização para especialistas da área, principalmente médicos, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. Com o equipamento proposto será possível investigar, clinicamente, patologias estudadas pela Podologia, Posturologia e Podoposturologia, viabilizando, com as informações captadas pelo sistema, metodologias mais adequadas de tratamentos.

Palavras-chave - Plataforma de força, região plantar, distribuição de força, célula de carga, microcontrolador, PSoC

ABSTRACT

In this work we describe an electrical system implemented with the purpose of measuring the distribution of body weight in plantar region of patients, aiming to relate it directly to the typology and deformities of the feet and involving it, indirectly, to any deformities of the lower limbs, skeletal spine, muscle-skeletal pains and human posture instability. The system consists of load cells with strain gages within a metal base, signal conditioning circuit, interfacing circuit, and a liquid crystal display. A prototype platform with 4 load cells was built, but the system will have two platforms with 45 loads of cells, each one. The load cells presented linear response, precision better than 2%, resolution less than 0.5 N, and low hysteresis. We show the results of the force distribution when a know weight is applied over the four load cells. The informations have been presented in a liquid crystal display, but later they will be presented in the screen of a computer, facilitating the visualization for specialists, mainly doctors, physiotherapists and occupational therapists. With the proposed equipment it will be possible to investigate, clinically, pathologies studied by Podology, Posturology and Podoposturology making feasible, with the information obtained with the system, more appropriate methodologies of treatment.

Key-words – Force platform, plantar region, force distribution, load cell, microcontroller, PsoC.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Ossos do pé direito, vista dorsal.	30
Figura 2.2 - Ossos do pé direito, vista inferior.	31
Figura 2.3 - O triângulo equilátero e seus vértices.	32
Figura 2.4 - Abóbada plantar sustentada por três arcos.....	33
Figura 2.5 - Pontos de apoio do pé direito.	33
Figura 2.6 - Vista interna da abóbada plantar do pé direito.	34
Figura 2.7 - Demonstração de um pé valgo.	35
Figura 2.8 - Demonstração de um pé varo.	36
Figura 2.9 - Demonstração de um pé plano.....	36
Figura 2.10 - Demonstração de um pé cavo.	37
Figura 2.11 - Foto de um hálux valgo.	37
Figura 2.12 - Demonstração da coluna vertebral.....	38
Figura 2.13 - Linha de Gravidade.....	42
Figura 2.14 - Padrão patológico da hemiplegia.....	51
Figura 3.1 - Diagrama de tensão-deformação.....	59
Figura 3.2 - Carga uniformemente centrada.	62
Figura 4.1 - Foto da plataforma com quatro células de carga.....	65
Figura 4.2 - Foto das peças constituintes da célula de carga.	66
Figura 4.3 - Última versão da célula de carga.....	66
Figura 4.4 - Espessura do diafragma em função da tensão aplicada.	68
Figura 4.5 - Força em função da tensão máxima admissível	69
Figura 4.6 - Gráfico da espessura do diafragma X coeficiente de segurança.....	69
Figura 4.7 - Medidas do diafragma projetado.	70
Figura 4.8 - Aplicador	70
Figura 4.9 - Vista superior da camisa.	71
Figura 4.10 - Vista frontal em corte da camisa (Cotas em milímetros).	71
Figura 4.11 - Extensômetro utilizado.....	72
Figura 4.12 - Circuito de condicionamento de sinais.....	73
Figura 4.13 - Foto da placa de condicionamento de sinais.....	74
Figura 4.14 - Configuração dos blocos analógicos do PSoC.	76
Figura 4.15 - Esquema do PGA do PSoC.	76
Figura 4.16 - PSoC montado na placa de circuito impresso.	77
Figura 4.17 - Diagrama interno do potenciômetro digital X9C104P.	78
Figura 4.18 - Pinagem do microcontrolador ATMEGA8.	80
Figura 4.19 - Driver/receiver para TTL/RS 232C.	81
Figura 4.20 - Conversão entre TTL e RS 232C.....	82
Figura 4.21 - Esquema do circuito de interfaceamento.....	82
Figura 4.22 - Foto do circuito de interfaceamento com o ATMEGA8.....	83
Figura 4.23 - Esquema do circuito de interfaceamento.....	84
Figura 4.24 - Foto do circuito de interfaceamento.....	85
Figura 4.25 - Esquema do circuito gravador para ATMEL 8-bits AVR.	86
Figura 4.26 - Foto do circuito gravador de ATMEL 8-bits AVR.....	86
Figura 4.27 - Tela de programação do BASCOM.	87
Figura 4.28 - Tela do simulador e as variáveis.....	88
Figura 4.29 - Tela do simulador.	88
Figura 4.30 - Tela de gravação.	89
Figura 5.1 - Método de aplicação de força nas células.	93
Figura 5.2 - Resposta do sistema com a célula 1, no carregamento.	93
Figura 5.3 - Resposta do sistema com a célula 1, no descarregamento.....	94
Figura 5.4 - Resposta do sistema com a célula 1.	94
Figura 5.5 - Determinação da precisão do sistema com a célula 1.	95
Figura 5.6 - Resposta do sistema com a célula 2, no carregamento.	95
Figura 5.7 - Resposta do sistema com a célula 2, no descarregamento.....	96
Figura 5.8 - Resposta do sistema com a célula 2.	96
Figura 5.9 - Determinação da precisão do sistema com a célula 2.	97
Figura 5.10 - Resposta do sistema com a célula 3, no carregamento.	97

Figura 5.11 - Resposta do sistema com a célula 3, no descarregamento.....	98
Figura 5.12 - Resposta do sistema com a célula 3.....	98
Figura 5.13 - Determinação da precisão do sistema com a célula 3.....	99
Figura 5.14 - Resposta do sistema com a célula 4, no carregamento.....	99
Figura 5.15 - Resposta do sistema com a célula 4, no descarregamento.....	100
Figura 5.16 - Resposta do sistema com a célula 4.....	100
Figura 5.17 - Determinação da precisão do sistema com a célula 4.....	101
Figura 5.18 - Plataforma de força com as quatro células.....	102
Figura 5.19 - Aplicação de força de 49 N na plataforma.....	103
Figura 5.20 - Resultados da distribuição da força de 49 N.....	103
Figura 5.21 - Aplicação de força de 98 N na plataforma.....	104
Figura 5.22 - Resultados da distribuição da força de 98 N.....	104
Figura 5.23 - Sistema completo montado em bancada.....	105
Figura 5.24 - Tela principal do programa PMP.....	106
Figura 5.25 - Tela de cadastramento de avaliadores.....	107
Figura 5.26 - Tela de inclusão de avaliadores.....	107
Figura 5.27 - Tela de alteração de avaliadores.....	108
Figura 5.28 - Tela de cadastramento de pacientes.....	108
Figura 5.29 - Tela de cadastramento de pacientes.....	109
Figura 5.30 - Tela de alteração de pacientes.....	109
Figura 5.31 - Tela de consulta geral do paciente do programa PMP.....	110
Figura 5.32 - Tela de consulta diária do paciente do programa PMP.....	111
Figura 5.33 - Tela de avaliação do paciente do programa.....	112
Figura 5.34 - Tela de avaliação do paciente.....	113
Figura 5.35 - Tela de consulta diária do paciente após uma avaliação.....	114

SIMBOLOGIA

Símbolo	Descrição	Símbolo	Descrição
σ	Tensão normal.	σ_{adm}	Tensão normal admissível.
E	Módulo de elasticidade. longitudinal	ε	Deformação
P	Força vertical.	δ	Flecha. Alongamento relativo. Afundamento.
A	Seção transversal de uma barra.	ρ	Resistividade.
l	Comprimento.	f_s	Fator de segurança.
dl	Variação do comprimento	R	Resistência do fio.
μ	Coefficiente de Poisson.	dR	Variação da resistência.
a	Raio da área de colagem do extensômetro.	D	Módulo de rijeza.
x	Raio da área externa da força aplicada.	b	Raio da área interna da força aplicada.
K	Fator de gage	t	Espessura.
ε_T	Deformação Máxima	C	Constante de Bridgman.
W	Afundamento parte interna.	$\varepsilon_{1,2,3,4}$	Deformação no extensômetro 1,2,3,4
		dW	Afundamento central

SIGLAS

A/D	Analógico / Digital
ALU	Unidade Lógica e Aritmética.
AVC	Acidente Vascular Cerebral.
AVCH	Acidente Vascular Cerebral Hemorrágico.
AVCI	Acidente Vascular Cerebral Isquêmico.
AVCIE	Acidente Vascular Cerebral Isquêmico Embólico.
AVCIT	Acidente Vascular Vertebral Isquêmico Trombótico.
AVD	Atividade de Vida Diária.
AVP	Atividade de Vida Prática.
AVR	Pedido de Verificação de Endereço.
CI	Circuito Integrado.
CISC	Computador com um Conjunto Complexo de Instruções.
CMOS	Semicondutor Metal-Óxido Complementar.
CMRR	Taxa de Rejeição de Modo Comum.
CNC	Controle Numérico Computadorizado.
CPU	Unidade Central de Processamento.
EADAVC	Escala de Avaliação de Deficiências de AVC.
EEPROM	Memória Somente de Leitura Programável Apagável Eletricamente.
FTC	Faculdade de Ciências e Tecnologia.
JFET	Transistor com Junção de Efeito de Campo.
Hz	Hertz.
I2C	Circuito Inter-Integrado.
LCD	Visor de Cristal Líquido.
MIF	Medida de Independência Funcional.
MIPS	Milhões de Instruções Processadas por Segundo.
OTG	Órgão Tendinoso de Golgi.
PGA	Adaptador Gráfico Profissional.
PMP	Plataforma para Medição Plantar.
PSOC	Programmable system on chip.
RISC	Computador com um Conjunto Reduzido de Instruções.
SNC	Sistema Nervoso Central.
SPI	Interface Serial para Periféricos.

TCP/IP	Protocolo de Controle de Transmissão/Protocolo Internet.
TQFP	Encapsulamento Plástico Quadrado Fino.
TTL	Lógica Transistor - Transistor.
TWM	Teste Motor de Wolf.
UART	Transmissor Receptor Assíncrono Universal.
USB	Barramento Serial Universal.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1.....	17
1 INTRODUÇÃO GERAL.....	18
1.1 INTRODUÇÃO.....	18
1.2 OBJETIVOS.....	23
1.3 JUSTIFICATIVA.....	23
1.4 ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS.....	25
1.5 REFERÊNCIAS.....	26
CAPÍTULO 2.....	28
2 FUNDAMENTOS DA BIOMECÂNICA HUMANA.....	29
2.1 ESTRUTURA ANATÔMICA E FUNCIONAL DO MEMBRO INFERIOR.....	29
2.1.1 Ossos do Membro Inferior.....	29
2.1.2 A Abóbada Plantar.....	31
2.1.3 Deformidades do pé.....	35
2.2 COLUNA VERTEBRAL.....	38
2.2.1 Função.....	39
2.3 POSTURA.....	39
2.3.1 Mecanismo de Controle Postural.....	40
2.3.2 Correlação entre Centro de Gravidade, Equilíbrio e Postura.....	42
2.3.3 Equilíbrios Patológicos.....	46
2.3.4 Equilíbrio e Disponibilidade.....	46
2.4 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC).....	47
2.4.1 Hemiplegia.....	48
2.4.2 Alterações Sensoriais.....	49
2.4.3 Fase Flácida.....	49
2.4.4 Fase Espástica.....	50
2.4.5 Padrão Postural.....	51
2.4.6 Perda do movimento seletivo.....	52
2.4.7 Reações Associadas.....	52
2.4.8 Equilíbrio do Paciente Pós-AVC.....	52
2.4.9 Algumas Alterações Morfofisiológicas Após um AVC.....	53
2.5 REFERÊNCIAS.....	53
CAPÍTULO 3.....	56
3 ESTRUTURAS MECÂNICAS.....	57
3.1 LEI DE HOOKE.....	57
3.2 DIAGRAMA DOS ENSAIOS DE TRAÇÃO.....	58
3.3 EXTENSÔMETROS METÁLICOS.....	59
3.3.1 Princípio de Funcionamento de Extensômetros Metálicos.....	59
3.4 REFERÊNCIAS.....	63
CAPÍTULO 4.....	64
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	65
4.1 PLATAFORMA DE FORÇA E CÉLULA DE CARGA.....	65

4.2	CÁLCULO DO DIAFRAGMA	67
4.3	O APLICADOR.....	70
4.4	A CAMISA	70
4.5	O SENSOR	71
4.6	O CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS.....	72
4.7	O CIRCUITO DE AJUSTE AUTOMÁTICO DE OFFSET.....	77
4.8	O CIRCUITO DE INTERFACEAMENTO	79
4.8.1	Funcionamento do Circuito de Interfaceamento	81
4.8.2	Comunicação entre CI's.....	83
4.9	O CIRCUITO GRAVADOR	85
4.10	O PROGRAMADOR BASCOM.....	87
4.11	REFERÊNCIAS.....	89
<u>CAPÍTULO 5.....</u>		<u>91</u>
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO		92
5.1	MEDIÇÕES DE PESOS CONHECIDOS COM O SISTEMA	92
5.1.1	Análise do sistema, com cada célula.....	92
5.1.2	Análise do sistema com as 4 células em conjunto	102
5.2	PROGRAMA PMP (PLATAFORMA PARA MEDIÇÃO PLANTAR)	105
5.2.1	Cadastramento do Avaliador.....	107
5.2.2	Cadastramento do Paciente	108
5.2.3	Consulta Geral	110
5.2.4	Consulta Diária	111
5.2.5	Avaliação do Paciente.....	112
<u>CAPÍTULO 6.....</u>		<u>115</u>
6 CONCLUSÃO.....		116
<u>GLOSSÁRIO</u>		<u>118</u>
<u>ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA.....</u>		<u>127</u>
<u>ANEXO B – CARACTERÍSTICAS DO AÇO INOX VC-150.....</u>		<u>130</u>
<u>APÊNDICE A – PROGRAMA PARA CÁLCULO DO DIAFRAGMA.....</u>		<u>133</u>

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO GERAL

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica sobre medições de forças na região plantar dos pés, conceitos básicos sobre hemiplegia, os objetivos e a justificativa para a execução deste trabalho.

1.1 INTRODUÇÃO

O homem se estabiliza no seu ambiente por uma integração de informações que procede dos receptores visuais (olhos), vestibular (ouvido) e plantar (pés). É suficiente alterar uma ou mais dessas informações para modificar sua estabilização.

Como todos os corpos materiais, o corpo humano é submetido às leis da gravidade. Para que esteja em equilíbrio estável, seu centro de gravidade deve estar no centro de sua base de sustentação. Qualquer desequilíbrio, seja ele segmentar ou articular, deverá ser compensado no mesmo plano por um desequilíbrio igual, mas em sentido oposto. De acordo com as particularidades anatômicas, a compensação poderá ocorrer sobre um ou vários segmentos, sobre uma ou várias articulações, em um ou vários planos (BIENFAIT, 1999).

A coluna vertebral é um segmento complexo de funcionalidade significativa, que proporciona um elo mecânico entre as extremidades superiores e inferiores (HALL, 2005), onde seus movimentos ocorrem através da combinação de cada movimento individual das vértebras.

A coluna possibilita ao homem manter-se na posição de pé, além de articular o movimento dos troncos e proteger a medula espinhal. Suporta esforços gerados pelo peso corporal, pela tensão nos ligamentos vertebrais e nos músculos, pela pressão intra-abdominal e por quaisquer cargas externas aplicadas (BIENFAIT, 1999).

O pé é um órgão da base de sustentação que determina a estática do corpo. As primeiras preocupações dos terapeutas e médicos, nos tratamentos da reeducação estática, devem ser com este órgão, uma vez que variações na base ou na estática do corpo normalmente ocasionam desvios na postura que podem gerar problemas complexos no futuro.

Para interpretar as alterações no apoio plantar, os pés são geralmente divididos em três regiões distintas: região do calcâneo, que representa a pressão exercida pelo calcâneo;

região do meio do pé, que representa os apoios exercidos, geralmente, pela parte externa do arco do pé e região dos dedos, que representa o apoio das falanges (MANFIO et al, 1991).

A adaptação do pé ao membro inferior e à cintura pélvica é uma fisiologia fundamental para a compreensão dos problemas estáticos. Um movimento pélvico ou uma má posição pélvica acarreta uma adaptação do pé. Uma deformação do pé é sempre responsável por uma má posição pélvica (BIENFAIT, 1995).

Na abóbada plantar, o peso do corpo transmitido pelo membro inferior, aplica-se sobre o tarso posterior, ao nível de uma polia que se chama astrágalo, por meio da articulação túbio-tarsiana. Daí os esforços se dividem em três direções, para as regiões de apoio da abóbada plantar.

É de grande importância o estudo anatômico e topográfico de pés normais, visando assim detectar alterações passíveis de tratamento, observando também a tipologia dos pés (cavos, planos, invertidos, evertidos e eqüinos) para posteriormente aplicar técnicas adequadas de tratamento visando uma melhor postura ou colocação plantar no solo.

A medição da interação do solo com o pé é importante para a análise da locomoção humana, onde comumente é estudada utilizando-se sistemas de medição de força e pressão.

O exame de descarga de peso nos pés tem sido avaliado de forma subjetiva, quer dizer, o avaliador observa e julga. Na década de noventa, os fisioterapeutas e profissionais de saúde pintavam as solas dos pés dos referidos pacientes, e solicitavam que os mesmos pisassem em uma folha de papel em branco para observar como acontecia a descarga de peso nos pés e avaliavam quais as disfunções que ocorriam. O podoscópio, aparelho que também se utilizava na mesma época, não oferece uma avaliação objetiva ou quantitativa de descarga de peso nas solas dos pés, pois o avaliador observa o pé através de espelhos que se deslocam para cima e para baixo, garantindo a visualização da distribuição de carga.

Esses métodos subjetivos ainda são utilizados em muitos ambulatórios, hospitais e clínicas, uma vez que o Baropodômetro é um aparelho de custo elevado e de difícil acesso a muitas instituições de saúde. De acordo com a empresa Arkipelago (2007), o preço do baropodômetro modelo FootWork é de R\$17.000,00 (dezessete mil reais) e do modelo FootWork Pro de R\$31.700,00 (trinta e um mil e setecentos reais).

A Baropodometria garante uma avaliação objetiva com fundamento científico para o tratamento das disfunções do sistema músculo-esquelético. Ela é um meio confiável para avaliar as disfunções do pé e suas relações com os outros segmentos do corpo, e também

facilita a compreensão das influências posturais sobre os pés ou vice-versa (OLIVEIRA, et al., 1998).

A Baropodometria é um exame objetivo e quantitativo que analisa a pressão plantar sobre uma plataforma composta de sensores, que visa mensurar e comparar as pressões ou forças exercidas nos diferentes pontos da região plantar tanto na posição estática ou na marcha.

O sistema permite fazer análises de diversos parâmetros da marcha, fornecendo a força vertical; deslocamentos, oscilações do centro de força; pressões exercidas em diferentes pontos das regiões plantares; número de passos por minuto; assimetria de descarga de peso corporal nas regiões plantares e duração do período isolado dessas fases da marcha; A avaliação das pressões e o tempo desde o contato inicial até o contato total, o desprendimento do calcanhar e do hálux; define a elaboração de gráficos no tempo e pressão, força vertical e pressão, através de imagens geradas com diferentes cores que representam as variações de pressões exercidas nos pés.

A avaliação é realizada através de sensores pressóricos de sensíveis, sendo que este exame mede a distribuição pressórica estática durante o ortostatismo e comportamento dinâmico durante a marcha, corridas e saltos. Os dados são fornecidos de forma qualitativa através da avaliação de imagem da morfologia do passo, da distribuição pressórica plantar segmentar no retopé, médio pé e antepé, da distribuição de cargas sobre a superfície plantar e do deslocamento do centro de força. Os dados também são fornecidos de forma quantitativa como o tempo das diferentes fases da marcha, a duração do passo, o tempo de apoio nos diferentes segmentos do pé; valores das forças verticais nas unidades de forças convencionais; pressões exercidas ao longo do passo. Os dados quantitativos possibilitam um registro numérico para estudos mais exatos entre grupos de pacientes, avaliações pré e pós-procedimentos conservadores e não conservadores. No entanto, estes dados devem ser coletados e interpretados criteriosamente (OLIVEIRA, et al., 1998).

Outro importante estudo aplicado nas plataformas de força é a verificação referente à postura, equilíbrio e posicionamento do sistema músculo-esquelético em relação a uma harmoniosa anatomia e arquitetura do corpo, assim como, suas funções e disfunções por meio de testes de distribuição de peso pelos pés.

Plataformas de forças são empregadas em análises de marcha e postura. Elas informam os componentes da reação do solo na região fornecendo também o deslocamento do

centro de pressão instantâneo, mas não propiciam informações a respeito da localização do pé na plataforma ou a distribuição das cargas nos pés. Diversas soluções empíricas foram propostas na literatura para se obter informações essenciais para a análise da marcha e postura. A localização do pé é freqüentemente determinada utilizando a plataforma de força em associação com um sistema opto - eletrônico que detecta um número variável de marcadores, colocados em correspondência com pontos anatômicos (SCOTT; WINTER, 1991).

Plataformas de pressão medem a distribuição de pressão na região plantar, a localização dos pés, a força de reação vertical e o deslocamento do centro de pressão (AKHLAGHI; PEPPER, 1996).

Davis e Perri (1995) desenvolveram um dispositivo para medir pressões plantares e forças de cisalhamento.

Cobb e Claremont (1995) apresentaram exemplos de transdutores capacitivos, piezoelétricos, ópticos, resistivos e condutivos utilizados na medição das forças vertical e de cisalhamento, que agem na superfície plantar.

Urry (1999) descreveu as características dos sensores mais comumente utilizados para medição de pressões plantares. Ele mostrou como o projeto do sensor influencia nas medições e que a avaliação dos dados clínicos exige o entendimento preliminar do sensor escolhido.

Giacomozzi e Macellari (1997) construíram um aparelho montando uma plataforma de pressão dedicada em uma plataforma de força. O dispositivo pode estimar, simultaneamente, as forças de reação do solo (forças verticais e de cisalhamento, momento livre e localização do centro de pressão), a distribuição de pressão na área de contato solo - pés e a trajetória do centro de pressão superposto na área de contato.

Medições de pressões plantares são comumente utilizadas para determinar características de cargas específicas na sola dos pés. Todavia não há consistência nas técnicas de medição nem nos resultados relatados, segundo Stebbins et al (2005).

Clinicamente, é mais relevante examinar pressões sob áreas específicas dos pés do que a pressão no pé, como um todo. Teoricamente, os pés podem ser divididos em seções cada vez menores, porém, ainda que informações mais precisas possam ser obtidas, pode haver perda de informação a respeito da função global dos pés (LORD; REYNOLDS; HUGHES, 1986).

De acordo com Stebbins et al. (2005), subdivisões dos pés devem ser pequenas o suficiente para não haver confusão com a função de uma área vizinha, mas devem ser adequadamente grandes para incluir todas as informações úteis a respeito daquela área particular. Idealmente, divisões precisam corresponder à função e anatomia dos pés e devem, portanto, levar em conta os locais das articulações nos pés.

Uma matriz de sensores capaz de medir forças em pequenas áreas dos pés pode ser muito útil em estudos de Biomecânica e Baropodometria.

A hemiplegia é uma paralisia dos músculos de um lado do corpo, ou seja, um hemicorpo, contra lateral ao lado do cérebro em que ocorreu o AVC (acidente vascular cerebral) (STOKES, 2000). Esta alteração na função motora pode levar a *déficits* na coordenação dos movimentos, fraqueza de músculos específicos, tônus anormal, ajustes posturais anormais, movimentos sinérgicos anormais e falta de mobilidade entre estruturas da cintura escapular (UMPHRED, 1994, SAHIN; OZORAN; UÇAN, 2001, CACHO; MELO; OLIVEIRA, 2004).

A diminuição da força muscular da perna hemiplégica acarreta em maior desequilíbrio postural. Assim, o hemiplégico tem dificuldade em manter-se na posição ortostática e na marcha, devido ao padrão assimétrico nas posturas dinâmicas e estáticas. A postura adequada é um pré-requisito para a estabilização do corpo na posição vertical durante vários movimentos e para a mobilidade (MAEDA et al, 2001).

A mobilidade é uma característica da nossa independência como seres humanos, definida como capacidade de nos movermos, de uma forma independente e segura, de um lugar para outro (SHUMWAY et al, 2003).

O equilíbrio é muito importante para os seres humanos realizarem as atividades da vida diária e se relacionarem junto ao meio ambiente. A instabilidade do equilíbrio e os distúrbios neuromusculares causados pelo AVC constituem um dos principais fatores que resultam na queda. As quedas representam o maior problema de saúde pública entre pessoas idosas e resulta em significativa taxa de morbidade e mortalidade (PUISIEUX et al, 2001). Estudos mostram que a incidência de quedas varia de 23% a 50% em pacientes hemiplégicos crônicos, o que é muito maior do que numa comunidade de idosos que não sofreram AVC (11% a 30%) (HARRIS et al, 2005).

A capacidade do andar e o desempenho de como o idoso a executará é um fator que está ligado às quedas, já que muitas delas ocorrem durante a marcha (HARRIS et al, 2005).

Nota-se que o controle do equilíbrio é um fator crucial para um andar estável, (CHERN; YANG; WU, 2006). Assim, equilíbrio deve ser focado como um dos principais itens na reabilitação do paciente pós – AVC, principalmente o estático.

Uma das principais preocupações das quedas é que 26% das pessoas que sofreram uma queda com lesão começam a evitar situações que exijam maiores capacidades de equilíbrio, levando à deficiências adicionais na capacidade de andar e no equilíbrio (SHUMWAY et al, 2003).

Atualmente estão à disposição muitos aparelhos de avaliação para o paciente hemiplégico, como as plataformas de força, os MIF, o TMW, dinamômetros de preensão, EADAVC, Índice de Barthel (método quantitativo de avaliação do grau de independência nas atividades de vida diária), dentre outros. Entre estes instrumentos destacam-se os exames funcionais, que medem a capacidade do indivíduo de realizar tarefas e atividades essenciais, em aspecto quantitativo (SHUMWAY et al, 2003, CACHO; MELO; OLIVEIRA, 2004), ou seja, transformam as capacidades em valores numéricos que podem ser medidos e comparados. São utilizados para discriminarem o que não é normal, preverem o estado futuro ou avaliarem as mudanças com o tempo (STOKES, 2000). Devido ao extenso grupo de pós-AVCs com incapacidades residuais é necessário que se escolha um instrumento de avaliação válido e confiável. A Escala de Equilíbrio de Berg é utilizada para avaliar mudanças funcionais com o passar do tempo.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi implementar de um sistema eletrônico para medir a distribuição do peso corporal na região plantar de pacientes, visando relacioná-la diretamente à tipologia e deformidades dos pés e associando-a, indiretamente, a eventuais deformidades dos membros inferiores, coluna vertebral, algias músculo-esqueléticas e instabilidades da postura humana.

1.3 JUSTIFICATIVA

Existem poucos equipamentos no mercado voltados para a medição objetiva de parâmetros biofísicos relacionados com alterações do equilíbrio humano. Os poucos equipamentos disponíveis possuem custos elevados, muitas vezes, incompatíveis com a realidade dos profissionais de saúde brasileiros.

O baropodômetro é um exemplo típico, pois é uma tecnologia de difícil acesso para a grande maioria das clínicas, instituições, associações, hospitais e centros de reabilitação. Não é produzido em território nacional e apresenta custo elevado. Ele trabalha com regiões dos pés, mostrando variações nas áreas equivalentes dos pés e não em pequenas áreas da região plantar.

Para o clínico preparado e experiente, os dados obtidos, através de um sistema de Baropodometria, possibilitam interpretação dos fatores que podem direta ou indiretamente estar causando os sintomas ou deformidades verificadas ou relatadas pelo paciente. A partir de uma análise adequada dos dados oferecidos pela Baropodometria, consegue-se dentro dos conceitos da Podoposturologia prescrever uma palmilha com finalidade terapêutica individualizada, que aprimora e acelera os resultados de alívio de algias ou cura. Os equipamentos de Baropodometria só medem a descarga de pesos em áreas relativamente grandes da região plantar.

O equipamento ao ser implementado em sua totalidade possibilitará que indivíduos sejam avaliados em suas proporcionalidades de descarga de peso plantar, em pequenas áreas. Com os dados coletados o clínico/avaliador poderá fazer um diagnóstico mais preciso do paciente.

Em princípio, o equipamento possui um enorme leque de aplicações para diagnóstico clínico e fisioterapêutico, sendo sua indicação irrestrita, já que o mesmo, através dos dados captados, fornece subsídios para que o clínico/avaliador relacione as eventuais disparidades, direta ou indiretamente, às manifestações clínicas relacionadas previamente pelo indivíduo, dentro de várias áreas do domínio clínico, sobretudo a músculo-esquelética (ortopédica).

A avaliação e a análise das condições clínicas funcionais do paciente são essenciais para estabelecer um programa de recuperação motora.

Atualmente, o tratamento realizado através da individualização das palmilhas direciona-se a vários tipos de sintomas e manifestações clínicas como, por exemplo, dores e desconforto na região dos pés, nos membros inferiores, na pelve e na coluna vertebral. As palmilhas podem ser confeccionadas com o objetivo de controlar deformidades anatômicas e posturais gerais, sendo também utilizadas com finalidades de aprimoramento do desempenho biomecânico, em praticantes de atividade física e atletas.

Outro tratamento bastante utilizado é a realização de exercícios propostos por profissionais da área que observam o desenvolvimento e avaliam qualitativamente o desenvolvimento do paciente.

Portanto, o desenvolvimento de um sistema de medição de forças em seções reduzidas da região plantar, com baixo custo e versátil, deverá ser muito benéfica para a comunidade brasileira de fisioterapeutas, médicos e terapeutas ocupacionais, além de contribuir para a realização de pesquisas em Fisioterapia, Posturologia e Biomecânica.

No elevado número de atendimentos clínicos realizados neste país, é grande o contingente de indivíduos que apresentam comprometimento no sistema neuro-músculo-esquelético. O equipamento proposto é indicado para a avaliação clínica destes pacientes e contribuirá para aprimorar o diagnóstico, visando-se proporcionar um tratamento eficaz e um prognóstico positivo.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCT (Faculdade de Ciências e Tecnologia) - UNESP - Presidente Prudente-SP (Anexo A).

Este projeto faz parte de um projeto apoiado financeiramente pela FAPESP, com o título “**SISTEMA INFORMATIZADO PARA MEDIÇÃO DE FORÇAS NA REGIÃO PLANTAR E CORRELAÇÃO COM ESCALA DE BERG EM PACIENTES HEMIPLÉGICOS**”, processo número 2006/07298-1.

1.4 ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS

O trabalho foi organizado em seis capítulos.

O Capítulo 2 aborda conceitos relacionados às estruturas anatômicas e funcionais dos membros inferiores, coluna vertebral, postura, acidente vascular cerebral, hemiplegia.

O Capítulo 3 aborda conceitos relacionados à física e resistência dos materiais, que dão suporte para a implementação das estruturas mecânicas do projeto.

O Capítulo 4 descreve os materiais e métodos empregados para se atingir o objetivo deste trabalho.

O Capítulo 5 apresenta os resultados obtidos.

O Capítulo 6 apresenta as principais conclusões do trabalho.

1.5 REFERÊNCIAS

- AKHLAGHI, F.; PEPPER, M. G. In-shoe biaxial shear force measurement: the Kent shear system. **Medical And Biological Engineering And Computing**, Heidelberg, v. 34, n. 4, p.315-317, 04 jul. 1996.
- ARKIPELAGO. **Baropodometria e eletroestimulação**. (s.l.: s.n., 2007?).Disponível em: <http://www.arkipelago.com.br/index_home.html>. Acessado em: 24 jul. 2007. (Informação por E-Mail).
- BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos : filosofia, patologia e tratamento fisioterápico**. 4. ed. São Paulo: Summuns, 1995. 149 p.
- CACHO, E. W. A.; MELO, F. R. L. V.; OLIVEIRA, R. Avaliação da recuperação motora de pacientes. **Revista Neurociências**, Campinas, v. 12, n. 2, p.94-100, 14 ago. 2004. Disponível em: <<http://www.unifesp.br/dneuro/neurociencias/Neurociencias12-2.pdf>>. Acessado em: 2007.
- CHERN, J.; YANG, S.; WU, C. Whole-Body Reaching as a Measure of Dynamic Balance in Patients with Stroke. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation**, Taipei, v. 85, n.3 , p.201-208, 2006.
- COBB, J.; CLAREMONT, D. J. Transducers for foot pressure measurement : survey of recent developments. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Heidelberg, v. 33, n. 4, p.525-532, 1995.
- DAVIS, B.L.; PERRY, J.E. Development of a device to measure plantar pressure and shear. In: **CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 15, 1995**, Jyvaskyla. **Proceedings**. Jyvaskyla: (s.n.), 1995. p.200-201.
- GIACOMOZZI, C.; MACELLARI, V. Piezo-Dynamometric Platform for a More. **Ieee Transactions On Rehabilitation Engineering**, Roma, v. 5, n. 4, p.322-330, 04 dez. 1997.
- HALL, S. J. **Biomecânica básica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 528 p.
- HARRIS, J. E. et al. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. **Physical Therapy**, Vancouver, v. 85, n. 2, p.150-159, 2005.
- LORD, M.; REYNOLDS, D. P.; HUGHES, J. R. Foot pressure measurement: a review of clinical findings. **Journal of Biomedical Engineering**, Oxford, v.8 n.4 p. 283-294, 1986.

- MAEDA, A. et al. Postural sway during cane use by patients with stroke. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation**, Baltimore, v.80, n.12, p. 903-908, 01 dez. 2001.
- MANFIO, E. F. et al. Análise da distribuição de pressão plantar em sujeitos normais. **Revista Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 1, p.65-68, 1991.
- OLIVEIRA, G. S. et al. Interpretação das variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. **Revista do Hospital Das Clínicas da Faculdade de Medicina de São Paulo**, São Paulo, v. 53, n. , p.16-20, 1998.
- PUISIEUX, F. et al. Successes and setbacks of the falls consultation: report on the first 150 patients. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation**, Baltimore, v.80, n.12, p. 909-915. 01 dez. 2001.
- SCOTT, S. H.; WINTER, D. A. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. **Journal Of Biomechanics**, Oxford, v.24, n.8, p. 743-752. 01 jan. 1991.
- SAHIN, L.; OZORAN, K.; UÇAN, H. Rehabilitation of stroke patients. **American Journal Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Baltimore, v.80, n.1, p. 36-40. 01 jan. 2001.
- SHUMWAY-COOK et al. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2. ed. São Paulo: Manole , 2003. 592 p.
- STEBBINS, J. A. et al. Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. **Gait & Posture**, Oxford, v. 22, n. 4, p.372-376, 1993.
- STOKES, Maria. **Neurologia para fisioterapeutas**. São Paulo: Premier, 2000. 402 p.
- UMPHRED, D. A. **Fisioterapia neurológica**. 2. ed. São Paulo: Manole , 1994. 876 p.
- URRY, S. Plantar pressure-measurement sensors. **Measurement Science And Technology**, Bristol, v. 10, n. 1, p.R16-R32, 1999.

CAPÍTULO 2

2 FUNDAMENTOS DA BIOMECÂNICA HUMANA

O presente capítulo apresenta conceitos relacionados à estrutura anatômica e funcional dos membros inferiores, coluna vertebral, postura do ser humano e hemiplegia. Estes conceitos contribuem para o leitor entender a utilidade da plataforma de força que está sendo implementada.

2.1 ESTRUTURA ANATÔMICA E FUNCIONAL DO MEMBRO INFERIOR.

O membro inferior desempenha funções vitais, como a deambulação e de sustentação do peso corporal. A sua integridade é essencial para que estas funções cotidianas se processem de maneira eficaz. A partir da movimentação coordenada do membro inferior, o homem pode se locomover e se apoiar sobre seus pés. Para a realização da locomoção deve existir uma harmonia articular, muscular e de outras estruturas.

2.1.1 Ossos do Membro Inferior.

Os ossos do membro inferior são: o fêmur, a tíbia, a fíbula e o pé.

O pé leva o homem a tomar contato físico direto e imediato com seu meio ambiente. A sua constante exposição e suscetibilidade a lesões obrigaram-no, além da proteção especializada (calçados), desenvolver meios de diagnóstico que visam um estudo detalhado sobre a distribuição da descarga de peso, análises diversas sobre os conteúdos da marcha e soluções para acometimentos patológicos. Para melhor compreender estes aspectos se faz necessário um estudo anatômico, topográfico e fisiológico das estruturas do pé.

As Figuras 2.1 e 2.2 ilustram os principais ossos do pé (<http://www.sogab.com.br/anatomia/pedorsal.jpg>), (ROHEN et al, 1992), (http://www.msd-brazil.com/msd43/m_manual/images/img_sola_pe.gif).

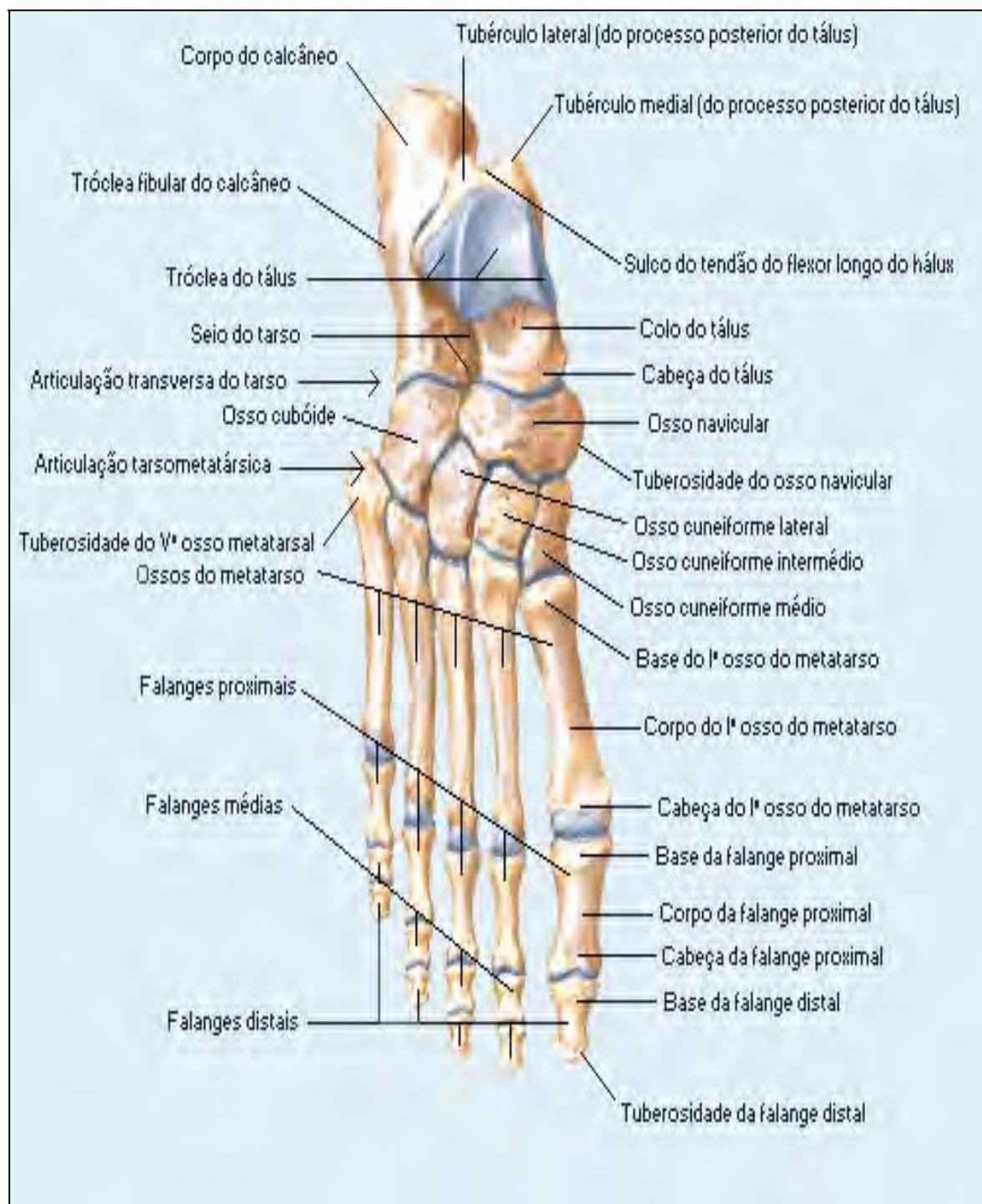


Figura 2.1 - Ossos do pé direito, vista dorsal.

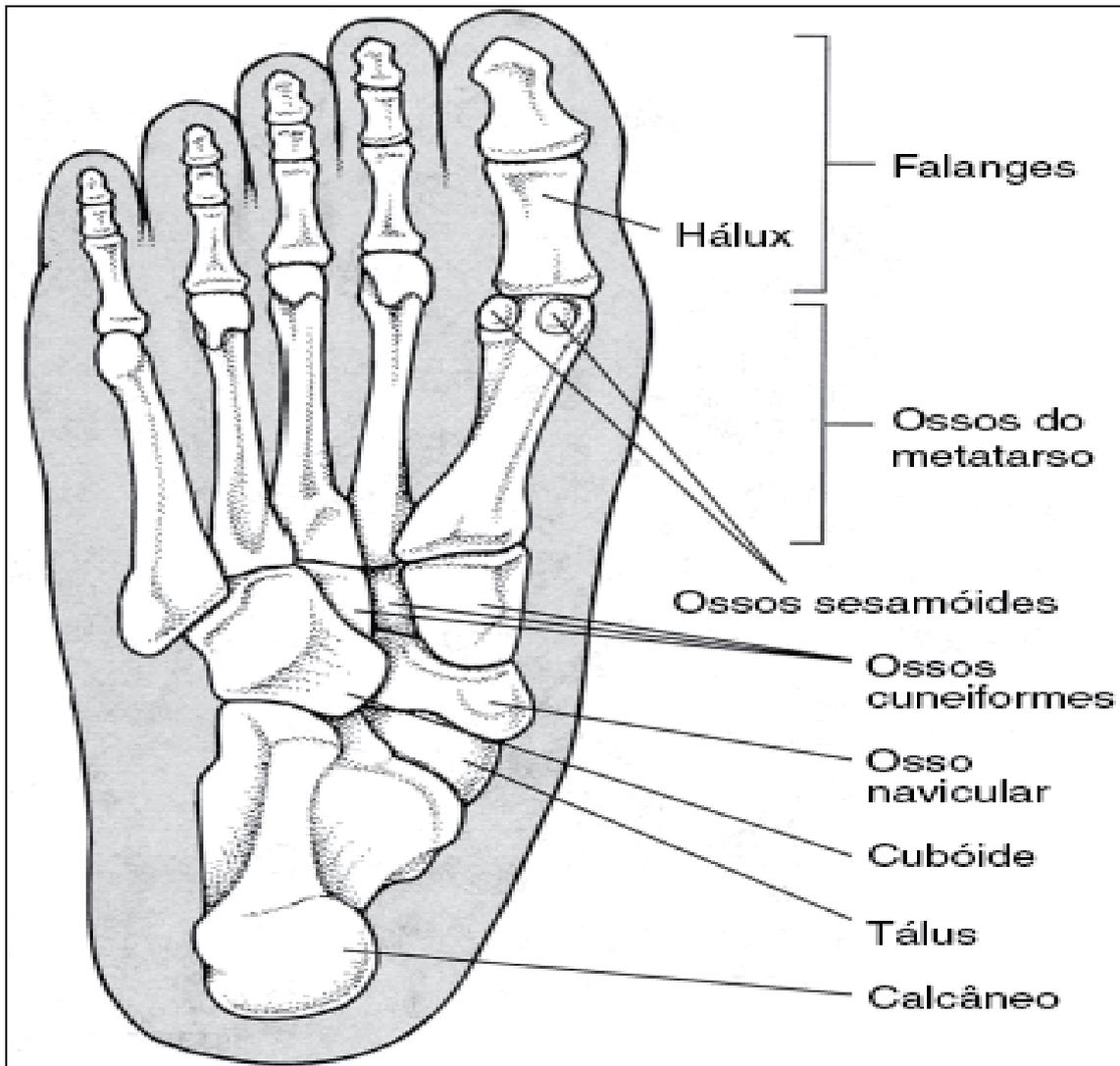


Figura 2.2 - Ossos do pé direito, vista inferior.

Os ossos são unidos por meio das articulações e envolvidos pela musculatura, das quais surgem os tendões que tracionam os ossos, realizando os movimentos desejados.

Um conjunto estrutural muito importante para a compreensão das descargas de pesos sobre o pé é a abóbada plantar e/ou arcos plantares.

2.1.2 A Abóbada Plantar

A abóbada plantar é um conjunto arquitetônico que associa harmoniosamente todos os elementos ósteo articulares, ligamentares e musculares do pé. Graças a sua mudança de curvatura e elasticidade, o pé pode adaptar-se às desigualdades de um terreno e transmitir ao solo os esforços e o peso do corpo, nas melhores condições mecânicas, para circunstâncias muito variadas (KAPANDJI, 1990). As alterações que diminuem ou afetam suas curvaturas,

acometem gravemente o apoio no plano horizontal e repercutem obrigatoriamente sobre a corrida e a marcha, ou mesmo sobre a posição parado (KAPANDJI, 1990).

O pé apóia-se no solo através de três pontos A, B e C, que estão dispostos em um plano horizontal, nos vértices de um triângulo eqüilátero, como se observa na Figura 2.3 (KAPANDJI, 1990).

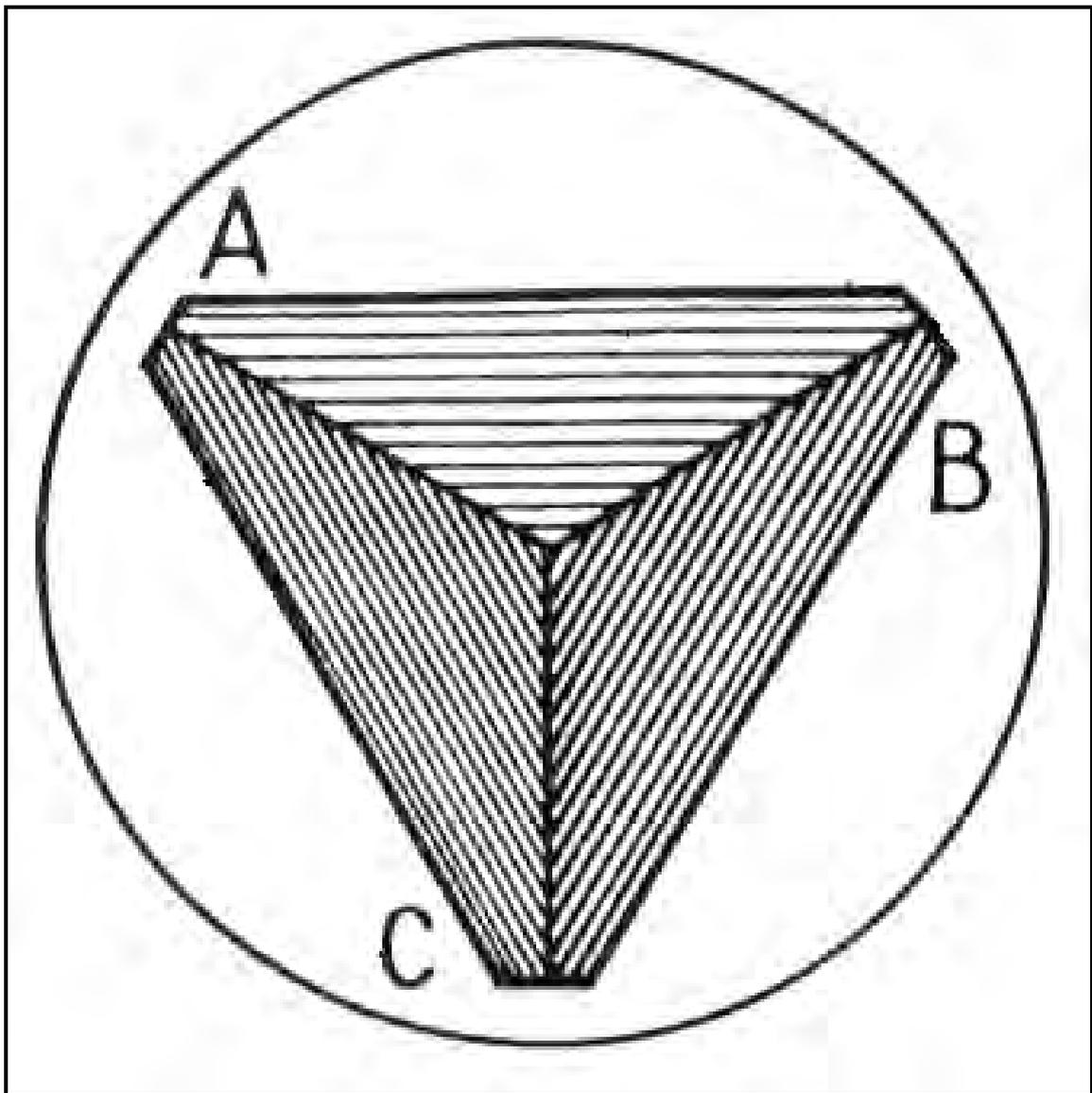


Figura 2.3 - O triângulo eqüilátero e seus vértices.

Considerada em um conjunto, a arquitetura da planta do pé pode ser definida como uma abóbada sustentada por três arcos. O peso da abóbada aplica-se sobre a chave da abóbada e se reparte através de dois arcos, acordantes para os pontos de apoio A e B, também chamados de “encontros do arco”, como mostra a Figura 2.4 (KAPANDJI, 1990).

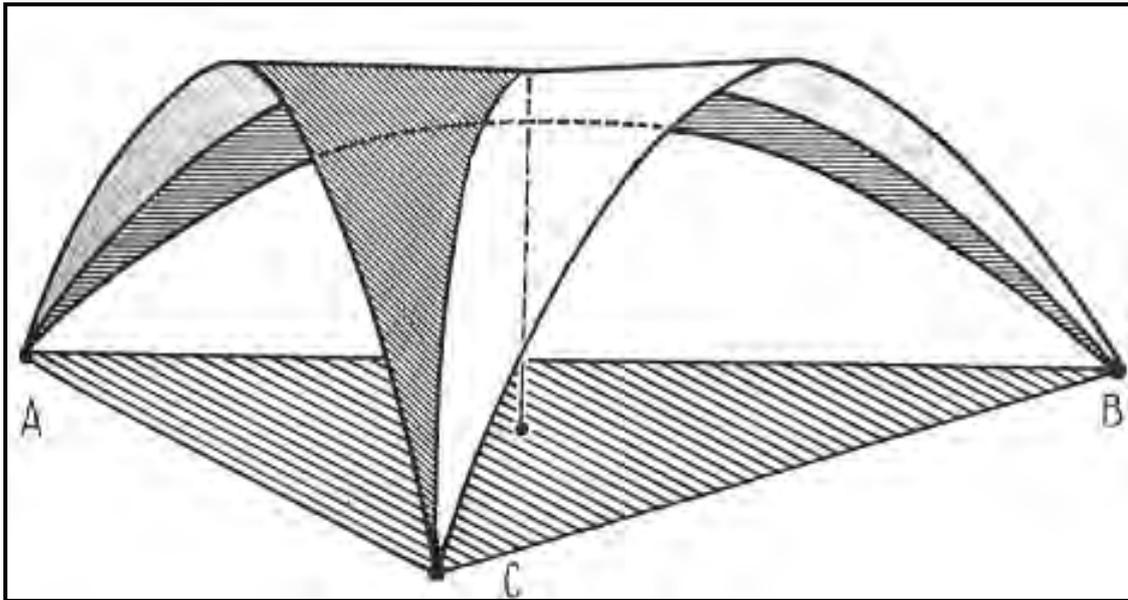


Figura 2.4 - Abóbada plantar sustentada por três arcos.

A abóbada não forma um triângulo equilátero propriamente dito, mas possui três arcos e três pontos de apoio, que correspondem à cabeça do primeiro metatarsiano (A), à cabeça do quinto metatarsiano (B) e às tuberosidades posteriores do calcâneo (C). Estes pontos de apoio estão compreendidos na zona de contato com o plano horizontal, ou impressão plantar, como se pode observar na Figura 2.5 (KAPANDJI, 1990).

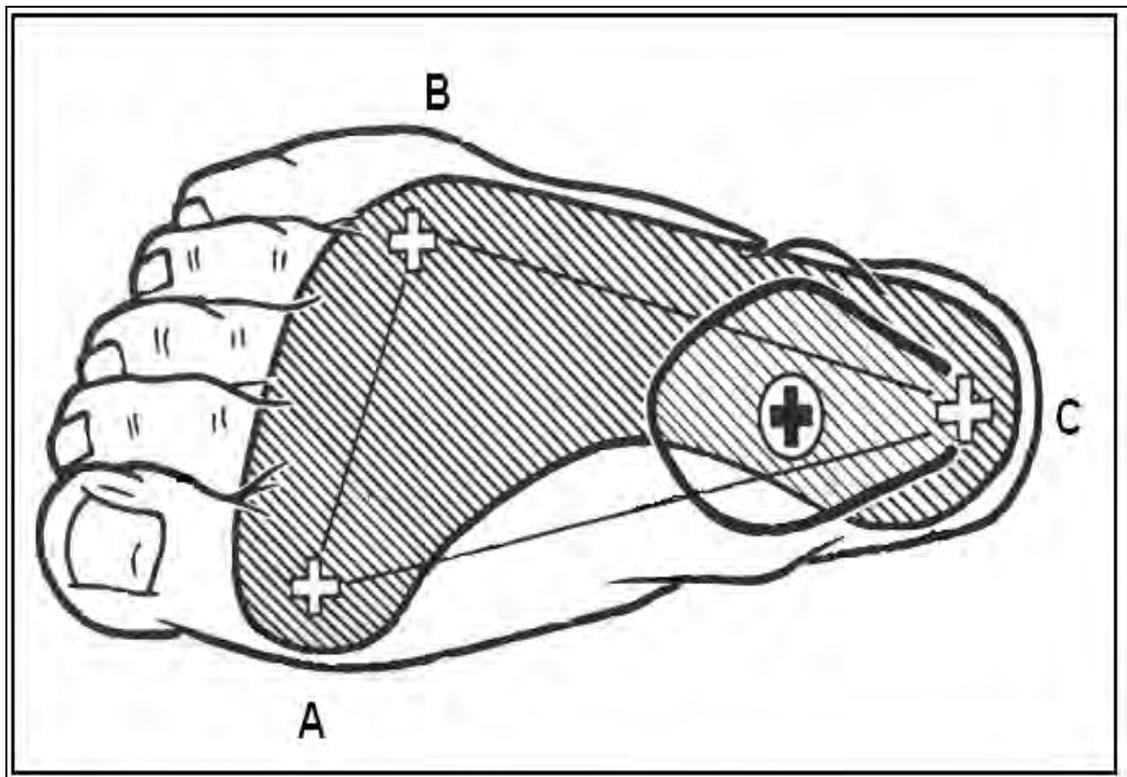


Figura 2.5 - Pontos de apoio do pé direito.

A forma da abóbada plantar é semelhante a uma vela triangular inflada pelo vento, na qual seu vértice é nitidamente levado para trás e o peso do corpo se aplica sobre seu vertente posterior (flecha) em um ponto situado no centro do dorso do pé, como observado na Figura 2.6 (KAPANDJI, 1990).

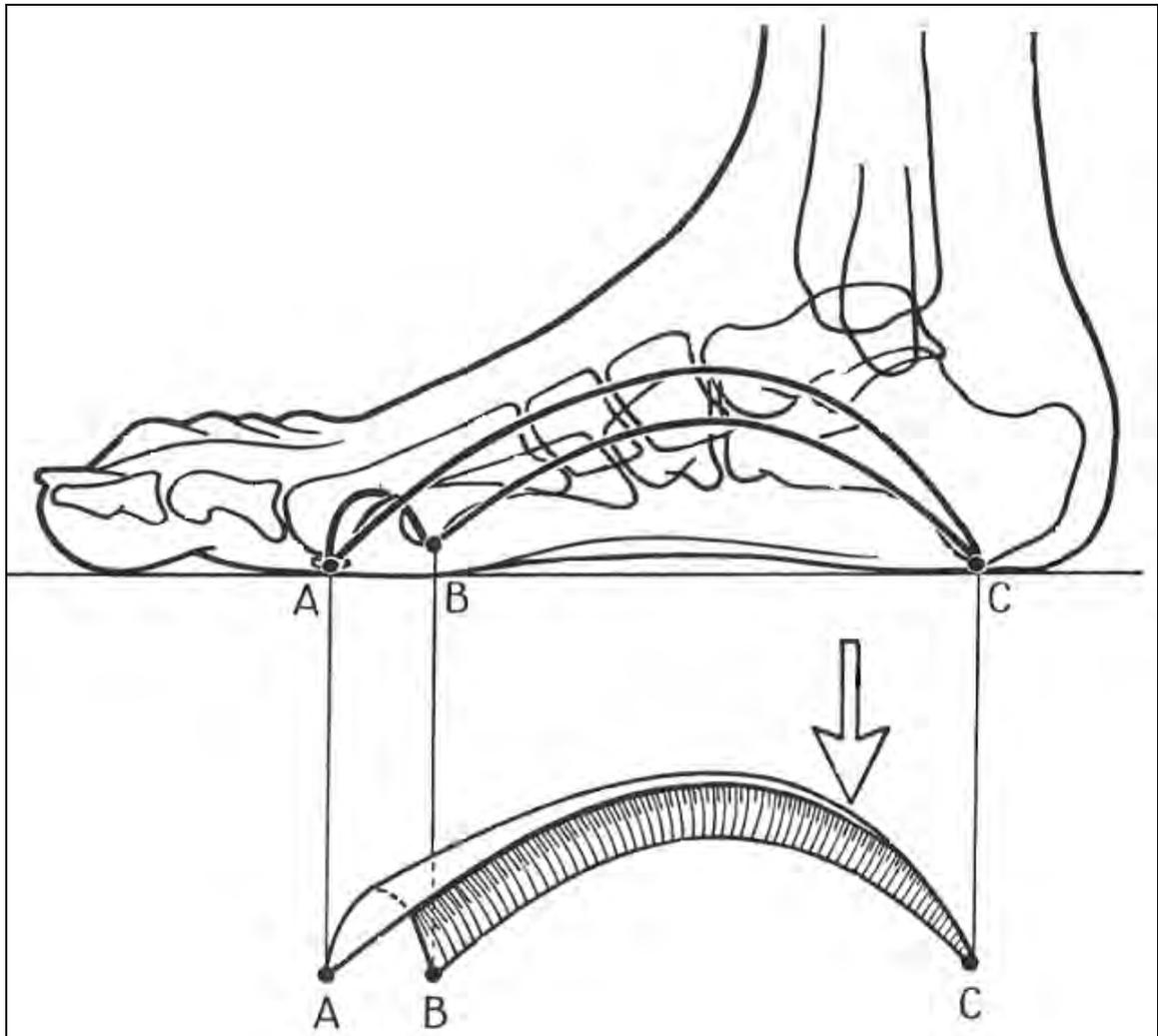


Figura 2.6 - Vista interna da abóbada plantar do pé direito.

Além destes três pontos de apoio, o hálux contribui com uma parcela significativa na distribuição das descargas de peso, parcela esta que é ainda mais perceptiva na fase de duplo apoio da execução da marcha.

Existem algumas patologias nos membros inferiores que leva o indivíduo a apresentar problemas de equilíbrio, disfunção na marcha e, até perda total da capacidade de deambulação. Várias patologias ou traumas causam uma desarmonia, tanto nos segmentos do membro inferior, como nas estruturas do pé. O AVC, por exemplo, é uma doença que acarreta problemas motores cognitivos e sensório-motores, e muito têm preocupado especialistas e

profissionais da reabilitação que buscam subsídios e soluções precisas para avaliar e tratar os indivíduos acometidos por esta doença.

2.1.3 Deformidades do pé

Existem diversas formas de pisada ou formas de contato do pé com o solo. As deformidades do pé podem acontecer por várias causas, tais como malformações congênitas dos ossos, paralisia ou espasticidade muscular, esforços e sobrecargas ao suportar o peso, e calçados mal ajustados, ou uma por uma combinação de vários destes, como se segue:

Pé Valgo: apresenta uma pronação-eversão mais ou menos permanente do pé, na qual o peso do corpo atua para deprimir os arcos longitudinais mediais e transversos, como é mostrado na Figura 2.7 (http://www.programapostural.com.br/fotos/pe_valgo.jpg). Vários estágios podem ser reconhecidos, sendo os últimos conhecidos como pé plano ou pé chato estrutural rígido (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).



Figura 2.7 - Demonstração de um pé valgo.

Pé Varo (pé torto): apresenta uma supinação-inversão mais ou menos permanente do pé tal que o peso é transferido para o lado externo do pé, e o bordo medial do pé fica afastado do solo, mostrado na Figura 2.8 (http://www.programapostural.com.br/fotos/pe_varo.jpg).



Figura 2.8 - Demonstração de um pé varo.

Pé plano: apresenta um tipo de formato dos ossos dos pés, que faz com que quase toda a sola dos mesmos entre em contato com o chão ao caminhar, como mostrado na Figura 2.9 (http://www.programapostural.com.br/fotos/pe_plano.jpg). Também conhecido como pé chato.



Figura 2.9 - Demonstração de um pé plano.

Pé Cavo: apresenta um arco alto exagerado, ou escavação do pé, como na Figura 2.10 (http://www.programapostural.com.br/fotos/pecavo_inic.jpg).

Combinações de dois desvios acima também ocorrem como calcaneovalgo, equinovaro e equinocavo.



Figura 2.10 - Demonstração de um pé cavo.

Hálux Valgo: apresenta um desvio lateral do hálux na articulação metatarso falangeana, como mostrado na Figura 2.11 (<http://www.ortopedia.com.br/images/noticias/2003051130P.jpg>). Esta condição é muitas vezes acompanhada por um joanete ou inflamação da bolsa no lado medial do dedo.



Figura 2.11 - Foto de um hálux valgo.

2.2 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é a viga mestra em balanço do esqueleto, sendo didaticamente dividida em cinco partes principais: a região cervical composta por sete vértebras; a região torácica composta por doze vértebras; a região lombar composta por cinco vértebras; a região sacral composta por cinco vértebras; e a região anterior coccígenea composta por quatro vértebras fundidas (como se fosse um único osso). Todas as partes da coluna estão mostradas na Figura 2.12.

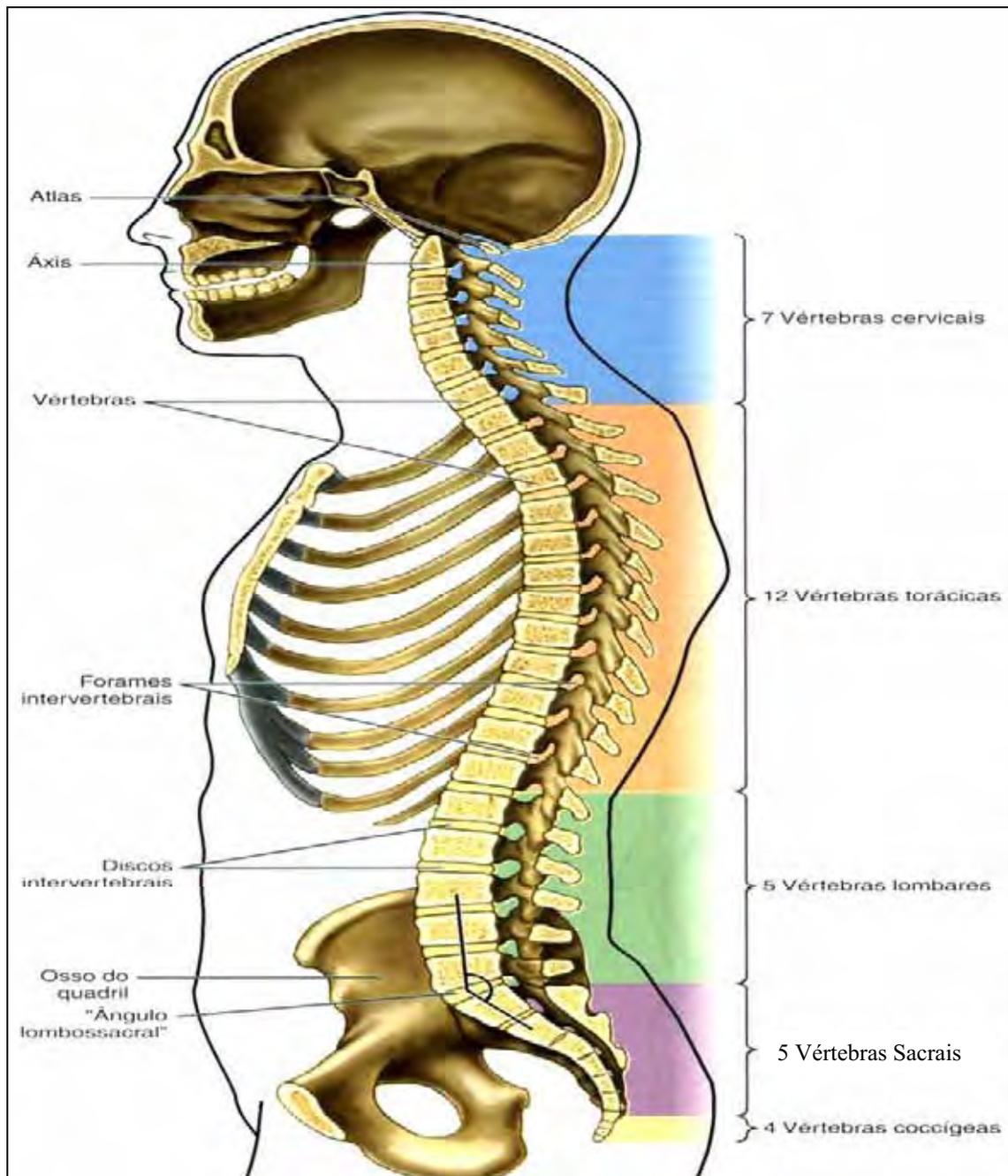


Figura 2.12 - Demonstração da coluna vertebral.

2.2.1 Função

A flexibilidade é sua principal característica, pois as vértebras apresentam mobilidade entre si. A estabilidade é fornecida por sua estrutura ligamentar e osteomuscular.

Entre suas funções tem-se: proteção da medula espinhal, movimentação e marcha, manutenção da posição ereta, suporte do peso corporal e ligação de todas as suas regiões desde a occipital até o sacro. Apresenta quatro curvaturas fisiológicas que não ocorrem ao acaso: lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e cifose sacra.

A lordose cervical estende-se do Atlas à segunda vértebra torácica, a cifose torácica da segunda vértebra torácica à décima segunda. Há variações individuais. A lordose lombar é uma curvatura que se estende da décima segunda vértebra torácica até a transição lombosacra. A sua forma deve-se à adaptação às forças de carga e locomoção, que se inicia a partir do momento em que o indivíduo passa a deambular. A curvatura sacra, da articulação lombosacra ao cóccix e a sua concavidade anterior, direciona-se para frente e para baixo.

Essas curvaturas têm, para a coluna, uma função muito especial: equilibrar e facilitar a distribuição do peso e das forças compressivas, impedindo a sobrecarga de áreas específicas. Na ausência dessas curvas, a coluna seria igual a uma tábua, o que dificultaria a sua mobilidade. No plano frontal a coluna é reta, sendo que alguns desvios laterais discretos podem estar presentes.

2.3 POSTURA

A postura é usualmente definida como o arranjo relativo das partes do corpo envolvendo um complexo mecanismo para atingir o equilíbrio nas diversas atitudes corporais assumidas nas AVD (ROSA; GABAN; PINTO, 2002).

Para Campos e Coraucci Neto (2004) a postura é mantida por mecanismos dos sistemas sensorial e motor, os quais se integram mediados pelo SNC gerando uma ação necessária à manutenção do padrão postural. Conforme Barela (2000), a manutenção da postura envolve a necessidade de controlar os segmentos corporais, com base nas informações sensoriais, e a relação destes com outros segmentos e o meio ambiente.

Os parâmetros posturais observados em publicações científicas com base na anatomia, cinesiologia e biomecânica, estabelecem um padrão de normalidade ou natural do ser humano. Entretanto, segundo Vieira e Souza (2002), talvez não haja um padrão de postura normal do ser humano. Ela pode ser influenciada e moldada pela educação, cultura e meio

social em que o indivíduo vive. Para Rosa, Gaban e Pinto (2002) as respostas de cada pessoa ao mundo é o que caracteriza sua postura corporal nas diversas tarefas do cotidiano.

Segundo Vieira e Souza (2002) a verticalidade do alinhamento postural é a posição que propicia a melhor estabilidade articular e o menor gasto energético dos músculos, evitando problemas osteoarticulares e musculares. Entretanto, afirmam que a postura ideal não existe, pois não se pode observar o mesmo padrão de postura em indivíduos diferentes.

2.3.1 Mecanismo de Controle Postural

Os sistemas de controle postural, com base na relação entre informação sensorial e atividade motora, têm que equacionar as constantes forças que estão atuando sobre os segmentos corporais, pois se tem verificado que mesmo na posição estática, como por exemplo, na posição ereta, o corpo nunca está totalmente imóvel, sendo ele incapaz de permanecer em orientações estritamente constantes (BARELA, 2000).

Barela (2000) cita que para haver controle postural, nas diversas atividades do cotidiano, o corpo é bombardeado com várias informações sensoriais que provêm dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo, localizando os segmentos corporais e atuando sobre as forças internas e externas, mantendo uma atividade muscular e postura apropriada. Conforme Duarte e Zatsiorsky (2002), o controle da postura e a manutenção do equilíbrio provêm da interação destes três sistemas sensoriais: visual, vestibular e sensorio-motor. O mesmo pensamento é observado por Gauchard et al (2003), que citam que a manutenção da postura e do equilíbrio é reflexo global da coordenação destes três sistemas.

Barela (2000) cita um estudo nos quais os autores compararam a oscilação corporal em posição ereta em duas situações, com ou sem apoio de toque suave da ponta do dedo em plataforma localizada lateralmente ao indivíduo adulto. Concluíram que o toque suave desenvolve estímulo proprioceptivo suficiente para reduzir as oscilações corporais mediante o controle *feedforward*, ou seja, ocorrendo uma correção de postura.

O controle *feedforward* é um mecanismo de ajuste postural antecipatório com a função de minimizar o desequilíbrio provocado pelo movimento focal auto gerado e de manter a estabilidade corporal, sendo iniciado bem antes de começar o movimento principal. Já o mecanismo de *feedback* mantém o ajuste postural através de reações às perturbações externas (GOULART et al, 2003).

As informações proprioceptivas são importantes fontes sensoriais, elas são convertidas em cada centro do controle motor e áreas associadas, para regular um desempenho motor eficiente. Contudo, este sistema conhecido como *feedback*, devido suas características, resulta em um tempo eletromecânico atrasado, sendo questionável sua eficiência na manutenção da estabilidade articular. Porém é de grande importância para a manutenção da postura e movimentos lentos (CAMPOS et al, 2004).

Qualquer desvio, ocorrido em uma postura estática, muda o centro de pressão para uma relativa base de suporte. Estas mudanças são detectadas pelos receptores cutâneos plantares, os quais influenciam nos movimentos subseqüentes e na postura. Os proprioceptores musculares (fuso muscular e OTG) são da mesma forma, capazes de fornecer informações sensoriais para uma efetiva manutenção da postura (CAMPOS et al, 2004).

Já para Duarte e Zatsiorsky (2002) as mudanças de postura ocorridas em várias atividades estáticas na posição em pé, estimulam os receptores sensoriais localizados na planta dos pés que ajudam na manutenção postural. Porém, conforme o estímulo se prolonga, os receptores sensoriais na planta dos pés são menos eficientes no controle postural, sendo mais efetivo, neste momento, outros mecanismos como o sistema visual e vestibular. E quando a informação visual é retirada, o sistema vestibular se torna o principal meio de controle postural.

Para Fonseca, Ocarino e Silva (2004) ajustes na rigidez muscular têm sido reportados como mecanismos de estabilização articular, portanto postural, durante a realização de AVD. Estas demandas de estabilização são frutos de órgãos sensitivos como os mecanorreceptores ligamentares por meio de *feedback*. Contudo, os mesmos autores citam que estes originariam reflexos muito atrasados em relação ao movimento, não sendo de grande eficiência.

O mecanismo de controle postural é coordenado por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes dos sistemas proprioceptivos, vestibular e visual, sendo os mais importantes na maioria dos casos, sensores sensitivos internos e externos, como por exemplo, olhos e pés.

As informações proprioceptivas provenientes de estímulos captados pelos sensores receptivos são de extrema importância para a elaboração do ato motor coordenado, portanto elas influenciam na iniciação dos movimentos. Contudo, alterações nas aferências proprioceptivas resultam em alterações nas características cinemáticas do movimento (MISAILIDIS, 2002).

Assim, os mecanismos de controle postural desenvolvem um papel importante na vida do indivíduo, regulando toda ação motora e padrão postural desenvolvida em suas AVD, influenciando em sua qualidade de vida e independência funcional.

2.3.2 Correlação entre Centro de Gravidade, Equilíbrio e Postura

Ter acesso à posição vertical e se manter nela é uma vitória perpétua da necessidade vital sobre a força de gravidade, e esta posição ereta bípede do homem resultou da seleção natural da espécie durante milhões de anos, segundo a concepção Darwiniana (BUSSAB; MORETTIN, 2002).

A posição ereta, de acordo com a Figura 2.13 (LAPIERRE, 1982), é uma posição vizinha do equilíbrio estável, solicitando poucos esforços musculares. O equilíbrio é mantido pelos mecanismos reguladores do tônus postural. As ações ligamentosas se integram nesses mecanismos, as sensações proprioceptivas de tensão e de relaxamento ligamentar contribuem, com efeito, diretamente para a regulação do tônus postural dos músculos que provocam, param ou modificam essa tensão (LAPIERRE, 1982).

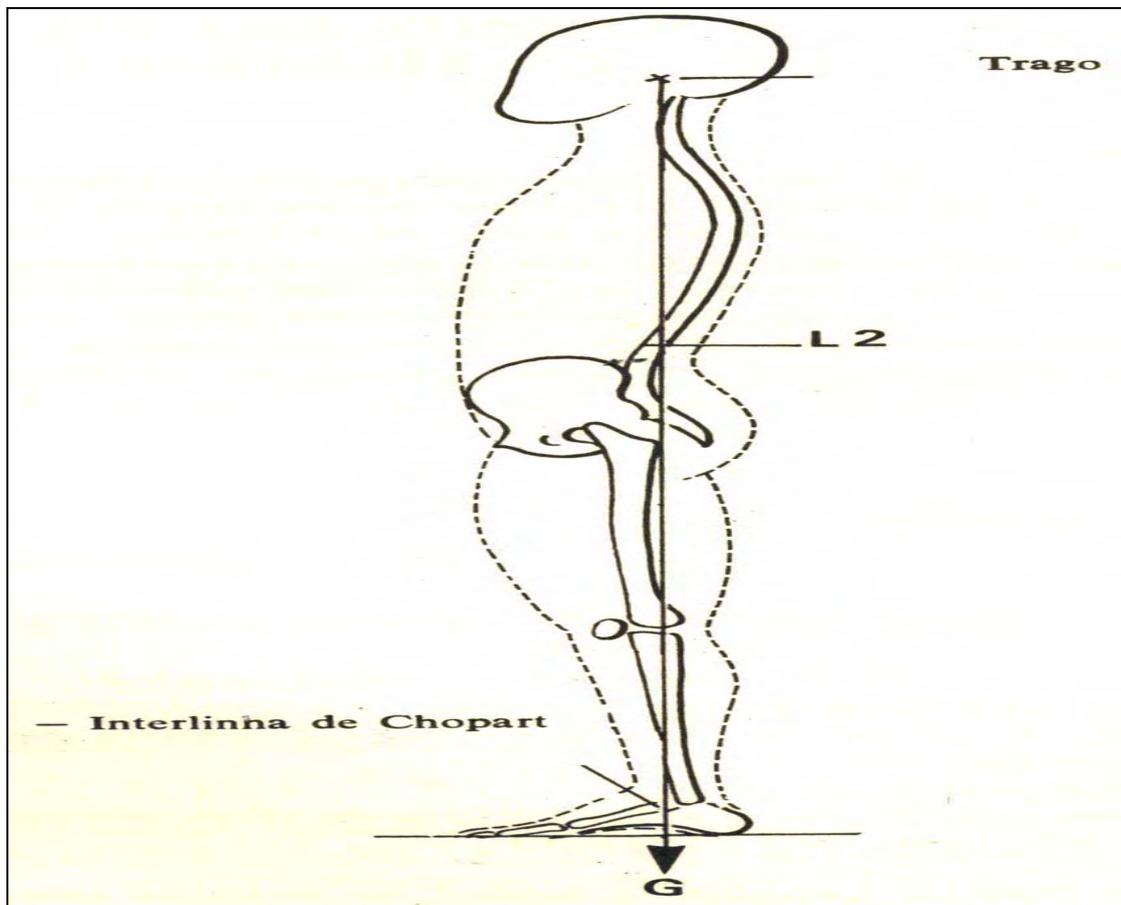


Figura 2.13 - Linha de Gravidade.

A linha de gravidade, parte do trago, um pouco adiante dos côndilos occipitais, está ao nível da coluna cervical, adiante passa nitidamente à frente na coluna torácica, cruza a coluna lombar ao nível da segunda lombar, passa atrás das últimas lombares, próximo do osso sacro, um pouco atrás da cavidade cotilóide, passa sobre o eixo do fêmur e sobre o joelho, adiante da tíbia, à frente da tíbio-tarsiana, ao nível da interlinha de Chopart (LAPIERRE, 1982).

O conhecimento dessa linha de gravidade permite determinar teoricamente o desequilíbrio dos segmentos e o mecanismo ligamentar ou muscular que permite a sua manutenção.

No pé, com a linha de gravidade passando pelo osso cubóide, chave do arco plantar, este arco se encontra em equilíbrio.

Na perna, a linha de gravidade estando adiante, o joelho tem tendência a se colocar em hiperextensão, e sua posição é mantida pela tensão dos ligamentos laterais.

A queda para adiante esta impedida, se a ocasião se apresentar, pela tensão tônica do tríceps sural (músculo situado no membro inferior).

Na coxa a linha de gravidade corresponde ao fêmur.

Na região sacra o corpo está colocado sobre as cavidades cotilóides. Se a linha de gravidade passa atrás ele é mantido pelo ligamento de BERTIN (ligamento inserido no osso ilíaco).

Na região lombar, a linha de gravidade estando ligeiramente para trás, as contrações tônicas dos abdominais são suficientes para restabelecer o equilíbrio.

Na região torácica, ela apresenta um forte desequilíbrio para diante e pode ser mantida, ou pela contração tônica dos músculos das goteiras vertebrais, ou pelos ligamentos vertebrais, ou pelo apoio da caixa torácica, pelo intermédio do diafragma, sobre o abdome tornado resistente pelo tônus abdominal (sobretudo o transversos) e a pressão gasosa intra-abdominal.

A articulação occipito-atloidiária, estando um pouco para trás da linha de gravidade, a cabeça tem tendência para tombar para trás da linha de gravidade. Seu braço de alavanca é muito fraco e as contrações tônicas dos músculos cervicais posteriores são suficientes para o equilíbrio.

O corpo estando simétrico no sentido lateral, o equilíbrio lateral se faz teoricamente sem nenhum esforço.

Convém ressaltar que este equilíbrio não é um equilíbrio estável. As ações de equilíbrio (tendinosas ou musculares) são as ações predominantes, mas elas não são constantes, por exemplo: as oscilações do corpo fazem com que a linha de gravidade se desloque continuamente. Quando esta se aproxima do ponto de equilíbrio a tensão de equilíbrio diminui; ela ficará nula se este ponto for ultrapassado, e aparece mesmo de maneira fugaz, nos músculos antagonistas, até que a linha de gravidade seja repassada para outro lado. Este reflexo de equilíbrio é devido ao reflexo miotático corrigido de maneira permanente.

O centro de gravidade é definido como o único ponto de um corpo, ao redor do qual todas as partículas de sua massa estão igualmente distribuídas dentro da base do polígono de sustentação, representado pela planta dos pés e pelas zonas que as separam. Um centro de gravidade fora do alinhamento diminui os limites de estabilidade do indivíduo, comprometendo os padrões normais de movimento (KENDALL, 1995, DUARTE, 2000).

Portanto, o centro de gravidade do corpo humano não poderá ser um ponto fixo, ele depende da posição relativa dos diferentes segmentos e varia a cada instante. Estas oscilações são decorrentes da dificuldade em manter os muitos segmentos corporais alinhados entre si sobre uma base de suporte restrita, utilizando um sistema músculo esquelético que produz forças que variam ao longo do tempo (BARELA, 2000).

Quando se estuda a postura corporal, automaticamente se estuda o sistema de equilíbrio corporal postural, porque se entende existir uma relação de dependência entre ambos. Os reflexos utilizados para a manutenção da postura se constituem importantes para entender a complexidade da postura corporal, tendo em vista ser um trabalho integrado e simultâneo na postura corporal, e se em algumas situações esta integração for interrompida, algo acontecerá como, por exemplo, quando se perde a seqüência lógica de passos numa caminhada, ou então quando se erram os passos numa dança em relação ao ritmo; quando se perde o equilíbrio e tropeça-se. Estes reflexos de correção de postura do tipo labiríntico, os que atuam sobre a cabeça, pescoço, corpo e os ópticos, estão situados na parte ventral do mesencéfalo, situado na frente do terceiro par de nervos cranianos. Pouco se sabe a respeito do meio pelos quais esses reflexos contribuem para proporcionar uma postura corporal ereta e de equilíbrio e quanto eles são importantes (BANKOFF et al. 1992, BANKOFF et al, 2004).

A postura corporal envolve conceito de equilíbrio, coordenação neuro-muscular e adaptação que representa um determinado movimento corporal, e as respostas posturais automáticas são dependentes do contexto, ou seja, elas são ajustadas para ir de encontro às necessidades de interação entre os sistemas de organização postural (equilíbrio, neuro-muscular e adaptação) e o meio ambiente (BANKOFF et al, 2004).

O equilíbrio na posição ortostática é involuntário e se torna evidente quando há perda. Este mecanismo de controle postural está fundamentado na coordenação intrínseca entre o sistema vestibular, da visão e das informações táteis e proprioceptivas dos pés (ENJALBERT et al, 1996, RABISCHONG, 1996). Portanto, o pé é uma estrutura que está em contato com o solo, controlando a distribuição da pressão plantar e suportando o peso, além de ajustar as posturas na posição ereta (BRICOT, 1999, MATTOS et al, 2003).

Na posição ereta, 25% do peso do corpo são distribuídos para cada calcâneo e 25% para a cabeça dos cinco metatarsos de cada pé; na proporção de cerca de uma parte para o I metatarso e 2,5 partes para os metatarsos II a IV. A maior parte da tensão no arco longitudinal é suportada pelos ligamentos plantares. Somente entre 15 a 20% da tensão são suportadas pelos músculos tibiais e fibular. Quando o corpo está na ponta de um pé, a tensão no arco é aumentada quatro vezes.

Os estudos do equilíbrio corporal e da postura corporais proporcionam aspectos que estão englobados no sistema chamado de controle postural. Dentro deste sistema existem dois parâmetros a serem considerados, um envolvendo a orientação postural, ou seja, a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos próprios segmentos e ao meio ambiente, e o outro, o equilíbrio postural, representado por relações entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio corporal, durante as ações motoras. Estes dois, a orientação postural e o equilíbrio postural são constituídos por fenômenos distintos, no entanto, apresentam relações dependentes.

Um sistema está em equilíbrio mecânico quando a somatória de forças que atuam sobre ele é igual a zero, entretanto, essa não é uma tarefa fácil quando se trata do corpo humano. Barela (2000) afirma que oscilações constantes ocorrem mesmo quando uma pessoa procura manter-se em pé o mais estável possível. Essas oscilações são decorrentes da dificuldade em manter os muitos segmentos corporais alinhados entre si sobre uma base de suporte restrita, utilizando um sistema muscular que produz forças que variam ao longo do tempo. Os segmentos corporais, controlados pela ação muscular, são incapazes de permanecer em orientações constantes.

Além disso, diversos fatores fisiológicos como a respiração, os batimentos cardíacos e o retorno venoso influem constantemente na posição ortostática.

Na manutenção do equilíbrio corporal, o sistema vestibular, o sistema óptico e o sistema proprioceptivo precisam estar funcionalmente entrosados. A manutenção do equilíbrio geral é realizada pelo sistema vestibular. Esse sistema detecta as sensações de equilíbrio, sendo composto de um sistema de tubos ósseos e câmaras na porção petrosa do osso temporal chamado de labirinto ósseo e dentro dele um sistema de tubos membranosos e câmaras chamadas de labirinto membranoso (ou membranáceo), que é a parte funcional do sistema vestibular.

Duarte (2000) cita que o mapeamento do equilíbrio em diferentes posições da base de estabilidade pode ser útil para avaliar a performance do sistema de controle postural e controla o equilíbrio em situações extremas em que o corpo humano possa cair.

2.3.3 Equilíbrios Patológicos

A posição ereta não é um equilíbrio no sentido físico do termo; é um desequilíbrio permanente, perpetuamente compensado. Entretanto, na posição ereta imóvel, as variações de equilíbrio oscilam em torno de uma posição média que constitui a “atitude” do indivíduo. Esta atitude, relativamente estável, representa a solução pessoal que ele encontrou para o problema de desequilíbrio. Ela está escrita no seu esquema corporal e repousa sobre montagens sensorio-motoras precisas. Ela apresenta desse fato certa permanência que faz com que ela tenda a persistir, na medida do possível, durante as atividades dinâmicas: marcha, corrida, movimento dos braços, etc. (LAPIERRE, 1982).

Este modo de equilíbrio pessoal, ou atitude, é julgado normal quando ele não se afasta muito das referências. Fora da condição normal, esse equilíbrio foi determinado por diversas razões: como patológicas (anomalias nos segmentos ósseos, congênitas ou adquiridas, deficiências neuromotoras), razões morfológicas e genéticas, razões psicomotoras (percepção espacial, organização corporal, experiências motoras, atitudes do meio), razões psicoafetivas, quase sempre inconscientes, que estão longe de serem as mais frequentes (LAPIERRE, 1982).

2.3.4 Equilíbrio e Disponibilidade

As lesões no SNC afetam o equilíbrio devido à modificação do centro de gravidade, decorrente do padrão postural anormal característico da espasticidade. As reações de

equilíbrio, que são fundamentais para a manutenção e restabelecimento da postura, apresentam-se prejudicadas pela necessidade de ajustes posturais e modificações do centro de gravidade, pois mesmo as menores mudanças do equilíbrio exigem ser contrapostas por modificações do tônus muscular.

2.4 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)

O AVC pode ser definido como uma agressão vascular que provoca uma lesão no cérebro, resultando em déficits neurológicos. Um AVC caracteriza-se por uma interrupção ou extravasamento do fluxo sanguíneo para uma área específica do cérebro, resultando em lesão cerebral decorrente da falta de oxigênio.

O termo “Acidente Vascular Cerebral” significa o comprometimento súbito da função cerebral, causado por inúmeras alterações histopatológicas que envolvem um ou vários vasos sanguíneos intracranianos ou extra-cranianos. Aproximadamente 80% dos AVCs são causados por um baixo fluxo sanguíneo cerebral (isquemia) e outros 20% por hemorragias tanto intraparenquimatosas (dentro do cérebro) como subaracnóideas. O problema em relação ao AVC não se encontra apenas na mortalidade, mas sim na falta de capacidade que impõe ao indivíduo, como a incapacidade de alimentar-se, ou não locomover-se, além do problema social.

O termo evoluiu ao longo das últimas décadas para incluir lesões causadas por distúrbio hemodinâmico e distúrbio da coagulação, mesmo na ausência de alterações detectáveis nas artérias ou veias (MOCELIN, 1999).

A gravidade inicial, principalmente nas lesões isquêmicas, depende essencialmente do tamanho do vaso afetado e da circulação colateral fornecida por outras artérias em volta da área afetada (MOCELIN, 1999).

O AVC é uma súbita perda da consciência, seguida de paralisia. São várias as suas causas, como a hemorragia cerebral, a formação de um êmbolo ou trombo que oclui uma artéria, ou a ruptura de uma artéria extra-cerebral que causa hemorragia subaracnóidea.

O AVC, também chamado de derrame, exhibe sinais que dependem muito da localização da lesão no cérebro ou tronco cerebral e da extensão do dano. Como o córtex cerebral mantém uma relação de informação e permissão com os gânglios de base e cerebelo, o dano ao córtex cerebral afeta também estas áreas. Os “déficits” podem surgir após

segundos, minutos, horas ou mesmo dias após o AVC; e a combinação dos déficits possibilita ao médico detectar tanto a localização quanto a extensão do problema.

2.4.1 Hemiplegia

Hemiplegia é uma disfunção funcional que paralisa um lado do corpo, ocasionando um déficit sensorial e motor, podendo ocorrer outros sintomas que produzam incapacidades como afasia, disartria e defeitos do campo visual, com comprometimento mental e intelectual (BOBATH, 1990).

De acordo com Davies (1996), a hemiplegia é caracterizada pela perda do controle motor de um lado do corpo. É comprovada a incapacidade típica de mover o braço e a perna; há desenvolvimento de espasticidade em padrões de massa e de movimento em sinergias estereotipadas. Sabe-se que na hemiplegia não ocorre apenas o comprometimento do braço e da perna, mas sim um comprometimento global de um lado do corpo que interferirá na seletividade do movimento do tronco.

Para Mocelin (1999), a hemiplegia implica na paralisia de um lado do corpo, afetando geralmente o braço, perna e tronco. O grau de envolvimento dos membros e do tronco depende da posição e extensão da lesão, quando os neurônios motores são afetados. Quanto ao membro inferior, o paciente estará limitado em realizar uma deambulação adequada. Assim, realizará a marcha com insegurança e limitações, podendo levá-lo a quedas.

A instabilidade da marcha e os distúrbios neuromusculares causados pelo AVC, constituem um dos principais fatores que resultam na queda. As quedas representam o maior problema de saúde pública entre pessoas idosas e resulta em significativa taxa de morbidade e mortalidade (PUISIEUX et al, 2001).

Estudos mostram que a incidência de quedas varia de 23% a 50% em pacientes hemiplégicos crônicos, o que é muito maior do que numa comunidade de idosos que não sofreram AVC (11% a 30%) (HARRIS et al, 2005).

Uma das principais preocupações das quedas é que 26% das pessoas que sofreram uma queda, com lesão, começam a evitar situações que exijam maiores capacidades de equilíbrio, levando a declínios adicionais nas capacidades de andar e equilíbrio (SHUMWAY-COOK et al, 2003).

Atualmente estão à disposição muitos instrumentos de avaliação para o paciente hemiplégico. Entre estes instrumentos destacam-se os exames funcionais, que medem a

capacidade do indivíduo de realizar tarefas e atividades essenciais, em aspecto quantitativo (SHUMWAY-COOK et al, 2003). Estes instrumentos transformam as capacidades em valores numéricos que podem ser medidos e comparados. Eles utilizam para discriminar o que não é normal, prever o estado futuro ou avaliar as mudanças com o tempo (STOKES, 2000).

Devido ao extenso grupo de pós AVCs, com incapacidades residuais, é necessário que se escolha um instrumento de avaliação válido e confiável, um dos quais é a Escala de Equilíbrio de Berg, que serve para avaliar mudanças funcionais com o passar do tempo.

2.4.2 Alterações Sensoriais

Os estímulos sensoriais dependem da resposta realizada pelos movimentos rápidos dos tecidos, os quais atuam sobre o sistema nervoso central a partir do mundo exterior, através de exteroceptores da visão, tato e audição. Estas mensagens sensoriais são integradas em nível cortical e produzem uma resposta motora coordenada, adequada às demandas do meio ambiente (BOBATH, 1990). Os movimentos são orientados durante o seu curso através da visão, audição e dos proprioceptores dos músculos, tendões e articulações. Portanto, ocorre um desarranjo no sistema nervoso central. Assim, haverá conseqüentemente algum nível de distúrbio sensorial que resultará em alterações motoras.

O grau de envolvimento sensorial irá determinar os resultados do tratamento, uma vez que a maioria dos pacientes hemiplégicos apresenta distúrbios da sensibilidade associados aos déficits motores. Essas alterações podem ser elementares, como: anestesia ou hipoestesia tátil, térmica e dolorosa. As alterações sensoriais mais significativas, de acordo com a incapacidade do hemiplégico, são as visuais e auditivas. A falta de sensibilidade manual irá reduzir o potencial funcional. As alterações proprioceptivas e de esquema corporal, dificultarão o equilíbrio e a marcha; as alterações corticais provocarão distúrbios de percepção, cognição e comunicação, comprometendo a execução de atividades mais complexas, resultando em alterações do esquema e da imagem corporal. O déficit do campo visual, no lado afetado, dificulta a leitura e a locomoção, já os problemas auditivos podem provocar comprometimento da acuidade auditiva, equilíbrio e afasia sensorial (LIANZA, 1998).

2.4.3 Fase Flácida

Na fase inicial da hemiplegia, o paciente desenvolve flacidez nos membros do lado afetado. Ele perde contato com o membro envolvido, de modo que não se pode sentir nem

movê-lo. O membro pode ser movido passivamente em uma amplitude total de movimento, sem que alguma resistência seja encontrada. Apesar de ser esperado que o lado não afetado funcione normalmente, ele não compensa a perda da função do lado afetado. O paciente geralmente assume uma flexão lateral da cabeça direcionando-se ao lado afetado, o tronco assume o mesmo movimento. Quando sentado, não consegue equilíbrio, quando muito, é bem precário. A mão e os dedos assumirão posição de flexão e a cintura escapular torna-se retraída e deprimida. Com o retorno de qualquer tônus no braço, o cotovelo assume a posição de flexão, com pronação do antebraço. O estado de flacidez ocorre porque o centro de excitação da medula espinhal está deprimido, normalmente ausente. Não há interação nos neurônios internúcleares (situados na medula espinhal) (CAILLIET, 1981). Esta fase é acompanhada pelo desenvolvimento de padrões de retorno da função muscular e padrões de aumento de tônus. A velocidade com a qual esses padrões de função muscular retornam, é ditada pelo local, gravidade da lesão e pelo enfoque do processo de reabilitação (UMPHRED, 1994).

2.4.4 Fase Espástica

Após a fase flácida, que pode durar dias ou semanas, desenvolve-se normalmente a fase espástica, definida como uma hipertonia essencialmente constituída por uma exacerbação das atividades reflexas. Essa hipertonia desenvolve-se e aumenta gradualmente, o estado do tônus muscular torna-se instável até aproximadamente 12 a 18 meses após a hemiplegia. Instalado esse padrão, o braço pode tomar-se fixo em flexão e a perna em extensão, em que a mobilidade dependerá de um esforço excessivo para a realização de movimentos com pouca amplitude e que exigem destreza. Como resultados desse esforço, aparecerão as reações associadas com um grau de espasticidade (BOBATH, 1990).

A espasticidade tem como consequência a perda da movimentação seletiva, afetando, principalmente, os membros superiores, não realizando isoladamente a movimentação de mão, punho e cotovelo.

A hipertonia caracteriza-se pelo aumento da resistência do músculo ao estiramento; a resistência está diretamente ligada à velocidade do estiramento, pois quanto maior a rapidez, maior será sua reação de oposição; se houver diminuição da resistência muscular após certo grau de estiramento, no músculo, automaticamente, ocorre uma diminuição da resistência muscular; a distribuição desigual no território muscular afetado, característica que diferencia a espasticidade da rigidez extrapiramidal, pois a rigidez apresenta hipertonia na musculatura

normal e antagonista, uma vez que a espasticidade concentra-se apenas num destes (CASALIS, 1985).

O desequilíbrio muscular, caracterizado pela espasticidade agonista e a debilidade antagonista, expõem uma predisposição à deformidade, resultando em uma diminuição da capacidade funcional, interferindo na evolução motora e limitando a independência na AVD, AVP e marcha (CASALIS, 1985).

2.4.5 Padrão Postural

Os membros superiores, na hemiplegia, estão severamente envolvidos, desenvolvendo padrões consistentes como: flexão das extremidades superiores, flexão do cotovelo, adução e rotação interna do ombro, flexão de punho e dedos e pronação do antebraço. A cabeça está voltada para o lado hemiplégico e o rosto para o lado oposto, a escápula é retraída e o ombro deprimido. O tronco é posteriorizado (projetado para frente) no lado hemiplégico, com flexão lateral para o mesmo lado. O membro inferior, no padrão extensor, tem a pelve posteriorizada no lado afetado e elevado; o quadril estendido, aduzido e internamente rodado. O joelho é estendido, há flexão plantar com inversão, os dedos são fétidos e aduzidos (CAILLIET, 1981), como se observa na Figura 2.14 (EGGERS, 1982).

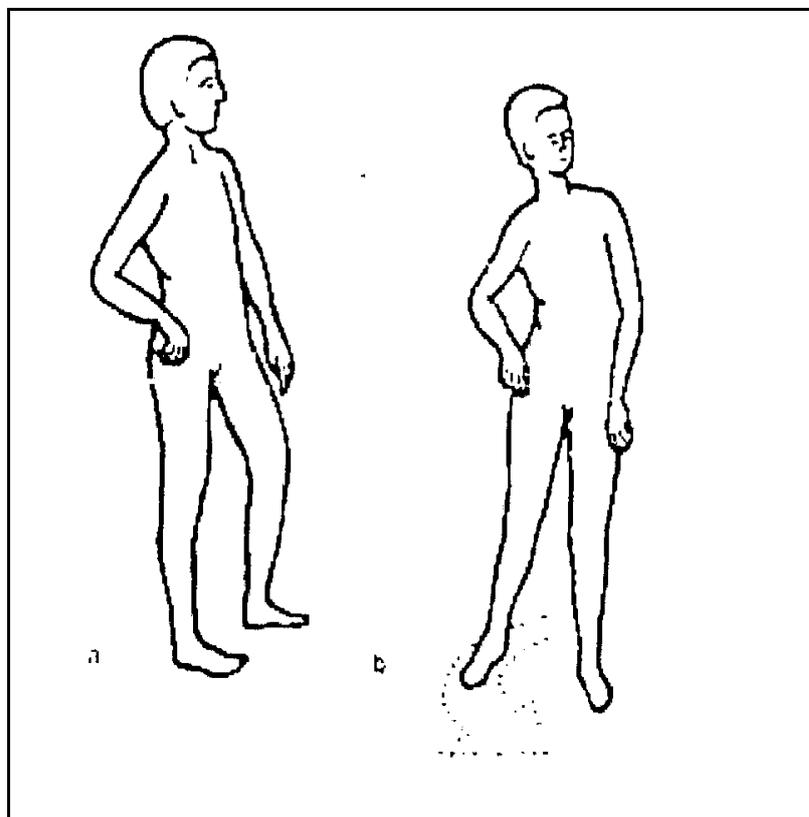


Figura 2.14 - Padrão patológico da hemiplegia.

2.4.6 Perda do movimento seletivo

Os movimentos coordenados e a variação da postura requerida para função hábil são dependentes da capacidade de movimentar seletivamente as partes do corpo (DAVIES, 1996). A capacidade de executar movimentos seletivos é perdida em quase todos os casos de hemiplegia e essa perda de movimentos delicados e individualizados é mais visível no membro superior, no qual o paciente não consegue mover seletivamente o cotovelo, punho ou dedos. Mas a ausência de movimentos isolados afeta também os membros inferiores, prejudicando a marcha (BOBATH, 1990).

Quando a função cortical, guiada por uma realimentação proprioceptiva, está perdida, há persistência de sinergismos primitivos, que são movimentos em massa e que não devem ser confundidos com padrões reflexos de espasticidade. Isso acontece porque os centros superiores perdem o controle de inibição e facilitação de padrões movimento seletivo liberando, dessa forma, padrões estereotipados, movimentos em massa que emergem de centros mais inferiores (RIBEIRO SOBRINHO, 1992).

2.4.7 Reações Associadas

As reações associadas na hemiplegia são movimentos reflexos anormais do lado afetado e reproduzem os padrões espásticos estereotipados devido a um aumento no tônus e que pode ser resultado de insegurança, esforço, excitação, temor, super-atividade do pé ou da mão sadia ou dor. Não se devem confundir reações associadas a movimentos associados, pois os movimentos podem interromper-se a qualquer momento. Entretanto, as reações associadas não podem ser influenciadas pela vontade do paciente. As reações associadas são induzidas por medo, falta de equilíbrio e esforço; parece haver uma relação direta entre a força do esforço e a gravidade do resultante aumento da espasticidade (BOBATH, 1990).

A posição incorreta, as exigências excessivas do paciente durante a atividade, a raiva ou o temor, bem como os exercícios isolados de uma só mão ou pé, estimulam as reações associadas, portanto, contribuem para o aumento da espasticidade, que leva a um agravamento das condições do paciente.

2.4.8 Equilíbrio do Paciente Pós-AVC

As lesões no SNC afetam o equilíbrio devido à modificação do centro de gravidade, decorrente do padrão postural anormal característico da espasticidade. As reações de equilíbrio, que são fundamentais para a manutenção e restabelecimento da postura,

apresentam-se prejudicadas pela necessidade de ajustes posturais e modificações do centro de gravidade, pois mesmo as menores mudanças do equilíbrio exigem ser contrapostas por modificações do tônus muscular (CASALIS, 1985).

2.4.9 Algumas Alterações Morfofisiológicas Após um AVC

A evolução de um paciente após um AVC pode ser prejudicada devido à instalação de algumas seqüelas. Os problemas mais comuns são:

- O desprezo do lado hemiplégico. Depois de um AVC, o paciente hemiplégico se defronta subitamente com duas metades de seu corpo que ele percebe de forma diferente e que não mais trabalham em conjunto.

- Assimetria.
- Movimento anormal.
- Ausência de reações automáticas.
- Falta de coordenação em ambas às mãos.
- Deficiência sensitiva.
- Distúrbios cognitivos, perceptivos e comportamentais.
- Incontinência urinária e fecal.
- Acometimento da fala, visão e audição.
- Desorientação.
- Ataxia.
- Paralisia facial.

2.5 REFERÊNCIAS

BANKOFF, Antonia Dalla Pria et al. Analisis poddometrico de los atletas de levantamiento de peso mediante la técnica vídeo-podometrica. **Anais do Congresso Científico Olímpico**, Málaga, v. 1, n. 208, p.18-18, 1992.

BANKOFF, A. D. P. et al. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. **Revista Conexões**, Campinas, v. 2, n. 2, p.87-104, 2004.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, v.14, n.1, p.79-88, 2000.

- BOBATH, B. **Hemiplegia no adulto: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 1990. 181 p.
- BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone, 1999. 270 p.
- BUSSAB, W. O.; MORETTIN, P. A. **Estatística básica**. São Paulo: Saraiva, 2002. 526 p.
- CAILLIET, R. **O Ombro na hemiplegia**. São Paulo: Manole, 1981. 128 p.
- CASALIS, M. E. P. **Reabilitação: espasticidade**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1985. p.
- CAMPOS, M. A.; CORAUCCI NETO, B. **Treinamento funcional resistido: para melhoria da capacidade funcional e reabilitação de lesões musculoesqueléticas**. Rio de Janeiro: Revinter, 2004. p.
- DAVIES, P. M. **Exatamente no centro: atividade seletiva do tronco no tratamento da hemiplegia no adulto**. São Paulo: Manole, 1996.
- DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.r M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, Heidelberg, v.146, n.1, p. 60-69, 1 set. 2002.
- DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. 2000. 252 f. Tese (Doutorado) - Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano, Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
- EGGERS, O. **Terapia ocupacional no tratamento da hemiplegia do adulto**. Rio de Janeiro: Colina, 1982.
- ENJALBERT, M. et al. Sensibilité plantaire et rachis. In: PIED, Équilibre & Posture. Paris: API, 1996. p. 43-59.
- FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P. Ajuste da rigidez muscular via sistema fuso-muscular-gama: implicações para o controle da estabilidade articular. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 8, n. 3, p. 187-195, 2004.
- GAUCHARD, G. C. et al. Influence of regular proprioceptive and bioenergetic physical activities on balance control in elderly women. **Journal Of Gerontology: medical sciences**, Baltimore, v.58, n.9, p. 846-850. 01 set. 2003.
- HARRIS, J. E. et al. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. **Physical Therapy**, Vancouver, v. 85, n. 2, p.150-159, 01 fev. 2005.
- KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1990.

- KENDALL, F. P. **Músculos: provas e funções com postura e dor**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995. 453 p.
- LAPIERRE, R. E. **A evolução da humanidade**. São Paulo: Universal de Brasília, 1982.
- LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- MISAILIDIS, M. A. L. Qual o papel das informações proprioceptivas no ato motor? **Revista Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 6, p.389-393, 2002.
- MOCELIN, D. T. **A Terapia ocupacional e a indicação de órtese para crianças portadoras de disfunção neuromotora (Hemiplegia Espástica)**. 1999. 62 f. Monografia (Graduação) – Universidade Católica Dom Bosco, Campo Grande, 1999.
- RABISCHONG, P. Role Statokinésimetric de la peau. In: VILLENEUVE, Ph. (Coord.). **Pied, equilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, 1996, p.15 – 20.
- ROSA, G. M. M. V.; GABAN, G. A.; PINTO, L. D. P. Adaptações morfofuncionais do músculo estriado esquelético relacionadas à postura e o exercício físico. **Revista Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 2, p.100-107, 2002.
- ROHEN, J. W.; YOKOCHI, C. **Anatomia humana**. 3. ed. São Paulo: Manole , 1992.
- SHUMWAY-COOK et al. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003. 592 p.
- SMITH, L. K; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. Cinesiologia clínica de brunstrom. 5. ed. São Paulo: Manole , 1997.
- RIBEIRO SOBRINHO, J B. **Hemiplegia: reabilitação**. São Paulo: Ateneu, 1992.
- STOKES, M. **NEUROLOGIA para fisioterapeutas**. São Paulo: Premier, 2000. 402 p.
- PUISIEUX, F. et al. Successes and setbacks of the falls consultation: report on the first 150 patients. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation**, Baltimore, v.80, n.12, p. 909-915. 01 dez. 2001.
- UMPHRED, D. A. **Fisioterapia neurológica**. 2. ed. São Paulo: Manole , 1994. 876 p.
- VIEIRA, A.; SOUZA, J. L. A moralidade implícita no ideal de verticalidade da postura corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Esporte**, Campinas, v. 23, n. 3, p.133-148, 2002.

CAPÍTULO 3

3 ESTRUTURAS MECÂNICAS

Neste capítulo serão abordados conceitos de resistência dos materiais que serão utilizados para projetar a plataforma, as células de carga e a prensa. Fornece a base necessária para o entendimento do projeto das estruturas mecânicas dos transdutores, escolha dos extensômetros, dentre outras decisões fundamentais para a execução do projeto.

3.1 LEI DE HOOKE

A lei experimental de Hooke, para o caso de uma barra com seção transversal constante (TIMOSHENKO, 1978) é expressa pela equação:

$$\delta = \frac{Pl}{AE} \quad (\text{mm}) \quad (3.1)$$

Sendo: δ - Flecha ou alongamento Relativo.

P – Força vertical na barra.

l – Comprimento da barra.

A – Seção transversal de uma barra.

E – Módulo de Elasticidade.

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.

A força por unidade de área da seção transversal de uma barra (tensão normal), é dada por:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (3.2)$$

O alongamento por unidade de comprimento (deformação) é determinado pela equação:

$$\varepsilon = \frac{\delta}{l} \quad (3.3)$$

O módulo de elasticidade é dado por:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (3.4)$$

As equações (3.1) a (3.4) podem ser usadas para o caso de ações axiais, tração ou compressão de barras prismáticas. 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.

3.2 DIAGRAMA DOS ENSAIOS DE TRAÇÃO

A proporcionalidade entre a força de tração e o alongamento só existe até certo valor limite da tensão, chamado de limite de proporcionalidade, ou elasticidade, que depende das propriedades do material. Na Figura 3.1 é apresentado um diagrama de ensaios de tração (TIMOSHENKO; GERE, 1994).

De **O** até **A**, a tensão e a deformação são diretamente proporcionais, e o diagrama é linear. O ponto **A** é chamado de limite de proporcionalidade, porque além deste ponto já não existe mais proporcionalidade, pois as deformações crescem mais rápidas que as tensões. Esse fenômeno é conhecido como escoamento, e o ponto **B** é chamado de tensão de escoamento.

Na região compreendida entre os pontos **B** e **C**, diz-se que o material se tornou plástico, quer dizer, ele não retorna mais ao estado inicial, pois se deformou além do seu limite possível, o ponto **B**. A tensão correspondente ao ponto **C** é chamada de limite de escoamento. Após o escoamento, o material adquire uma rigidez, ou seja, começa a oferecer resistência adicional, e novamente a força de tração cresce até o ponto **D**, onde 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.

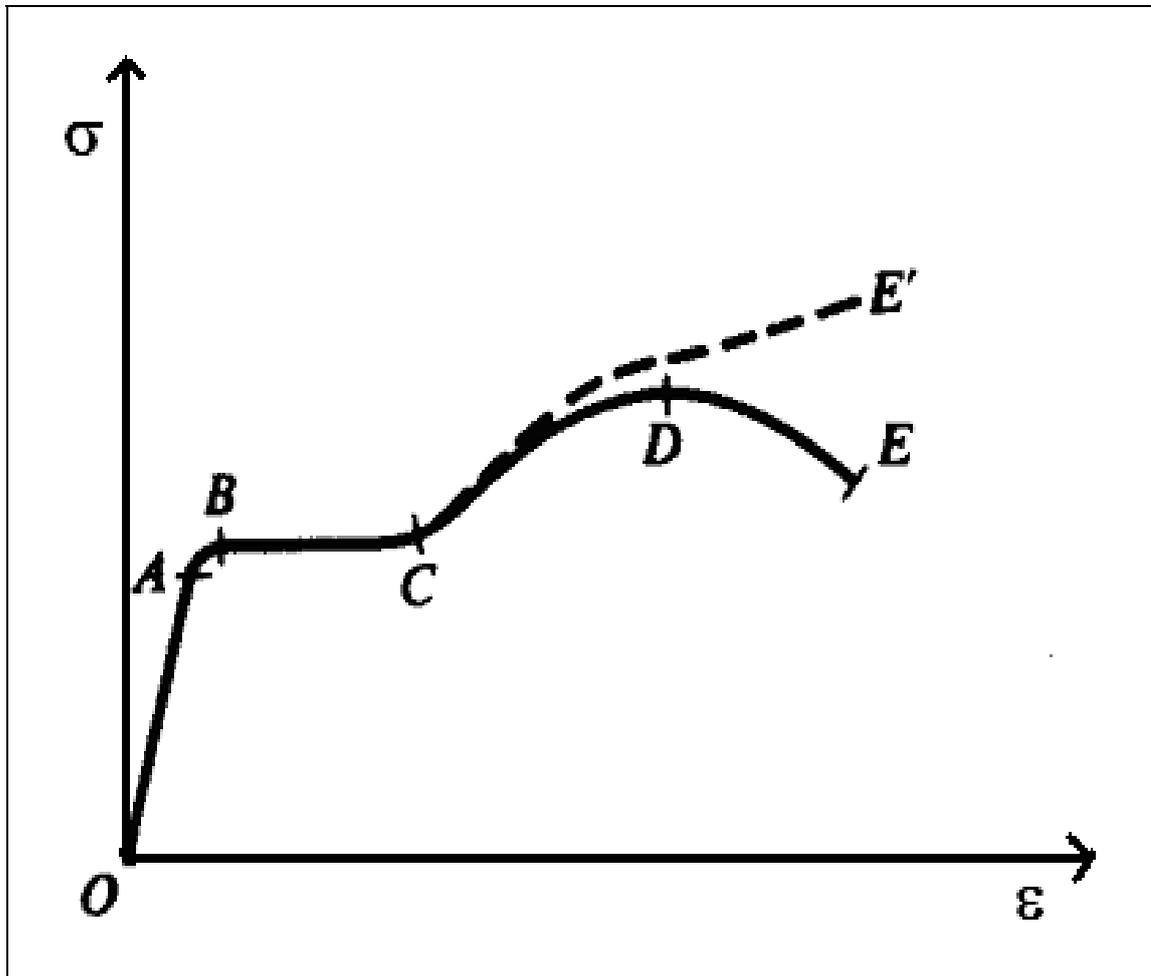


Figura 3.1 - Diagrama de tensão-deformação.

3.3 EXTENSÔMETROS METÁLICOS

3.3.1 Princípio de Funcionamento de Extensômetros Metálicos

Os extensômetros piezoresistivos são baseados na variação da resistência elétrica de um condutor metálico, quando submetido a uma tensão mecânica.

Para um fio de comprimento l , e seção transversal A , e resistividade ρ , a resistência R do fio é dada pela equação:

$$R = \frac{\rho l}{A} \quad (\Omega) \quad (3.5)$$

Para materiais isotrópicos (como o aço, ferro, alumínio, outros), e na região elástica tem-se a relação entre a variação da resistência elétrica e a deformação do material, expressa por (PALLÁS-ARENY; WEBSTER, 2001):

$$\frac{dR}{R} = \frac{dl}{l} [1 + 2\mu + C(1 - 2\mu)] = K \frac{dl}{l} = K\varepsilon \quad (3.6)$$

Sendo: dR – Variação da Resistência.

dl – Variação do comprimento.

μ - Coeficiente de Poisson.

C – Constante de Bridgman.

K – Fator gage (fator de calibração ou sensibilidade).

A deformação no extensômetro é definida pela soma das deformações:

$$\varepsilon_T = \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \varepsilon_4 \quad (3.7)$$

Considerando as forças aplicadas concêntricas, cada extensômetro possui a mesma deformação:

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \varepsilon_3 = \varepsilon_4 = \varepsilon \quad (3.8)$$

Portanto, a deformação de cada um dos extensômetro é dada por:

$$\varepsilon = \frac{\varepsilon_T}{4} \quad (3.9)$$

A tensão normal na região central do material pode ser expressa por (SANCHES, 2007):

$$\sigma = \frac{3 P(1 + \mu)}{2 \pi t^2} \left[\ln \frac{a}{b} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{a^2} - \frac{1}{2} \right] \quad (3.10)$$

Sendo: μ - Coeficiente de Poisson.

t – Espessura.

a – Raio da área do extensômetro.

b – Raio da área interna do material onde a força é aplicada.

As tensões normais são calculadas através da equação (SANCHES, 2007):

$$\sigma_1 = \frac{3 P}{2 \pi t^2} \left[(1 + \mu) \left(\ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{x^2} \right) + \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - 1 \right] \quad (3.11)$$

Sendo x - Raio da área externa do material onde a força é aplicada.

Utilizando a tensão admissível do material, cedido pelo fabricante, e com o fator de segurança, que deseja utilizar, calcula-se a tensão normal aplicada:

$$\sigma = \frac{\sigma_{adm}}{f_s} \quad (3.12)$$

Sendo: f_s - Fator de Segurança.

Colocando t em evidência da equação 3.11, a espessura do material pode ser calculada através de:

$$t = \sqrt{\frac{3 P f_s}{2 \pi \sigma_{adm}} \left[(1 + \mu) \left(\ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{x^2} \right) - \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - \mu \right]} \quad (\text{mm}) \quad (3.13)$$

Para projetos de transdutores devem ser consideradas as duas tensões. Nos projetos deve ser verificado também o afundamento no centro da placa quando aplicada 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 3.2.

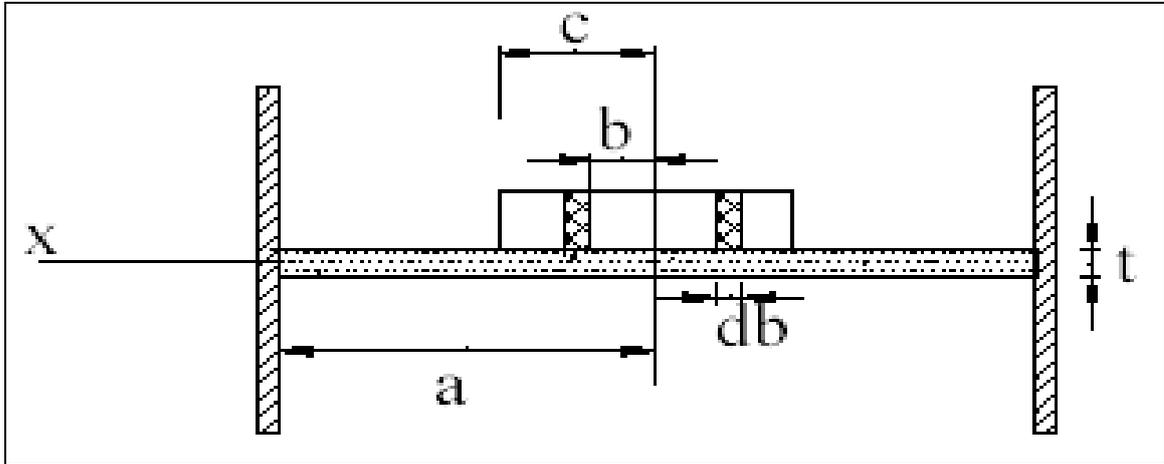


Figura 3.2 - Carga uniformemente centrada.

O afundamento na parte interna da placa é dado por (SANCHES, 2007):

$$\omega = \frac{P}{8D\pi} \left[-(x^2 + b^2) \ln\left(\frac{a}{b}\right) + (x^2 - b^2) + \frac{1}{2} \left(1 + \frac{b^2}{a^2}\right) (a^2 - x^2) \right] \quad (3.14)$$

Sendo D - Coeficiente de rijeza do material.

O Coeficiente de rijeza é dado por:

$$D = \frac{Et^3}{12(1 - \mu^2)} \quad (3.15)$$

Considerando $c=b$, o afundamento, no centro, é dado por (SANCHES, 2007):

$$\delta = d\omega = \frac{P}{4\pi D} \left[-\frac{b^2}{4} \ln\left(\frac{a}{b}\right) - \frac{3}{16} b^2 + \frac{a^2}{4} \right] \quad (3.16)$$

Assim, a deformação é calculada (SANCHES, 2007):

$$\varepsilon = \frac{3}{2} \frac{P}{\pi^2 E} \left[(1 + \mu) \left(\ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{x^2} \right) - \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - \mu \right] \quad (3.17)$$

Colocando t em evidência na equação (3.17) pode-se calcular a espessura do diafragma da célula de carga, a partir da deflexão máxima que o fabricante recomenda para o extensômetro:

$$t = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{P}{\pi \varepsilon E} \left[(1 + \mu) \left(\ln \frac{a}{x} + \frac{1}{2} \frac{b^2}{x^2} \right) - \frac{b^2}{2x^2} (1 - \mu) - \mu \right]} \quad (\text{mm}) \quad (3.18)$$

3.4 REFERÊNCIAS

PALLÁS-ARENY, R.; WEBSTER, J. G. **Sensors and signal conditioning**. 2. ed. Nova York: *Wiley Inter Science*, 2001. 608 p.

SANCHES, M. A. A. **Sistema Microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes**. 2007. 132 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

TIMOSHENKO, S. P. **Resistência dos materiais**. 3. ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1978. v.1.

TIMOSHENKO, S. P.; GERE, J. E. **Mecânica dos sólidos**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1994. v.1.

CAPÍTULO 4

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve a plataforma de força, a célula de carga, o circuito de condicionamento de sinais, o circuito de interfaceamento e o programa, que fazem parte de um sistema eletrônico implementado com o objetivo de monitorar a distribuição de forças na região plantar de pacientes normais e hemiplégicos na tela de um computador.

4.1 PLATAFORMA DE FORÇA E CÉLULA DE CARGA

O sistema eletrônico foi implementado no Laboratório de Sensores do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - SP, da UNESP.

Foi construída uma plataforma piloto, em aço inox, com dimensões de 30x15x5 cm³, com 4 células de carga. Uma foto da plataforma é mostrada na Figura 4.1.

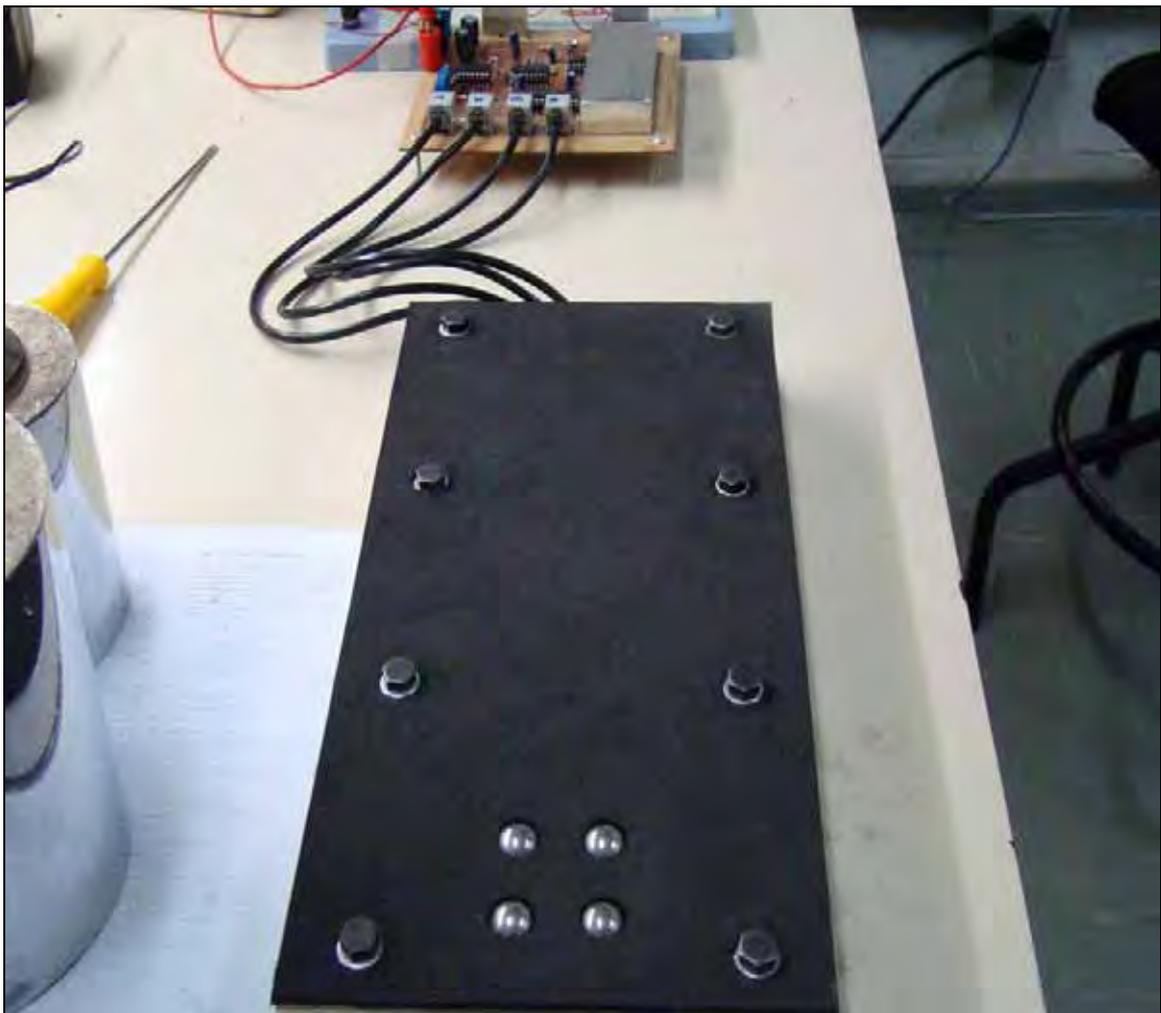


Figura 4.1 - Foto da plataforma com quatro células de carga.

As células de carga foram fabricadas em aço inox VC-150 (SAE 420) (Vide ANEXO B) e instrumentadas com extensômetros metálicos do tipo diafragma.

A célula é composta por três partes principais: aplicador, diafragma e camisa. Uma foto das peças constituintes da célula é mostrada na Figura 4.2 e a da célula montada é apresentada na Figura 4.3.

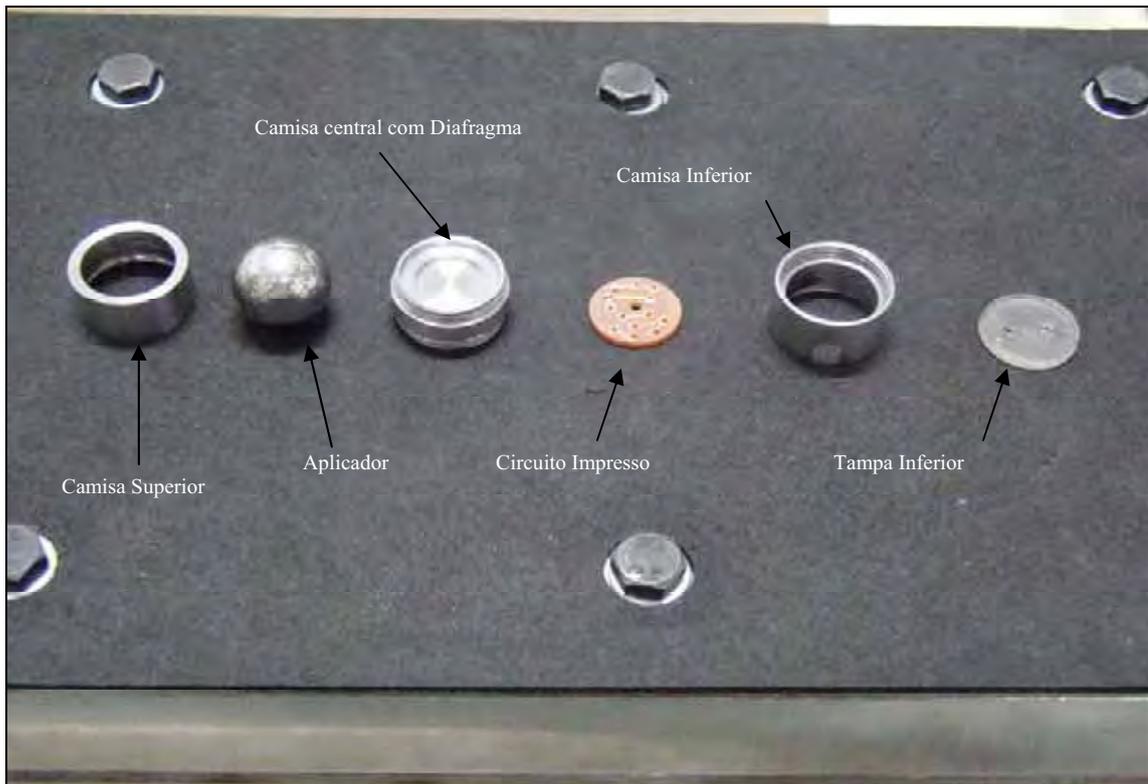


Figura 4.2 - Foto das peças constituintes da célula de carga.



Figura 4.3 - Última versão da célula de carga.

O aplicador é a parte da célula que ficará em contato com o pé do paciente. Ela é uma esfera de aço que tem a função de garantir que a força aplicada seja transmitida ao diafragma de forma concêntrica e sempre no mesmo ponto, garantindo assim uma boa repetibilidade na deformação do diafragma.

O diafragma é a parte mais importante da célula, pois suas dimensões influenciam diretamente a faixa de força que será medida com o dispositivo.

As camisas servem para alojar o diafragma, o aplicador e o circuito impresso. A camisa inferior possui uma base que propicia uma maior área de apoio à célula, servindo também para proteger os terminais do extensômetro.

4.2 CÁLCULO DO DIAFRAGMA

A espessura do diafragma tem influência direta e significativa na faixa dinâmica das forças a serem medidas. Foi projetado com um fator de segurança, visando que seu material sempre opere na região elástica.

É fundamental que os diafragmas de todas as células de cargas sejam confeccionados com precisão, para garantir que as células apresentem respostas muito semelhantes.

A força máxima aplicada no diafragma não pode atingir o limite de escoamento, para se evitar que seu material opere na região plástica.

Harris, Acharya e Bachshmidt (1996) verificaram que a região dos pés, onde há maior concentração de esforços, é a do calcâneo, que sustenta 30% do peso corporal. Considerando uma pessoa com massa corpórea de 102 kg (peso de aproximadamente 1000 N), uma força máxima de 300 N será aplicada na região do calcanhar.

Para o projeto da célula de carga, foram consideradas as seguintes especificações: Força máxima, $P = 380$ N; Raio interno do diafragma, $a = 6,9$ mm; Diâmetro da região circular do aplicador, que toca o diafragma, $b = 2,6$ mm; Módulo de elasticidade do aço inox, $E = 2,1 \cdot 10^4$ N/mm²; Máxima tensão normal admissível do aço inox, $\sigma_{adm} = 350$ N/mm².

Inicialmente calculou-se a deformação máxima do extensômetro. A Vishay Measurements Group (2007), fabricante do extensômetro utilizado neste projeto, recomenda que a ε_T (deformação máxima) não ultrapasse 4000 $\mu\varepsilon$ (*micro strains*), para que a deformação ocorra no regime proporcional.

Através da Equação (3.9), determina-se a deformação do diafragma $\varepsilon = 1000 \mu\varepsilon$. Utilizando-se a Equação (3.18), calcula-se o diâmetro do diafragma, $t = 1,05$ mm. Pode-se calcular a maior tensão admissível para uma deformação de $4000 \mu\varepsilon$, mantendo-se no limite proporcional através da equação (3.4).

$$\sigma = 210 \text{ N} / \text{mm}^2$$

E, através da equação (3.12) o fator de segurança:

$$f_s = \frac{350}{210} \cong 1,67$$

Utilizando a equação (3.13) e o programa MATLAB 7.01, consegue-se traçar gráficos que auxiliam também a definir a espessura do diafragma, além de outros parâmetros importantes. Os programas desenvolvidos para gerar os gráficos foram denominados de “pgm1” e “pgm2”, e encontram-se no **APÊNDICE A**

Pode-se observar na Figura 4.4, que com a espessura $t = 1.05$ mm, previamente calculado para uma força de 380 N, acha-se uma tensão de 210 N/mm^2 , ou seja, no limite de proporcionalidade, portanto confirmando o resultado que era esperado.

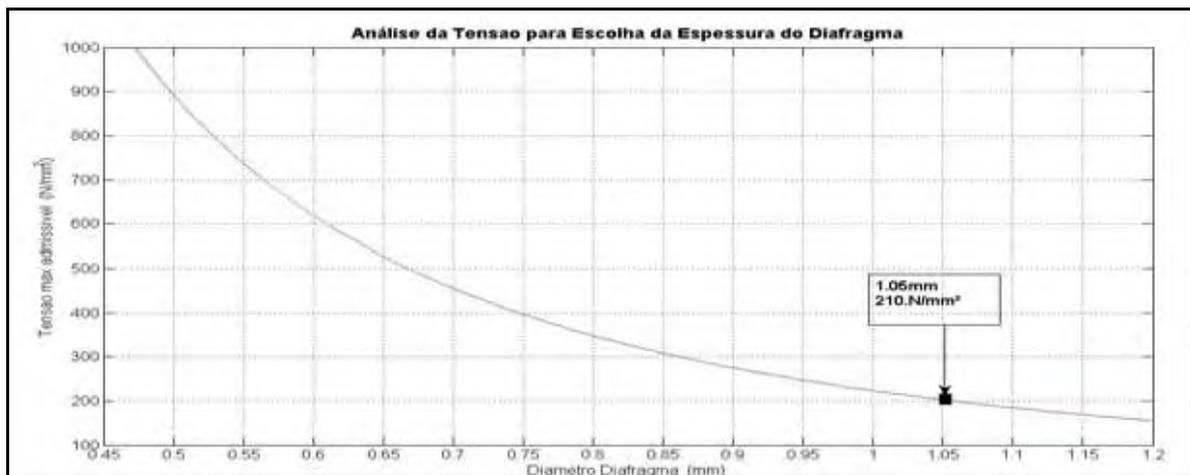


Figura 4.4 - Espessura do diafragma em função da tensão aplicada.

A Figura 4.5 demonstra que a força de 380,2 N está no limite de proporcionalidade. Portanto, pode-se trabalhar nesta faixa com uma resposta linear. Através do gráfico pode-se constatar que a máxima força que poderá ser aplicada no diafragma, sem que ocorra uma

deformação permanente, é de 633,8 N, pois esta força, aplicada no diafragma, produz uma tensão de 350 N/mm^2 , ou seja, no limite de escoamento do aço VC-150.

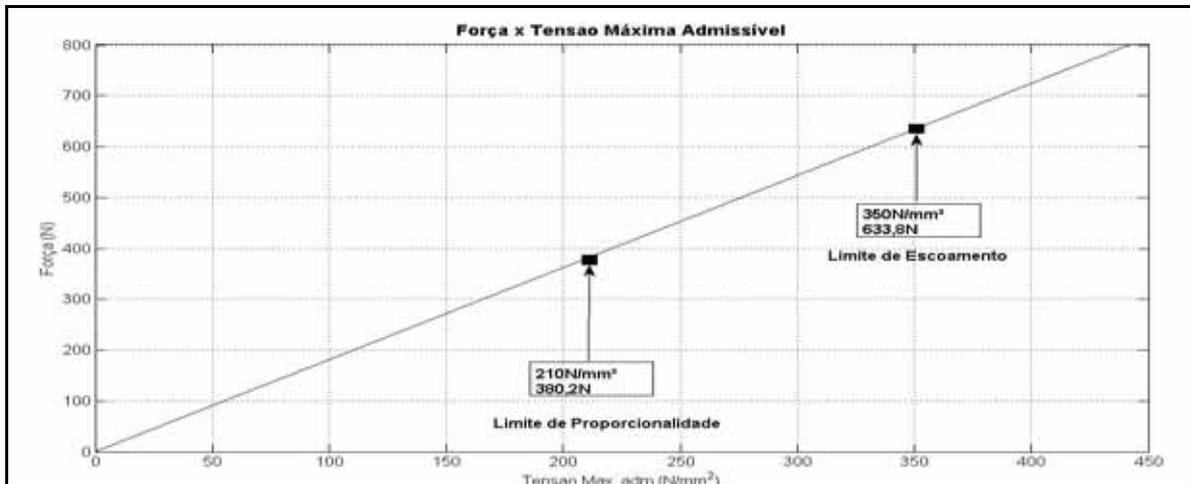


Figura 4.5 - Força em função da tensão máxima admissível .

O gráfico da Figura 4.6 mostra que para o diâmetro calculado $t=1,05\text{mm}$, tem-se um coeficiente de segurança de 1,67, ou seja, o mesmo valor anteriormente obtido através da equação (3.12).

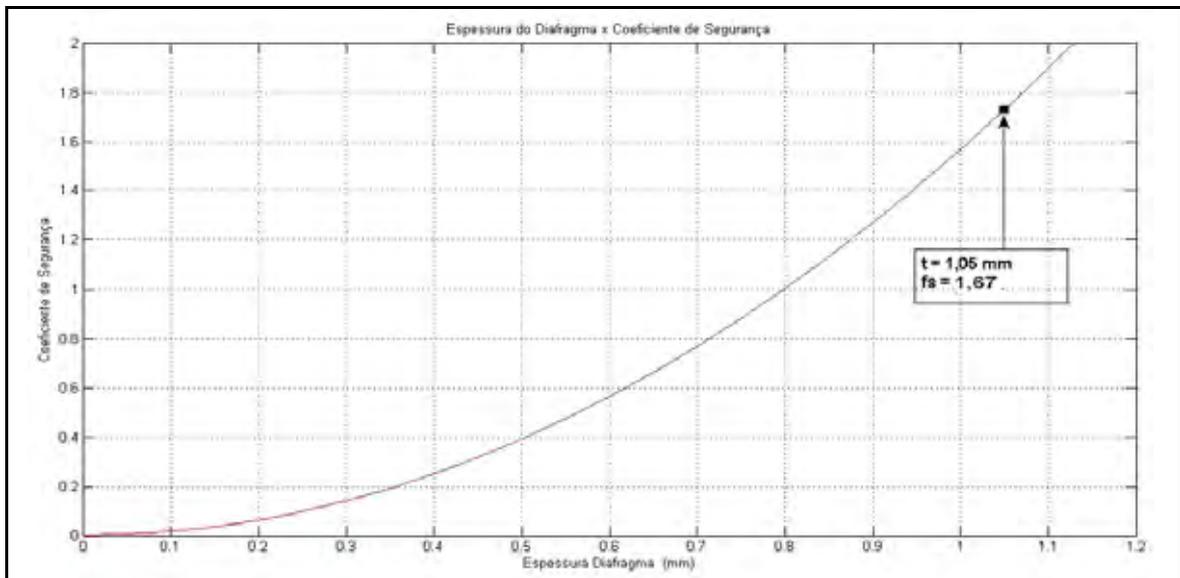


Figura 4.6 - Gráfico da espessura do diafragma X coeficiente de segurança.

Portanto, os parâmetros do diafragma, determinados através das equações e dos gráficos produziram os mesmos resultados.

A Figura 4.7 mostra um desenho do diafragma com suas dimensões.

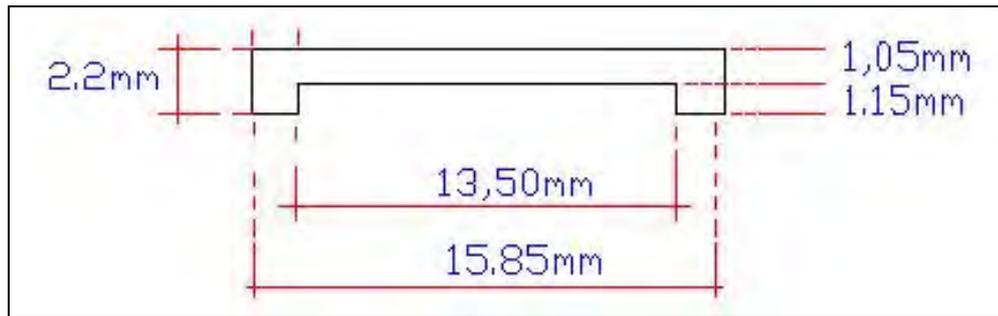


Figura 4.7 - Medidas do diafragma projetado.

4.3 O APLICADOR

O aplicador é uma esfera de aço com diâmetro de 15,8 mm (Figura 4.8).

A parte superior de cada aplicador recebe a força exercida por pequenas áreas dos pés e transmite esta força para o diafragma. O uso da esfera, como aplicador, é de suma importância, pois quando uma força é aplicada no diafragma, através da esfera, a direção da força converge para o centro do diafragma e o valor medido, com a célula de carga, independe do ponto de aplicação da força.

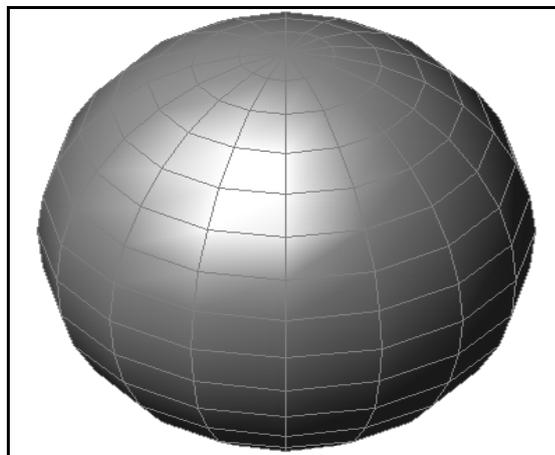


Figura 4.8 - Aplicador

4.4 A CAMISA

A camisa é o corpo da célula propriamente dito. Aloja o diafragma, guia o aplicador e protege os terminais de ligação do extensômetro. Na sua parte inferior possui um orifício, de onde saem os fios que interligarão a mesma com o circuito de condicionamento de sinais. A camisa foi construída com aço carbono, pois precisa ser leve e resistente.

As Figuras 4.9 e 4.10 mostram, respectivamente, uma vista superior da camisa e uma frontal em corte.

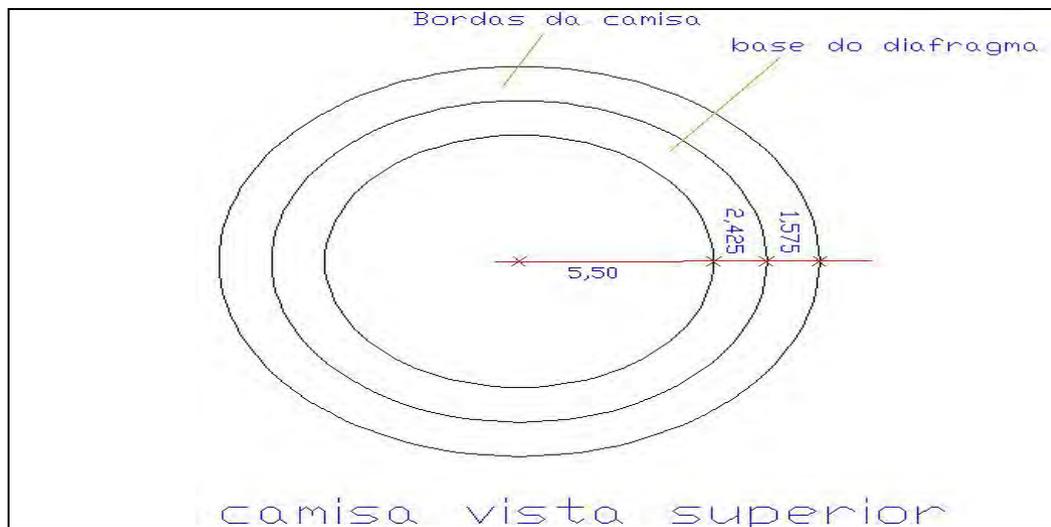


Figura 4.9 - Vista superior da camisa.



Figura 4.10 - Vista frontal em corte da camisa (Cotas em milímetros).

4.5 O SENSOR

O sensor é um extensômetro metálico. A escolha do extensômetro utilizado levou em consideração o material onde o mesmo seria colado, a forma geométrica, o tamanho ativo da grelha e a resistência ôhmica. O extensômetro utilizado foi do modelo EA-06-455JB-350, da Vishay Measurements Group (2007) Na Figura 4.11 é apresentado o diagrama do extensômetro utilizado.

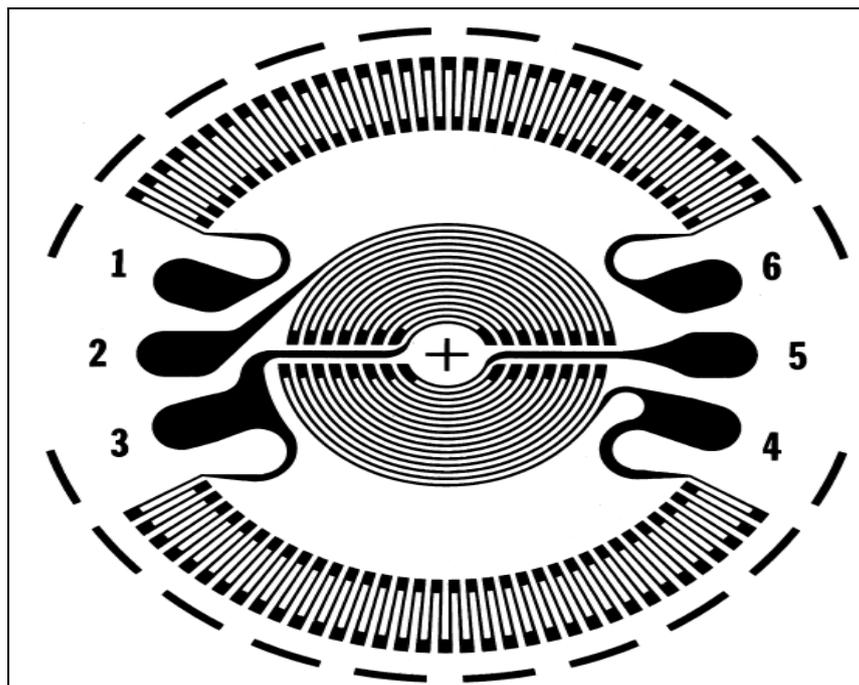


Figura 4.11 - Extensômetro utilizado.

O significado das siglas é apresentado a seguir:

EA – O suporte do extensômetro é de poliamida com filme metálico de constantan;

06 – Há auto-compensação de temperatura para aço inox;

455 – O diâmetro é de 11,557 mm (0,455")

JB – O extensômetro é do tipo diafragma.

350 – A resistência do extensômetro é de 350 Ω .

L – Os terminais do extensômetro são de fio de cobre.

Os extensômetros foram conectados em Ponte de Wheatstone completa, possibilitando assim uma maior sensibilidade, além de reduzirem os efeitos da temperatura. Para se efetuar a ligação em ponte é necessário conectar os terminais 1 ao 2 e o 5 ao 6. A alimentação da Ponte de Wheatstone foi realizada através de um CI 723.

4.6 O CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS

Foram projetados, simulados e montados vários circuitos de condicionamento de sinais para as células de carga. O circuito que apresentou o melhor desempenho é constituído, essencialmente, por um multiplexador, um circuito amplificador e um filtro passa - baixa. Seu esquema é apresentado na Figura 4.12.

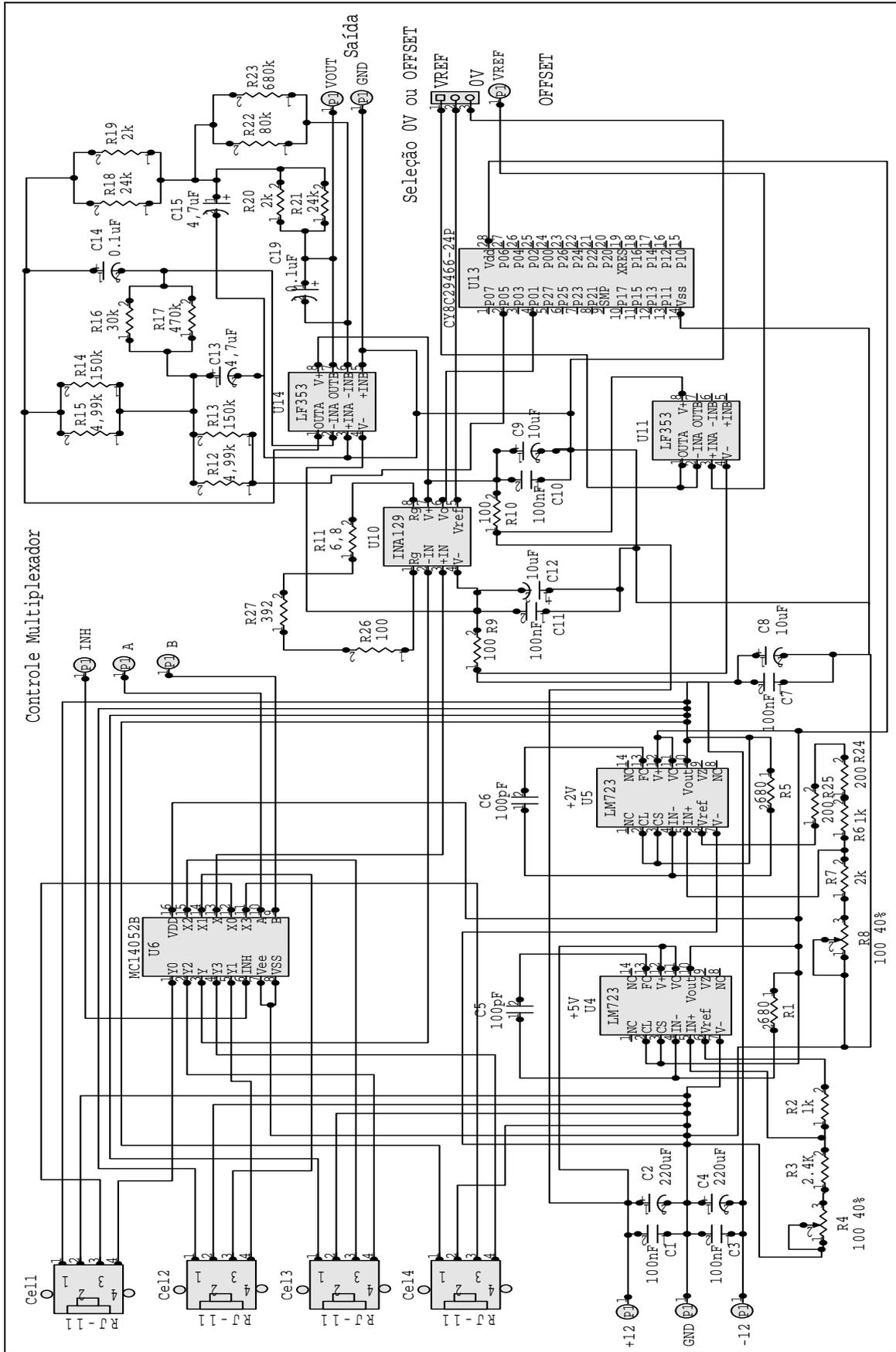


Figura 4.12 - Circuito de condicionamento de sinais.

O multiplexador, construído com o circuito integrado MC14052 B, recebe os sinais produzidos pelas células de carga. Este CI contém dois multiplexadores de 4x1. É controlado por um microcontrolador ATMEGA8, da ATMEL, que também é utilizado no circuito de interfaceamento. A alimentação do multiplexador foi realizada com um CI 723. A Figura 4.13 mostra uma foto da placa onde foi montado o circuito de condicionamento de sinais.

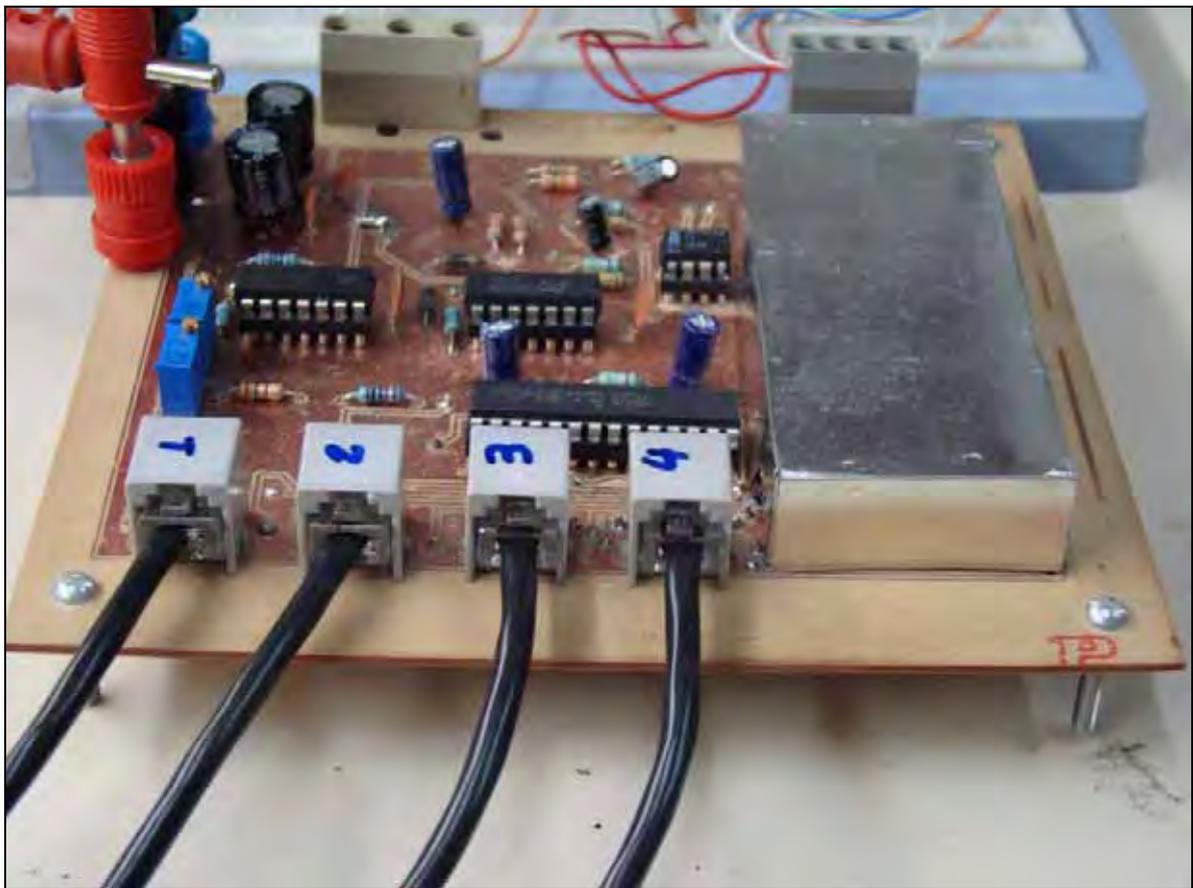


Figura 4.13 - Foto da placa de condicionamento de sinais.

O circuito amplificador é constituído por um amplificador de instrumentação e por um amplificador de ganho programável.

O amplificador de instrumentação foi implementado com o circuito integrado INA129, da Burr-brown (2007), que tem três amplificadores operacionais. Através de um único resistor externo pode-se variar o ganho de 1 a 10.000 V/V. Possui um circuito de proteção de entrada e CMRR de 120 dB, para o ganho de 1000 V/V. Seu ganho foi ajustado para 100 V/V.

O amplificador de ganho programável (PGA) foi implementado com o circuito integrado PSoC CY8C29466.

O PSoC apareceu no mercado eletrônico como um dispositivo que terá um impacto enorme na área de Instrumentação Eletrônica.

A Cypress Semiconductor Corporation (2008) inovou, lançando alguns PSOC que empregam tecnologia analógica, tecnologia digital e a tecnologia de um microcontrolador embarcado em um único dispositivo. Esses novos circuitos eletrônicos estão revolucionando o conceito de desenvolvimento de projetos, porque com um único dispositivo é possível fazer projetos complexos e compactos possibilitando uma infinidade de configurações (SANTOS; NICOLSI, 2006).

Como exemplos desses subsistemas, podem ser citados amplificadores operacionais, amplificadores de instrumentação, filtros ativos, comparadores, UARTs, timers, contadores, PWM's, conversores A/D, conversores D/A, interfaces I²C, SPI, programação em C e *assembly*, e muitos outros subsistemas.

Além desses dispositivos serem práticos, a família PSoC possui um ambiente de desenvolvimento inovador chamado IDE – PSoc Designer, que é fácil de ser utilizado, sendo projetado para utilização em computadores com plataforma Windows. Ele possui muitos recursos programáveis de roteamento de sinais analógicos e digitais através dos barramentos de dados. Há também uma biblioteca de módulos para facilitar a configuração do dispositivo. Eles são pré-programados para desempenhar funções específicas.

Outra característica, que torna o PSoC atraente e vantajoso, é a capacidade de reconfiguração dinâmica do dispositivo. O usuário pode programá-lo para que em determinado momento um chip atue como um sensor e, assim que receber um sinal, se reconfigure e atue como um transmissor ou um alarme, por exemplo (SANTOS; NICOLSI, 2006).

Este CI possui diversos blocos digitais e 12 blocos analógicos, sendo 4 reservados para amplificadores. A configuração dos blocos analógicos do PSoC neste projeto é mostrada na Figura 4.14.

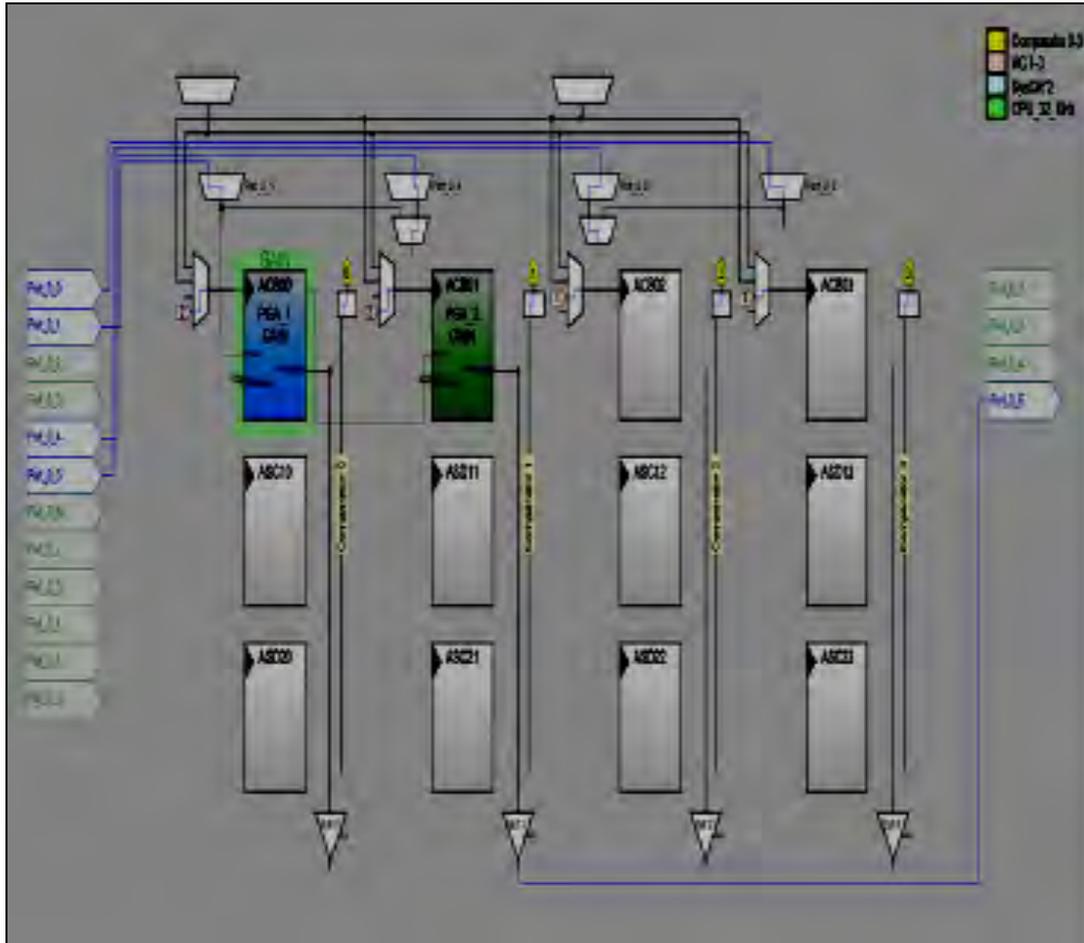


Figura 4.14 - Configuração dos blocos analógicos do PSoC.

Utilizou-se, neste projeto, 2 blocos, um constituindo o primeiro estágio com ganho 8, e o outro, o segundo estágio, com ganho 2,3. A Figura 4.15 mostra o diagrama de um amplificador de ganho programável (PGA) do CI mencionado. A programação foi feita através de um compilador C, fornecido pela Cypress Semiconductor Corporation (2008).

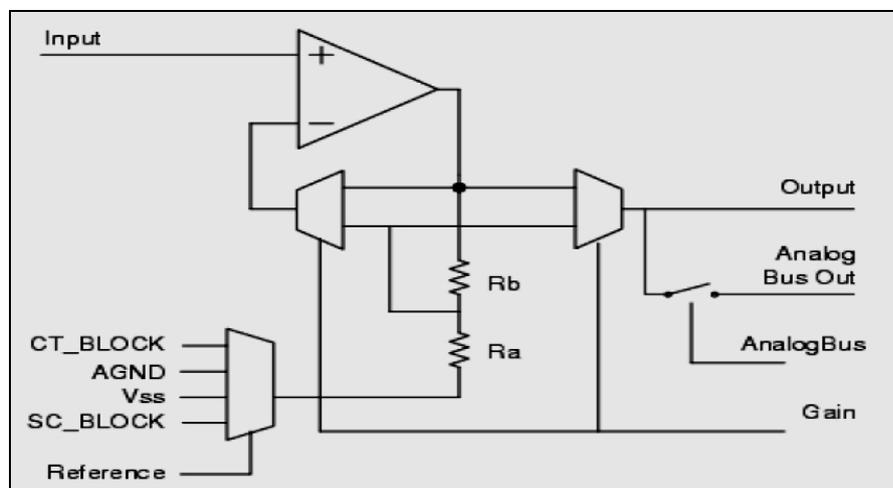


Figura 4.15 - Esquema do PGA do PSoC.

Uma foto do PSoC, montado na placa de circuito impresso, é mostrada na Figura 4.16.

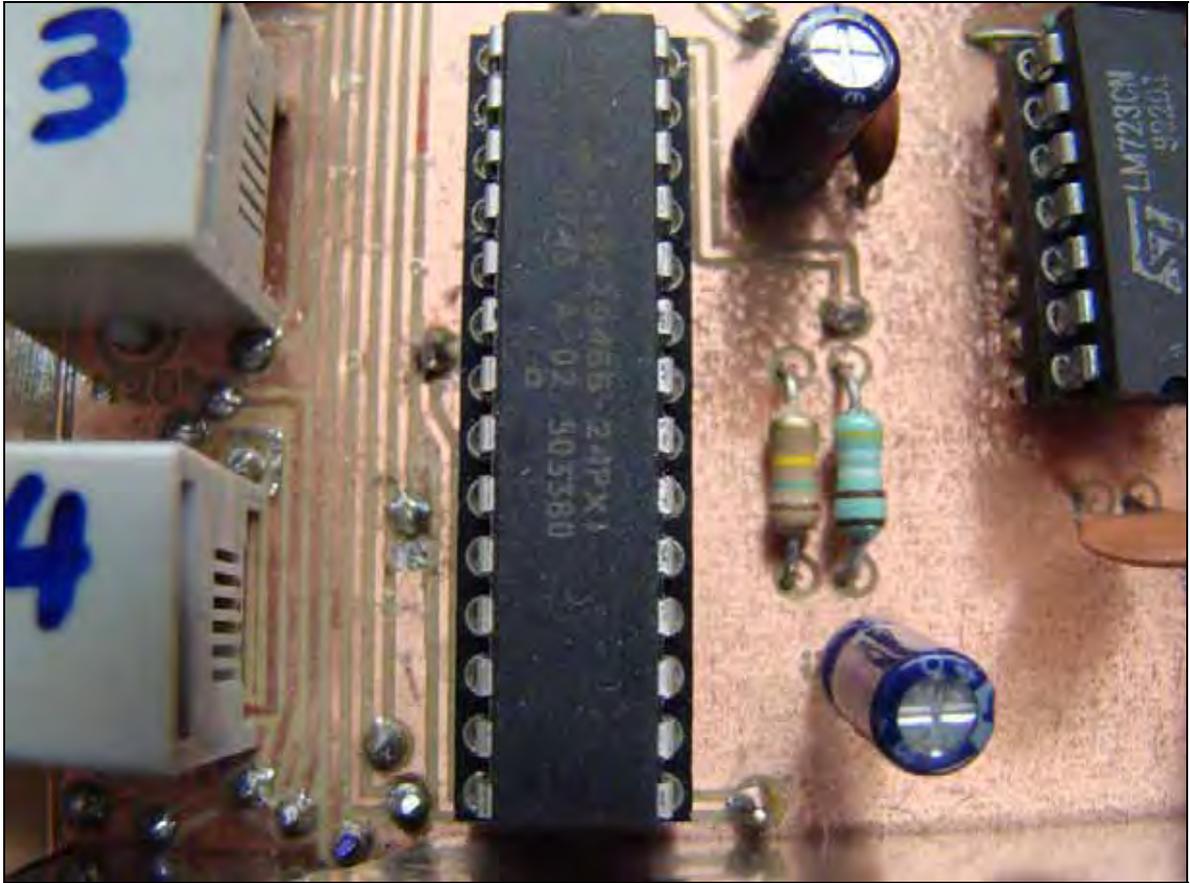


Figura 4.16 - PSoC montado na placa de circuito impresso.

O filtro implementado é Butterworth, passa-baixa, de 4^a ordem, construído com o circuito integrado LF353, que possui dois amplificadores operacionais biFETs.

4.7 O CIRCUITO DE AJUSTE AUTOMÁTICO DE OFFSET

Foi desenvolvido um circuito para ajuste automático de *offset* através de um potenciômetro digital e de um microcontrolador. Utilizou-se um potenciômetro digital X9C104 (INTERSIL CORPORATION, 2007) e um microcontrolador ATMEGA8. Com este circuito foi possível eliminar o *offset* existente na saída do circuito de condicionamento de sinais.

O potenciômetro digital X9C104 (INTERSIL CORPORATION, 2007) é ideal para circuitos nos quais ajustes devem ser feitos através de resistências. Ele é um vetor de

resistências composto por 99 elementos resistivos. Entre cada elemento e no seu final existe uma conexão para a saída, controlada por ponteiros.

Na Figura 4.17 é apresentado o diagrama interno do potenciômetro digital citado. O ponteiro que ajusta as resistências de saída é controlado pelas entradas CS, U/D e INC. A posição do ponteiro pode ser armazenada em uma memória não volátil e pode ser recuperada quando o sistema for religado.

A resolução máxima deste modelo de potenciômetro digital é dada pelo valor máximo da resistência dividido por 99. Sua alimentação é de 5 V.

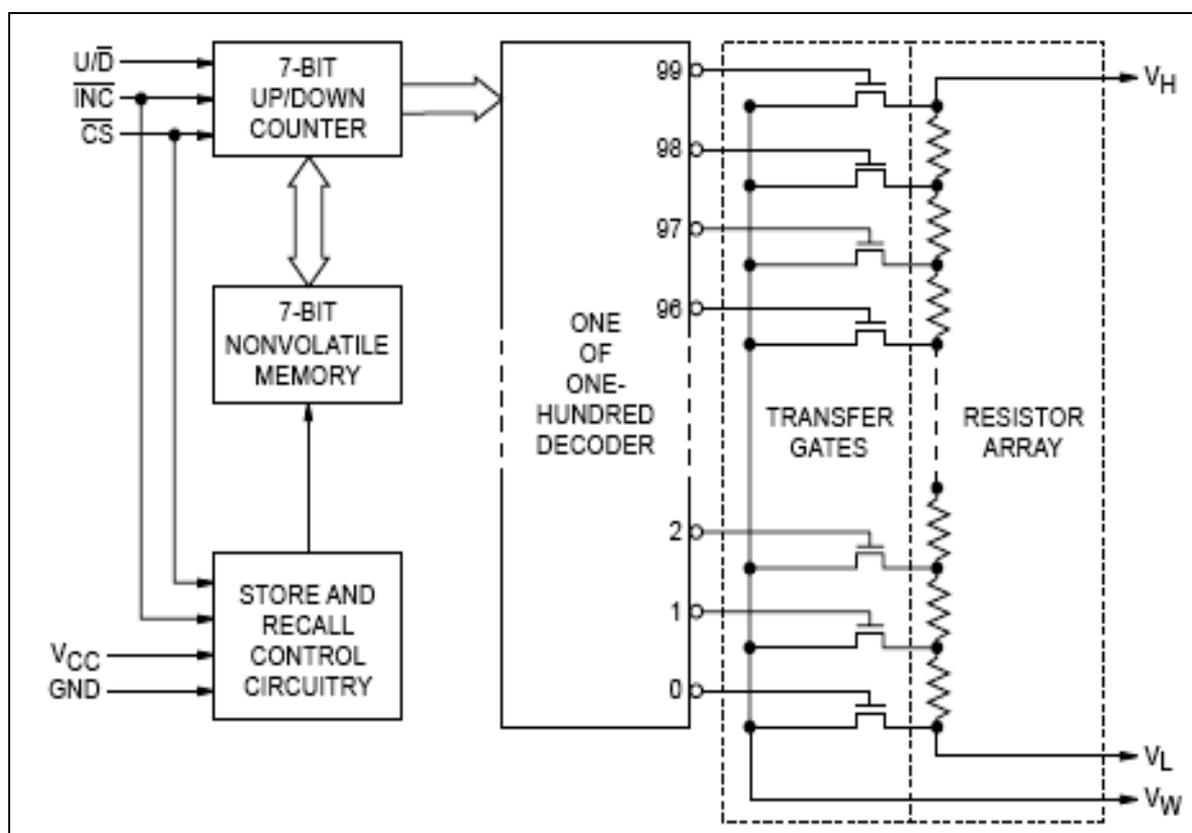


Figura 4.17 - Diagrama interno do potenciômetro digital X9C104P.

Os pinos V_H (maior tensão) e V_L (menor tensão) equivalem aos extremos de um potenciômetro analógico, sendo que em V_H coloca-se a maior tensão possível e em V_L a menor tensão. A diferença de potencial máxima é de 10 V (dez volts) entre V_H e V_L .

O pino V_W (*wiper terminal*) é equivalente ao pino central do potenciômetro analógico. Nele a tensão desejada irá sair e tentar ajustar o circuito de condicionamento.

A entrada \overline{CS} (*Chip Select*) habilita o X9C104 com lógica baixa (0 V). Caso ele retorne para a lógica alta (5 V), o X9C104 é desabilitado. Caso o INC esteja em lógica alta e o

CS passou para lógica alta, a posição do Ponteiro V_W será armazenada na EEPROM do X9C104.

A entrada U/\overline{D} (*Up / Down*) permite a seleção da direção do ponteiro, podendo incrementá-lo, na direção de V_H ou decrementá-lo, na direção de V_L .

A entrada \overline{INC} (*Increment*) incrementa ou decrementa o ponteiro dependendo da seleção feita pela entrada U/\overline{D} . Quando é aplicada uma lógica baixa (0 V) nele, ele move o ponteiro uma posição, e pode continuar movendo, caso a lógica não volte a ser alta.

O ajuste do circuito de condicionamento é feito da seguinte forma. O microcontrolador efetua a leitura da sua porta analógico/digital (A/D) e compara o valor recebido com 1 (equivalente a 4,88 mV). Se o valor for maior que 1, ele habilita o CS com 0 (habilita o potenciômetro), zera o U/\overline{D} (0 V) (decremento) e dá um pulso baixo (0 V) em INC (move uma posição) e retorna-o para alto (5 V). Depois ele faz a verificação da informação na porta A/D novamente. Caso o valor seja menor que 1 então ele habilita o CS (0 V), eleva U/\overline{D} (5 V) (Incremento) e dá um pulso baixo (0 V) em INC e em seguida outro pulso alto. Feito o ajuste, o microcontrolador desabilita o CS (em alto – 5 V) que grava a informação na EEPROM do potenciômetro X9C104P. Quanto o valor for igual a 1, ele sai do ajuste e vai para o controle principal do programa.

4.8 O CIRCUITO DE INTERFACEAMENTO

O principal componente do circuito de interfaceamento implementado é o circuito integrado ATMEGA8 da ATMEL. É um microcontrolador CMOS de baixa potência, de 8 bits, baseado na arquitetura AVR RISC, capaz de executar instruções poderosas em um simples ciclo de *clock*, podendo alcançar processamentos que chegam a 1 MIPS por MHz (ATMEL, 2006).

Em essência, o AVR combina um conjunto rico de instruções com 32 (trinta e dois) registradores de propósitos gerais. Todos os registradores são conectados diretamente à unidade lógica e aritmética (ALU), permitindo dois registradores independentes serem acessados em uma única instrução em um ciclo de *clock*. A arquitetura resultante é mais eficiente na sua codificação, realizando processamentos até dez vezes mais rápidos que os microcontroladores convencionais da CISC. (ATMEL, 2006). A Figura 4.18 mostra a pinagem do ATMEGA8.

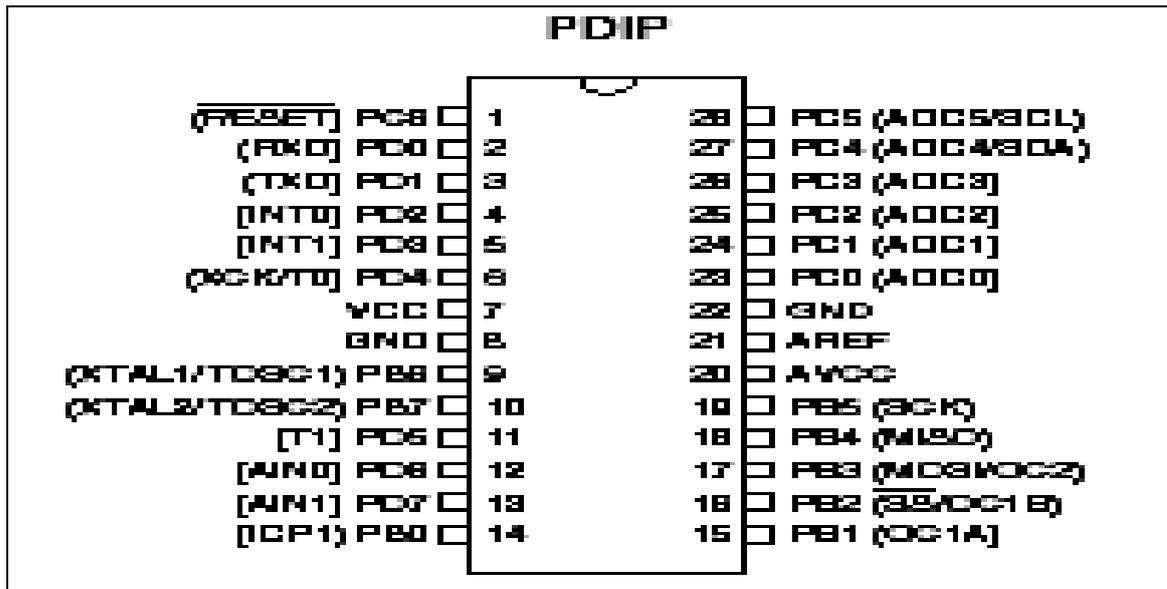


Figura 4.18 - Pinagem do microcontrolador ATMEGA8.

O dispositivo usa a tecnologia da ATMEL de memória não volátil de alta densidade. A memória integrada *flash* programável permite reprogramar a memória internamente por uma interface serial (SPI) ou por um programador de memória convencional não-volátil. Combinando uma CPU avançada de 8-bits da RISC com uma memória Flash programável em um *chip* monolítico, o ATMEL ATMEGA8 é um microcontrolador que pode prover soluções flexíveis, levando em conta custos e eficiência no controle de aplicações. O ATMEL ATMEGA8 AVR oferece uma vasta aglomeração de compatibilidade de programas e ferramentas de desenvolvimento de sistemas. Dentre eles estão compiladores C, macro *assemblers*, programas simuladores, emuladores internos e kits de avaliação.

A tensão lida na porta analógica digital é traduzida para um valor numérico, no microcontrolador, através da equação 4.1.

$$Valor = \frac{\text{Tensão lida na porta A/D} \times 2^{\text{Número de Bits desejado}}}{\text{Tensão de referência}} \quad (4.1)$$

Foram escolhidos microcontroladores da ATMEL, de 8 *bits*, AVR, devido à facilidade de utilização do programador BASCOM.

O ATMEGA8 foi alimentado com 5 V. As portas analógicas-digitais foram programadas para trabalharem com 10 bits, ou seja, é possível capturar até 1024 pontos do sinal de entrada do conversor. A menor tensão admissível é de 4,88 mV.

4.8.1 Funcionamento do Circuito de Interfaceamento

O programa, desenvolvido em Delphi (BORLAND, 2007), envia valores numéricos para o microcontrolador.

O valor numérico 1 indica que o microcontrolador deverá coletar os dados do conversor analógico–digital, transformá-los em valores de força, e enviá-los para o programa, que está aguardando.

A coleta dos dados do conversor é controlada pelo ATMEGA8 que através dos pinos d.5, d.6 e d.7 multiplexam as células e recebem o sinal condicionado.

O microcontrolador possui um sistema de destravamento chamado *watchdog*. Caso o tempo de comunicação e aquisição de dados demore mais de 42 ms ele irá reinicializar-se, enviando uma mensagem de erro para o programa, que irá reiniciar o pedido de informações.

A comunicação entre o computador e o ATMEGA8 é feita através da porta serial, onde se faz necessário uma tradução de informações do tipo TTL e CMOS (RS232), como mostrado nas Figuras 4.19 e 4.20 (ZELENOVSKY, 2002).

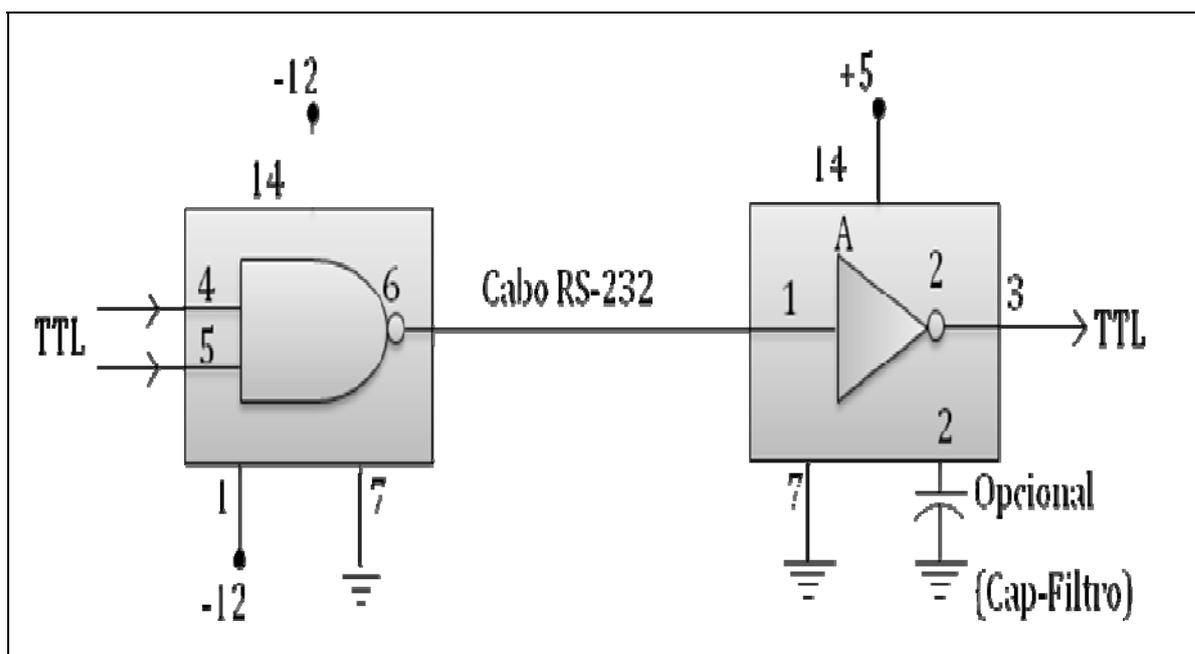


Figura 4.19 - Driver/receiver para TTL/RS 232C.

TTL		RS 232C		RS 232C		TTL
+5 V	→	- 12 V		- 12 V	→	+ 5 V
0 V	→	+ 12 V		+ 12 V	→	0 V

Figura 4.20 - Conversão entre TTL e RS 232C.

O circuito de interfaceamento, cujo esquema é mostrado na Figura 4.21, foi montado em *protoboard*, como visto na foto mostrada na Figura 4.22. Todos os dados coletados são processados e mostrados no LCD, para futuramente serem enviados para o programa.

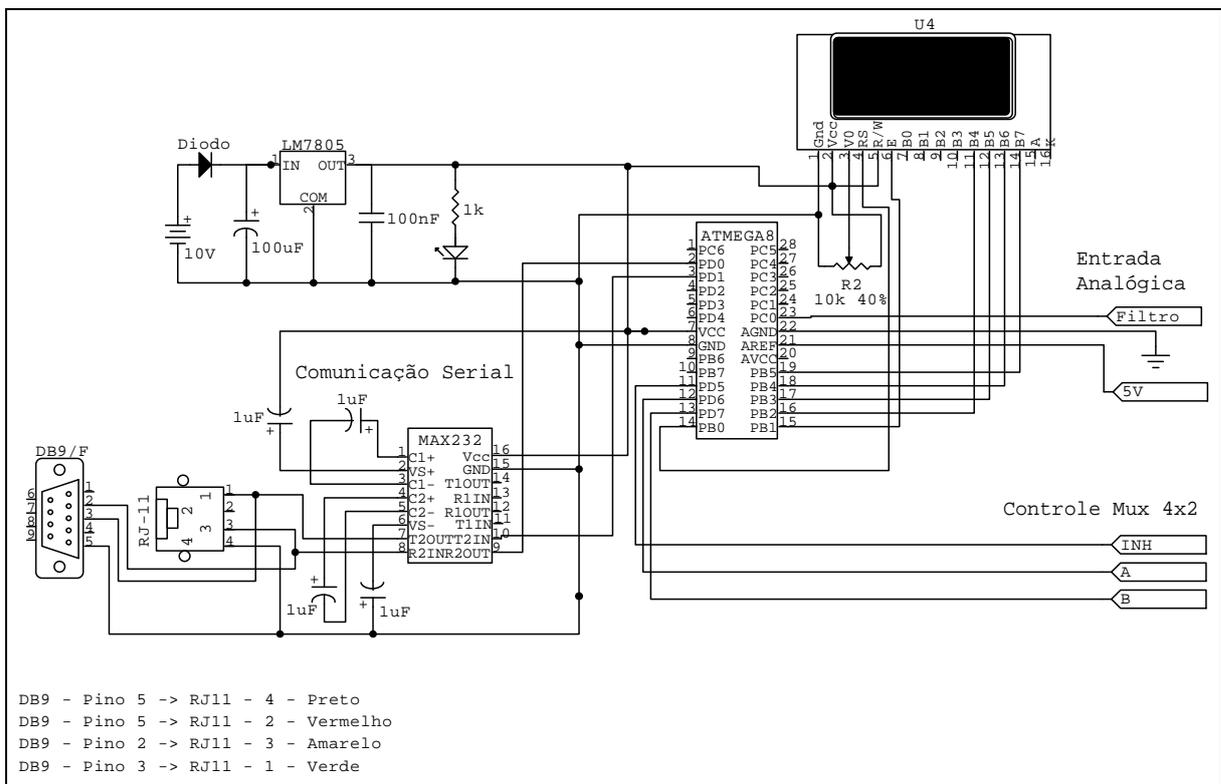


Figura 4.21 - Esquema do circuito de interfaceamento.

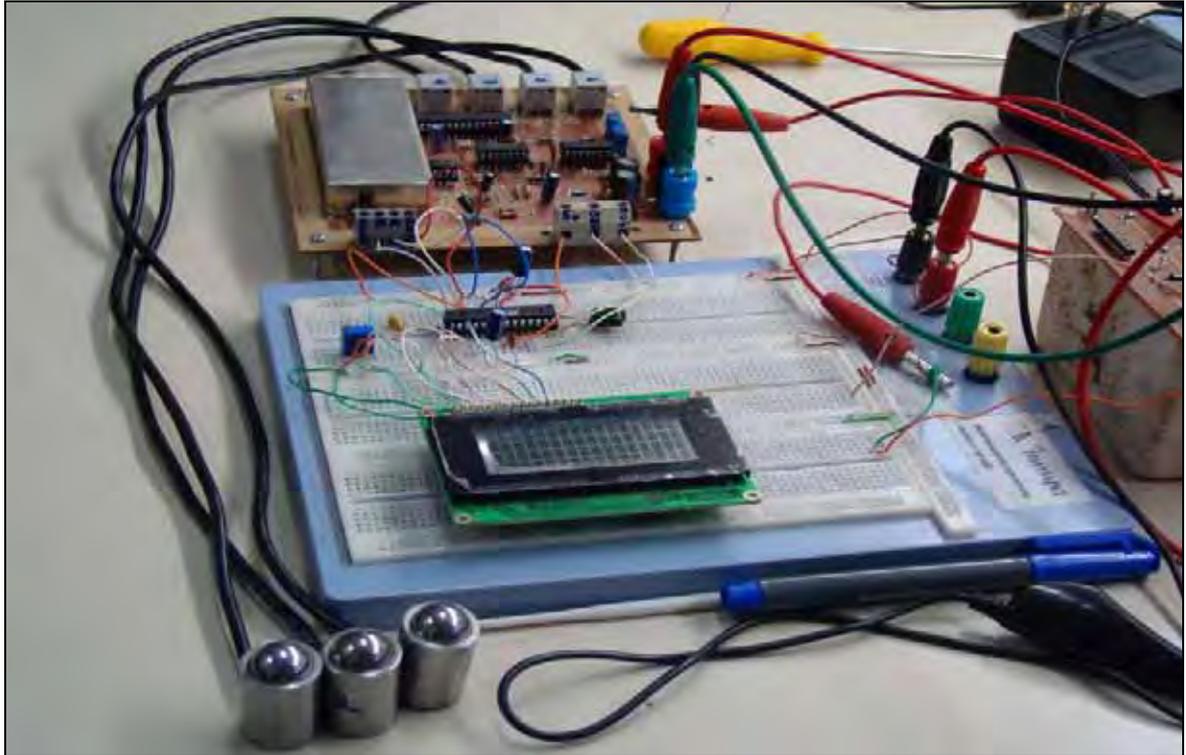


Figura 4.22 - Foto do circuito de interfaceamento com o ATMEGA8.

4.8.2 Comunicação entre CI's.

Foi desenvolvido um sistema de comunicação prevendo a utilização de muitos microcontroladores da ATMEL para utilização dos conversores A/D. Foi construído um circuito com um microcontrolador mestre e 6 microcontroladores escravos.

A comunicação entre o microcontrolador mestre e os escravos se dá através da comunicação serial virtual, na qual são conectadas duas portas de cada microcontrolador escravo com duas do mestre, sendo uma utilizada para envio e a outra para recepção de informações.

O microcontrolador mestre possui um sistema de destravamento chamado *watchdog*. Caso o tempo de comunicação entre qualquer um dos escravos e ele demore mais de 42 ms ele irá reinicializar, enviando uma mensagem de erro para o programa no computador que irá reiniciar o pedido de informações.

Os microcontroladores escravos não precisam de proteção de travamento, pois a lógica não possui dependência com nenhuma informação externa, como o caso do mestre.

O esquema do circuito de interfaceamento, mostrado na Figura 4.23, foi montado em um *protoboard*, mostrado na Figura 4.24. Utilizou-se o ATMEGA8, sendo utilizadas 36

portas analógicas digitais para testes em 6 escravos e 1 mestre. Todos os dados coletados são processados pelo programa desenvolvido em Delphi e com resultados satisfatórios, pois as informações nas portas dos escravos são captadas, digitalizadas, processadas e mostradas na tela do programa.

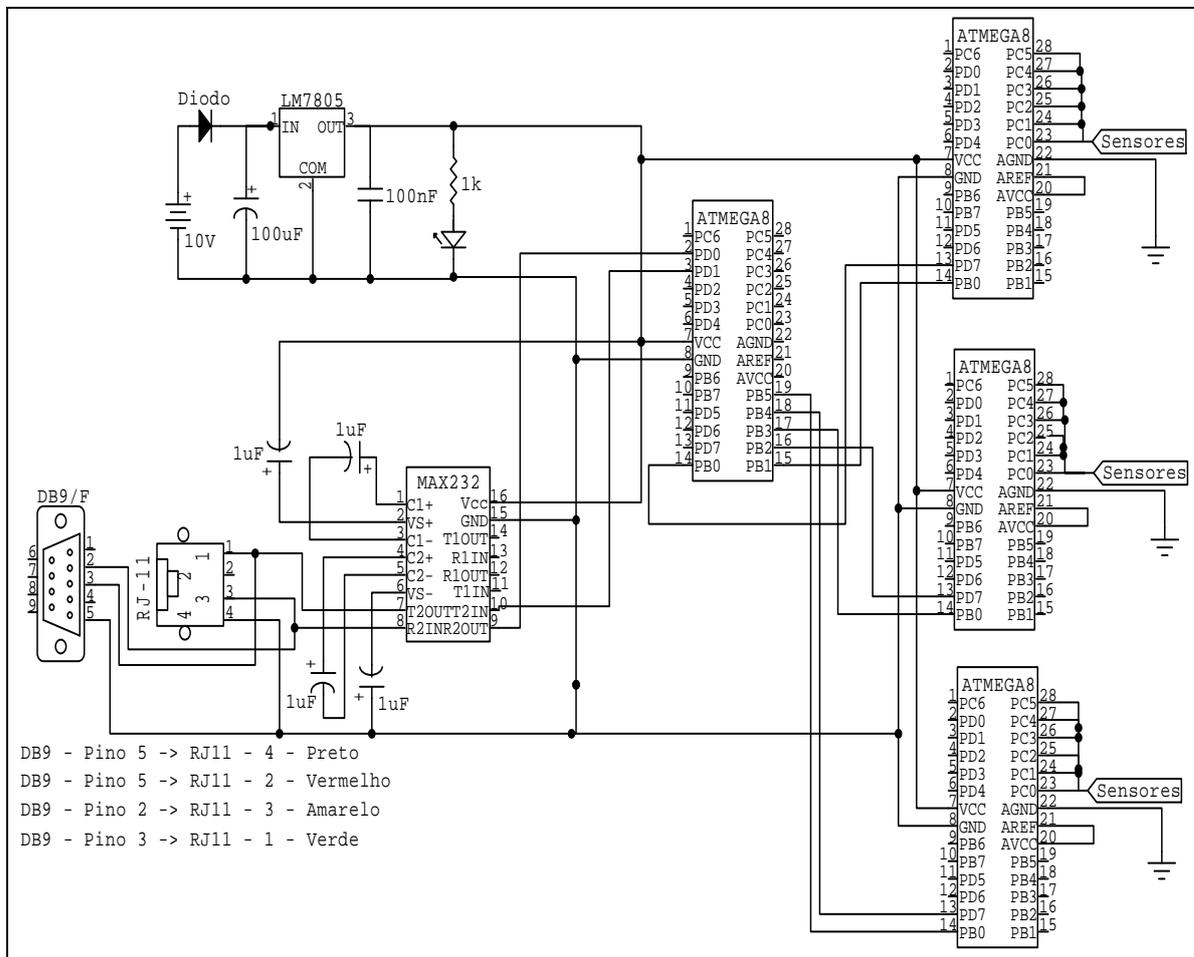


Figura 4.23 - Esquema do circuito de interfaceamento.

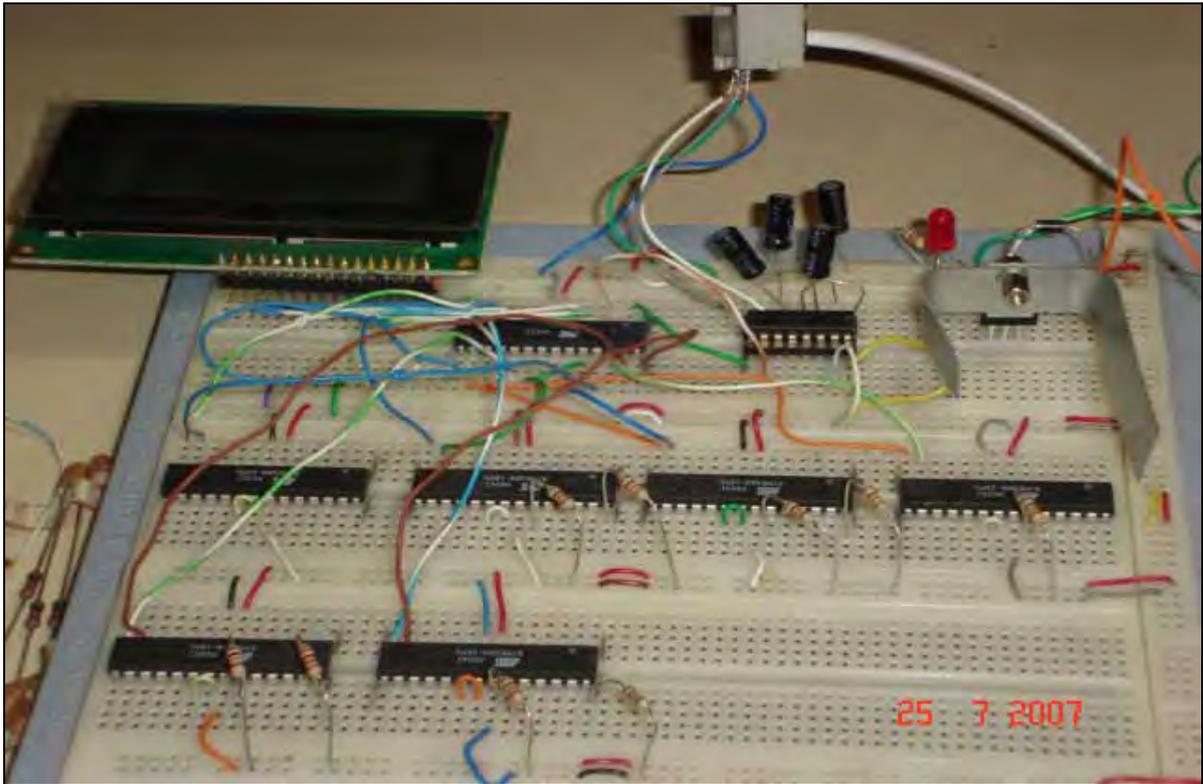


Figura 4.24 - Foto do circuito de interfaceamento.

O LCD no circuito de interfaceamento, mostrado na Figura 4.24, está sendo utilizado para verificação de troca de informações entre o computador e o microcontrolador mestre. Caso haja algum problema, ele indica que houve falha na comunicação. Se não houver nenhum problema, ele indica quais células conseguiram enviar os dados para o computador.

4.9 O CIRCUITO GRAVADOR

Uma das vantagens de se trabalhar com a linha 8-bits AVR da ATMEL é a facilidade de se construir um programador de microcontroladores utilizando-se poucos componentes e *softwares* de gravação, como é o caso do BASCOM (MCS ELETRONICS, 2006).

Foi implementado um circuito para múltiplos usos, englobando desde a gravação dos microcontroladores da ATMEL, até o uso dos mesmos para controle. A mesma placa, feita para gravação, pode ser utilizada para qualquer outro fim, sem remover ou manusear qualquer componente na placa. Conectando as saídas e/ou entradas (portas bidirecionais), o microcontrolador trabalha normalmente ignorando a presença do gravador na placa. A Figura 4.25 mostra o esquema do circuito gravador para microcontroladores ATMEL de 8 bits, que foi implementado, e a Figura 4.26 mostra uma foto da placa com o circuito montado.

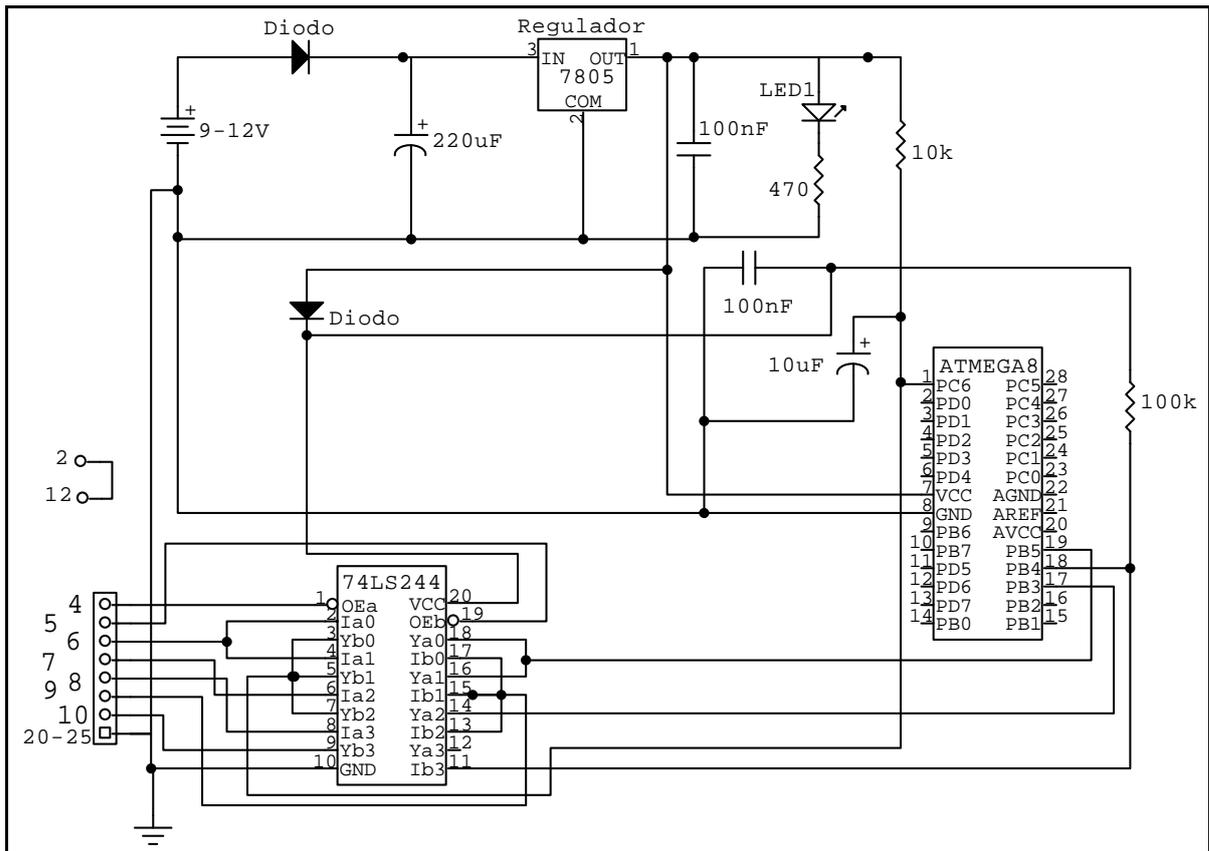


Figura 4.25 - Esquema do circuito gravador para ATMEL 8-bits AVR.

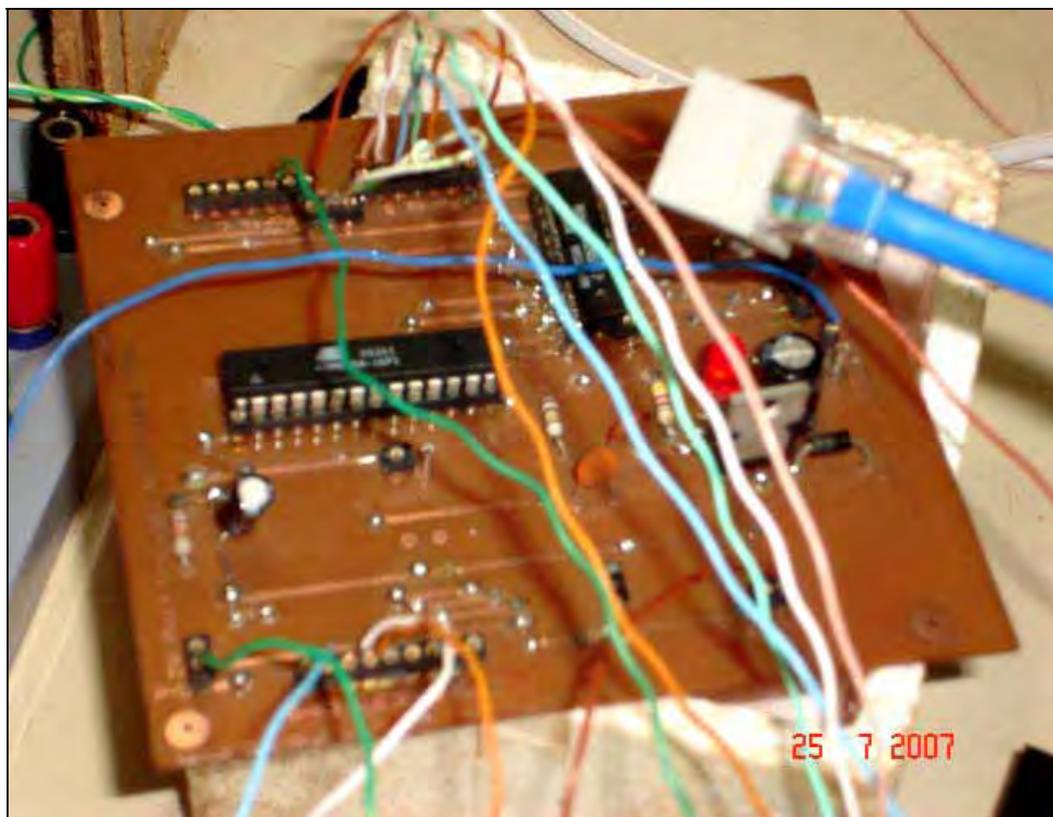


Figura 4.26 - Foto do circuito gravador de ATMEL 8-bits AVR.

4.10 O PROGRAMADOR BASCOM

BASCOM-AVR© (MCS ELETRONICS, 2006) é um compilador Basic para Windows para a família AVR da ATMEL. Ele foi desenvolvido para rodar nos sistemas W95/W98/NT/W2000 e XP. O BASCOM compila programas em BASIC, para os formatos binário e hexadecimal.

Mantendo as tradições da programação BASIC, e acoplando a parte visual, fica muito versátil a programação no BASCOM.

Caso necessite de uma rotina mais avançada o BASCOM-AVR, mostrado na Figura 4.27, possibilita aos usuários a programação em *Assembly*, e até mesmo a mesclagem entre *Assembly* e BASIC.

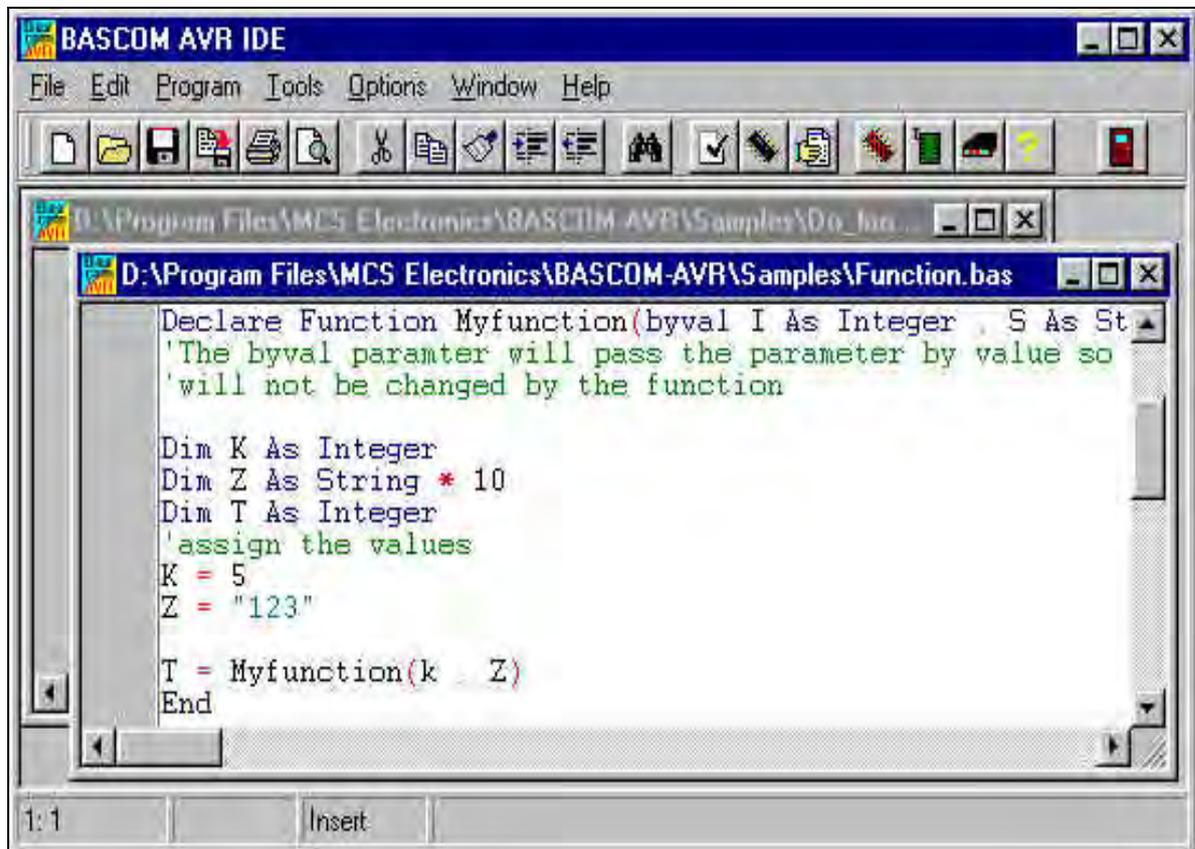


Figura 4.27 - Tela de programação do BASCOM.

O Bascom possui simuladores, como nas Figuras 4.28 e 4.29, que permitem testes do programa, ou execução do mesmo linha a linha, observando os resultados em várias telas como memória, variáveis, *leds* de entrada e saída.

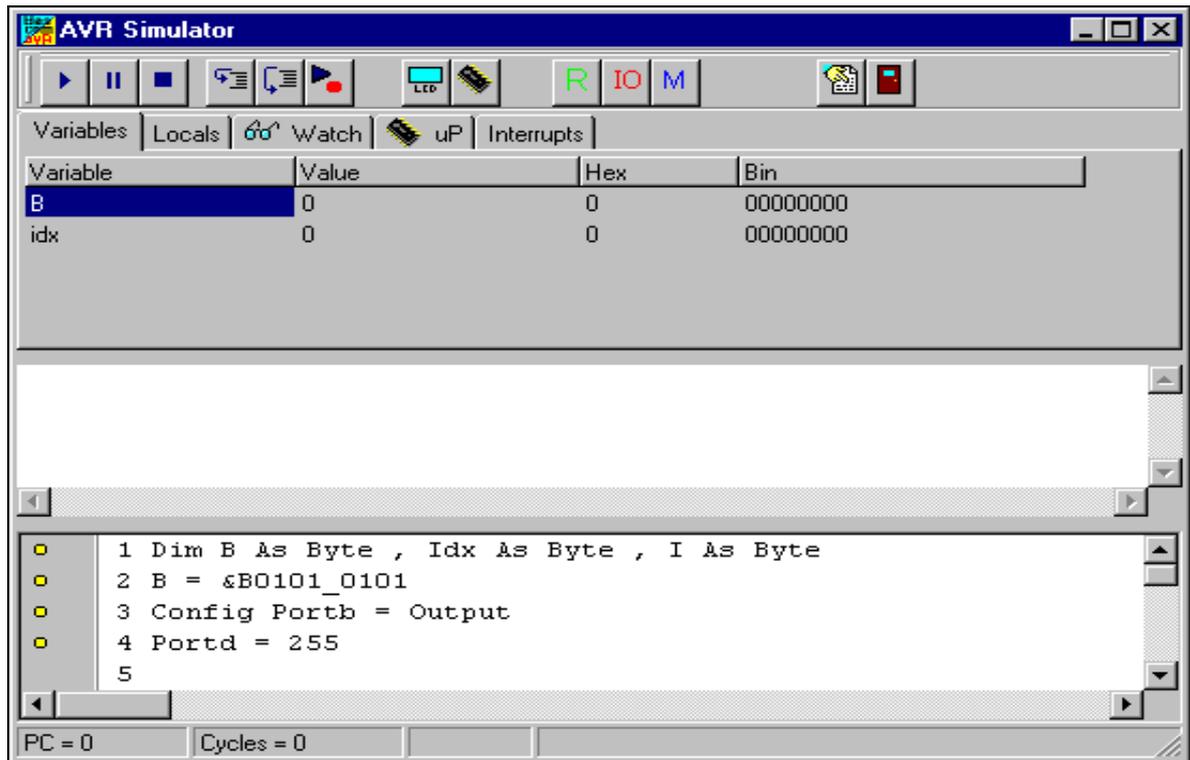


Figura 4.28 - Tela do simulador e as variáveis.

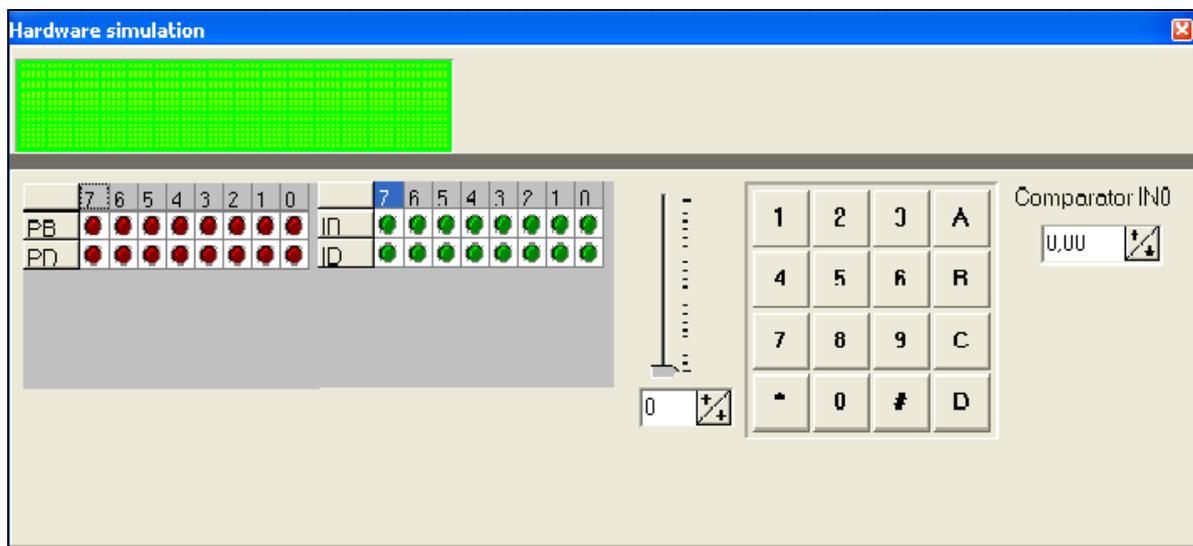


Figura 4.29 - Tela do simulador.

A gravação do programa no microcontrolador está mostrada na Figura 4.30. Clica-se na opção “RUN PROGRAMER” e automaticamente o programa é enviado para o CI acoplado na porta paralela.

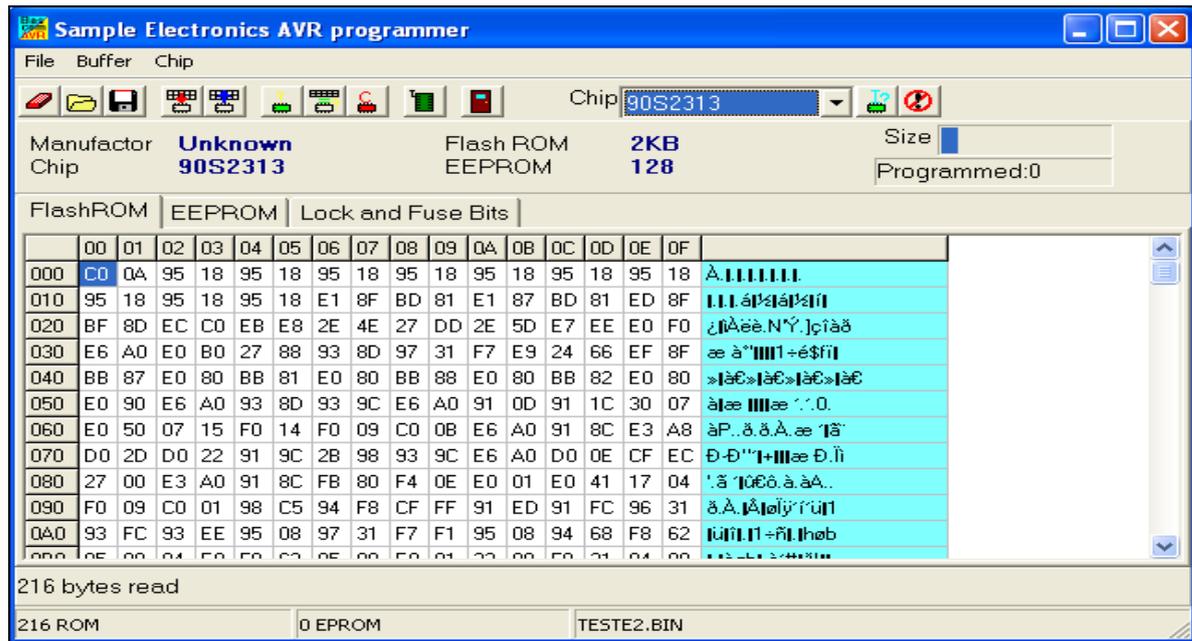


Figura 4.30 - Tela de gravação.

4.11 REFERÊNCIAS

ATMEL. **AVR® 8-Bit RISC**. (s.l.: s.n., 2000?). Disponível em: <<http://www.atmel.com>>. Acessado em: 01 maio 2006.

BORLAND. **Linguagem Delphi**. (s.l.: s.n., 2000?). Disponível em: <<http://www.borland.com/br/>>. Acessado em: 01 jun. 2007.

BURR-BROWN. **Datasheet INA129**. (s.l.: s.n., 2000?). Disponível em: <<http://www.burr-brown.com>>. Acessado em: 10 jul. 2007.

CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION. **PSoC® mixed-signal arrays**. (s.l.: s.n., 2006?). Disponível em: <<http://www.cypress.com/>>. Acessado em: 10 fev. 2008.

HARRIS, G. F.; ACHARYA, K. A.; BACHSHMIDT, R. A. Investigation of Spectral Content from Discrete Plantar Areas During Adult Gait: An Expansion of Rehabilitation Technology. **Ieee Transaction On Rehabilitation Engineering**, Milwaukee, v. 4, n. 42, p.360-373, 4 dez. 1996.

MCS ELETRONICS. **BASCOM AVR**. (s.l.: s.n., 2000?). Disponível em: <<http://www.mcselec.com>>. Acessado em: 01 fev. 2006.

SANCHES, M. A. A. **Sistema microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes**. 2007. 132 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de

Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

SANTOS, R. C. B.; NICOLOSI, D. E. C. **Microcontrolador PSoC**: uma nova tecnologia, uma nova tendência. São Paulo: Érica, 2006. 414 p.

VISHAY MEASUREMENTS GROUP. **Stain gages**. (s.l.: s.n., 2000?). Disponível em: <<http://www.vishay.com>>. Acessado em: 10 dez. 2007.

INTERSIL CORPORATION. **Digital potentiometers**. California: (s.n., 2000?). Disponível em: <<http://www.intersil.com/cda/home/>>. Acessado em: 12 abr. 2007.

ZELENOVSKY, R. **Um Guia prático de hardware e interfaceamento**. 3. ed. Rio de Janeiro: Mz Editora , 2002.

CAPÍTULO 5

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com as células de carga e respectivo circuito de condicionamento de sinais e de interfaceamento, bem como o programa desenvolvido em DELPHI, com o objetivo de apresentar de forma amigável para o médico ou fisioterapeuta, as informações relativas à distribuição de força na região plantar de pacientes.

5.1 MEDIÇÕES DE PESOS CONHECIDOS COM O SISTEMA

Foram efetuadas medições de pesos conhecidos para a caracterização das quatro células de carga.

As massas dos corpos foram medidas com duas balanças eletrônicas do laboratório de Engenharia Civil da UNESP, Campus de Ilha Solteira. A primeira balança é de marca MARTE, modelo AS5500C, com carga máxima de 5000 gramas e resolução de 0,01 gramas. Foi utilizada para medir os corpos de 100 g, 250 g, 1 kg e 2 kg. A segunda balança é de marca TOLEDO, com carga máxima de 25 quilogramas e resolução de 5 gramas. Foi utilizada para medir os corpos de 5 kg e 10 kg. Em seguida, foram ajustados para unidade de força, multiplicando o valor da massa pela aceleração da gravidade, que é aproximadamente $9,8 \text{ m/s}^2$.

Para avaliar a robustez do sistema foram feitos testes de reinicialização, desligamentos e religamentos bruscos. Em todos os testes, os resultados mantiveram-se estáveis. Essa estabilidade indica que o circuito manteve-se sem *offset* e medindo os pesos corretamente.

5.1.1 Análise do sistema, com cada célula

Para cada célula, foram realizadas 03 medições com 14 objetos de pesos distintos, em ordem crescente e, depois, em ordem decrescente de magnitude de pesos. Ao se aplicar ou se retirar um determinado peso, aguardava-se cinco segundos e depois se adquiria o valor, pois assim se garantia um valor estável.

A Figura 5.1 ilustra o método empregado para o carregamento e descarregamento dos pesos, um pouco rústico, mas bastante eficaz. A leitura de cada medição foi visualizada no *display* de cristal líquido do sistema de medição implementado.

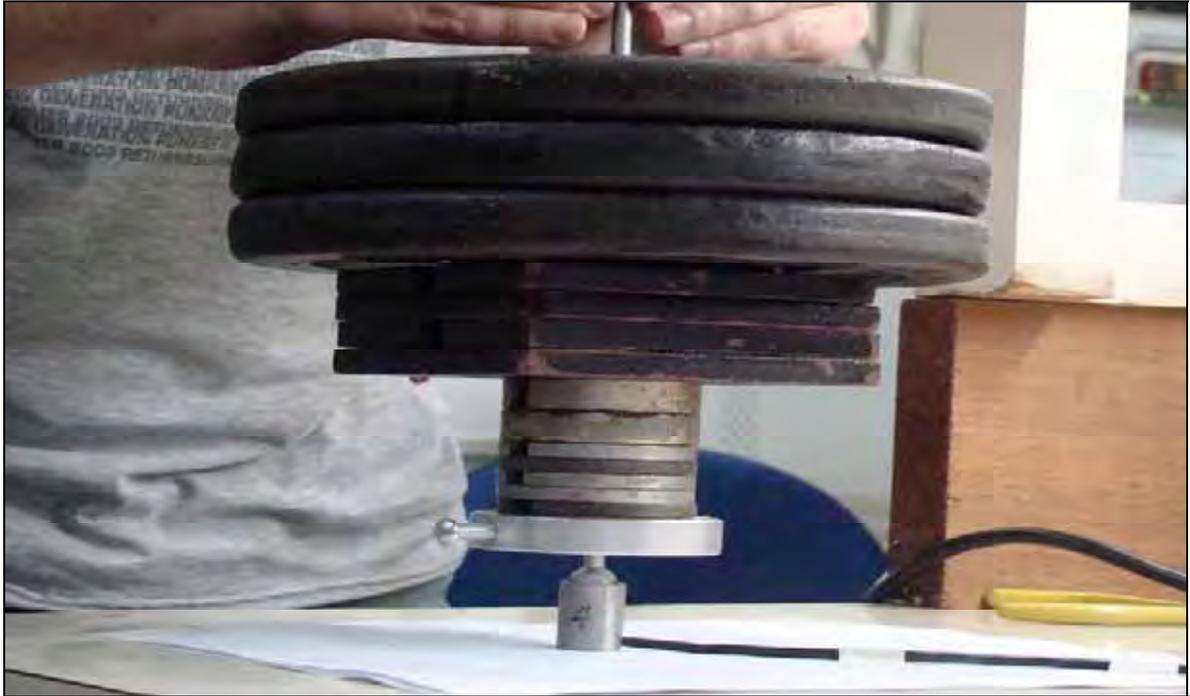


Figura 5.1 - Método de aplicação de força nas células.

a) Célula 1

As respostas do sistema, quando se utilizou a célula 1 no carregamento e no descarregamento, são apresentadas nas Figuras 5.2 e 5.3, respectivamente. Consta-se que as respostas são lineares. Os coeficientes de determinação são de 0,9999.

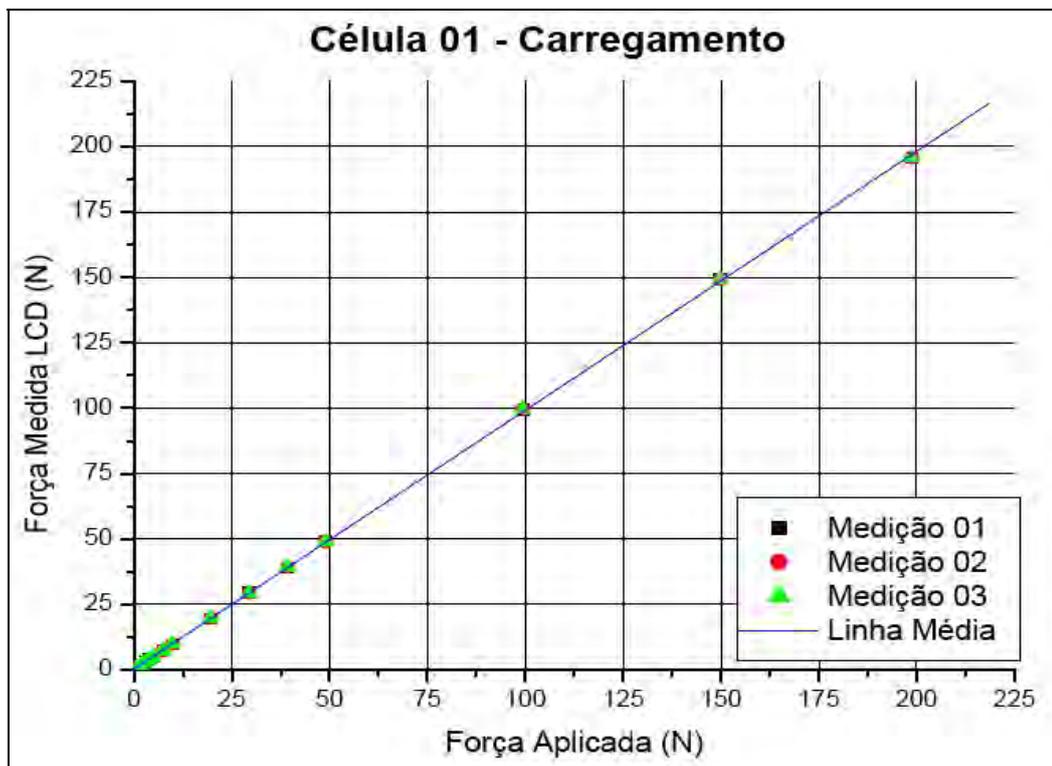


Figura 5.2 - Resposta do sistema com a célula 1, no carregamento.

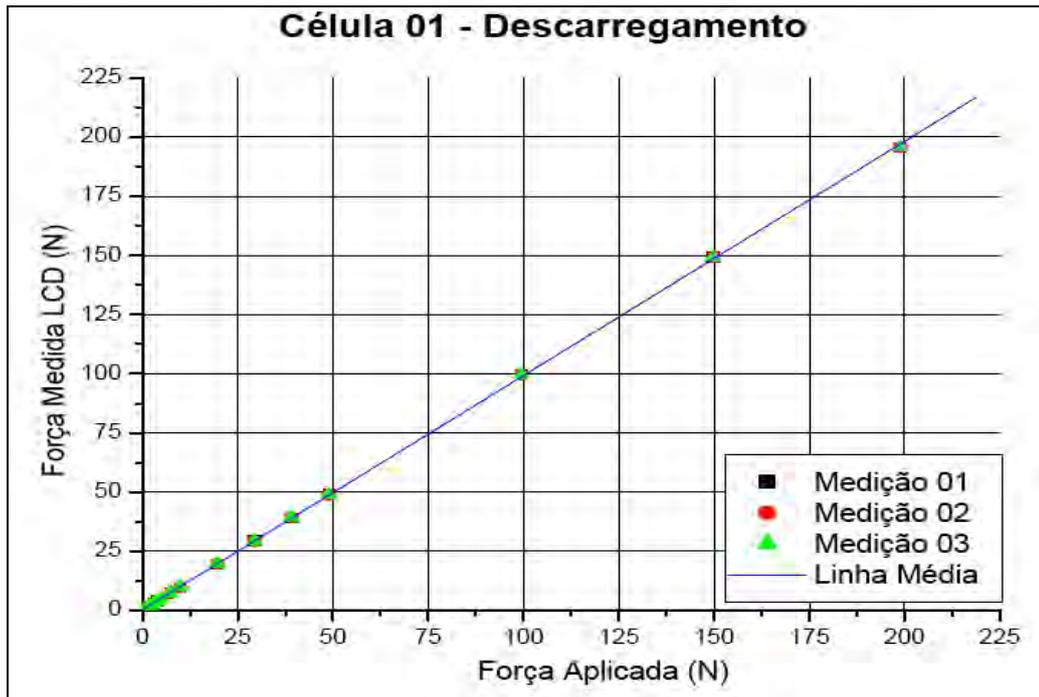


Figura 5.3 - Resposta do sistema com a célula 1, no descarregamento.

A Figura 5.4 mostra, em um mesmo gráfico, a resposta do sistema, com a célula 1, no carregamento e no descarregamento. Observa-se que a histerese é, praticamente, inexistente.

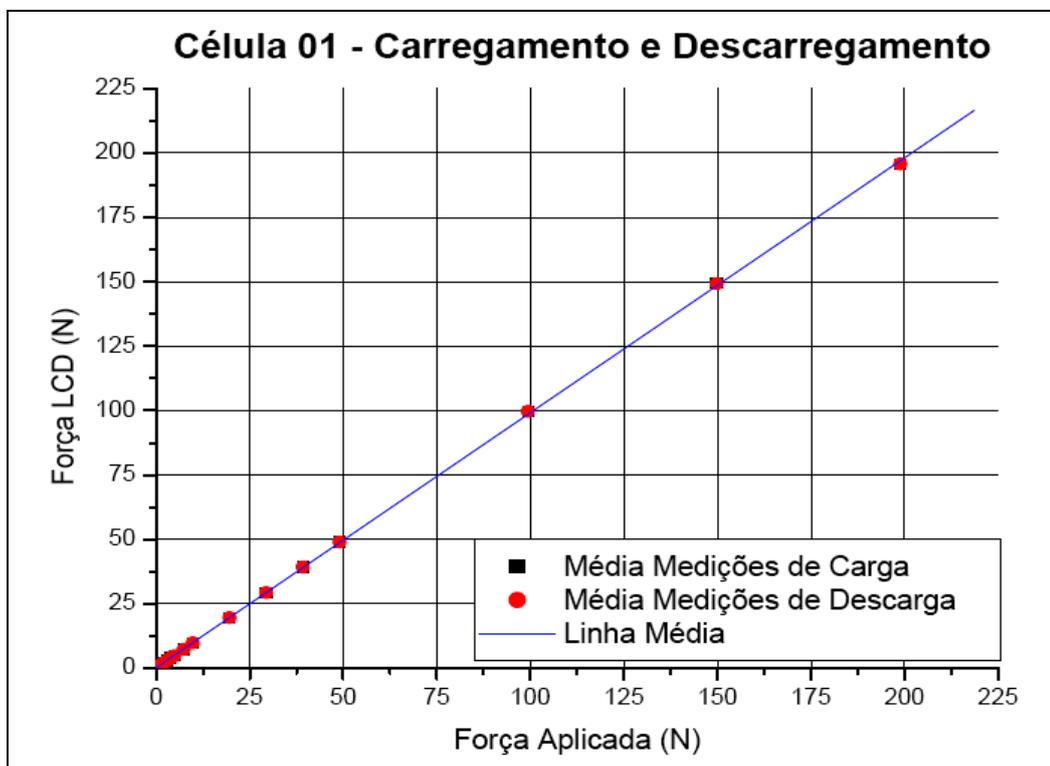


Figura 5.4 - Resposta do sistema com a célula 1.

Para a verificação da precisão, foram realizadas 10 medições, em pequenos intervalos de tempo, e com o mesmo peso. O peso escolhido foi de 103 N, pois este é um valor intermediário na reta de carga. A Figura 5.5 demonstra que as respostas diferem em apenas dois pontos, que estão muito próximos. A precisão do sistema, com a célula 1, na medição desta força, foi de 1,08%.

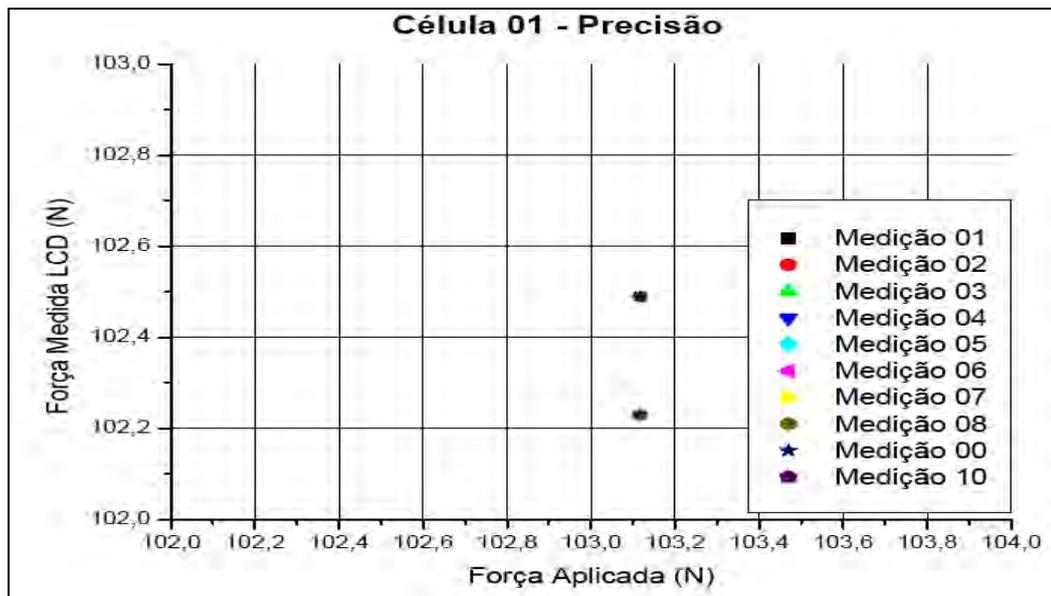


Figura 5.5 - Determinação da precisão do sistema com a célula 1.

O sistema foi avaliado da mesma forma, quando se utilizou as células 2, 3 e 4. Os gráficos, mostrados nas Figuras 5.6 a 5.17, apresentam os resultados obtidos.

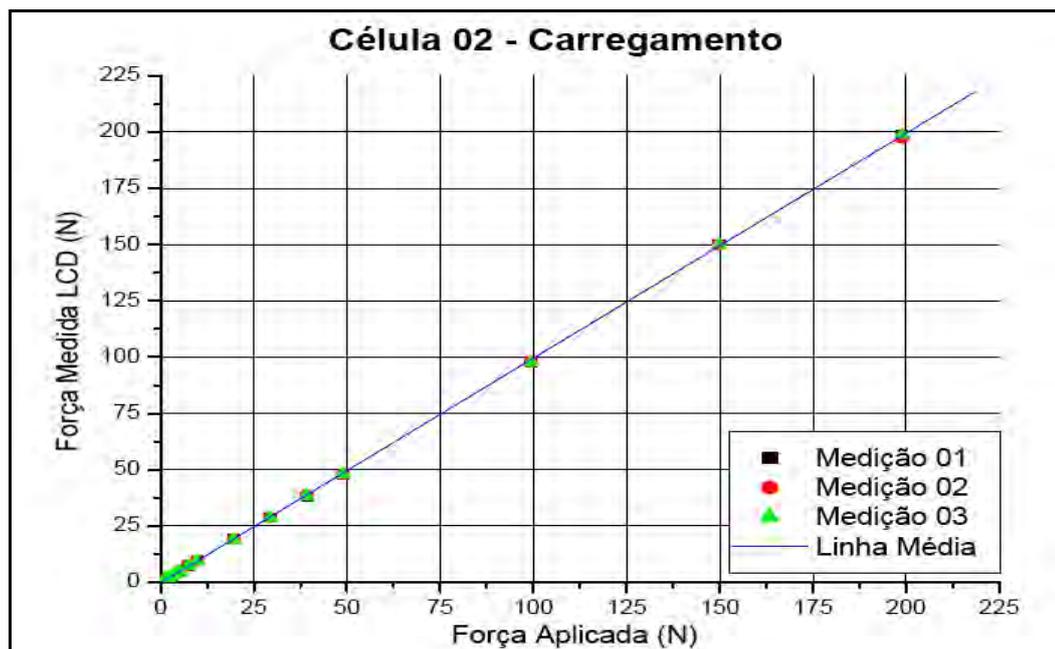


Figura 5.6 - Resposta do sistema com a célula 2, no carregamento.

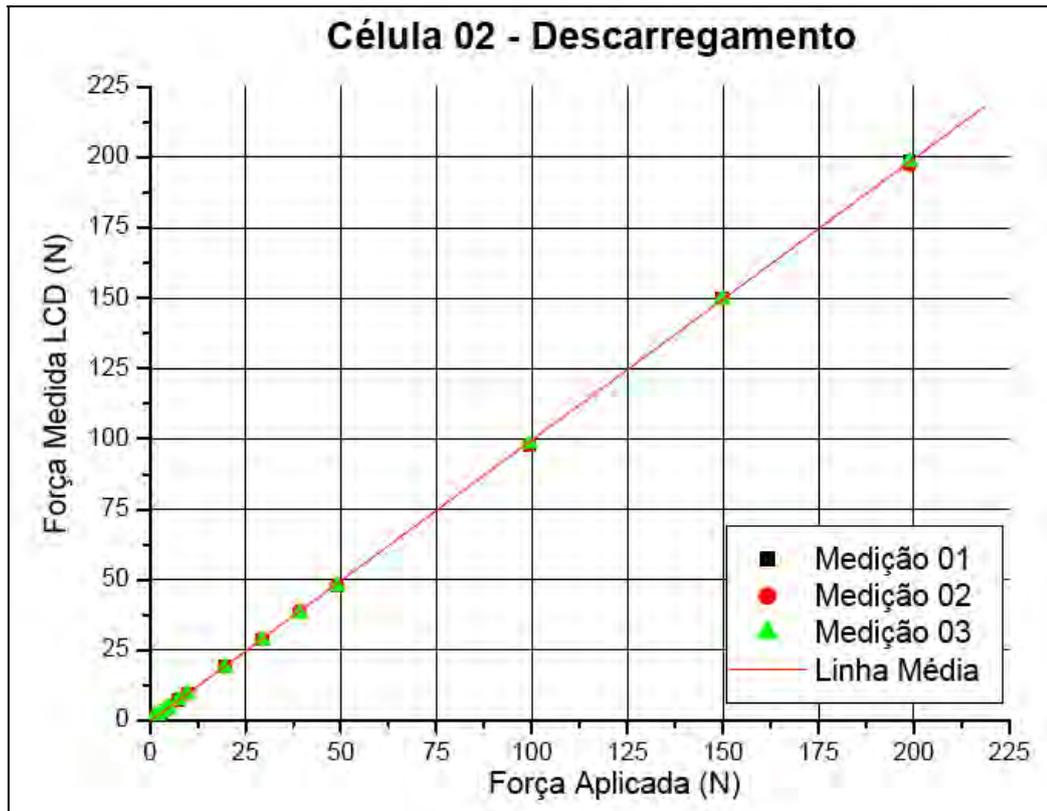


Figura 5.7 - Resposta do sistema com a célula 2, no descarregamento.

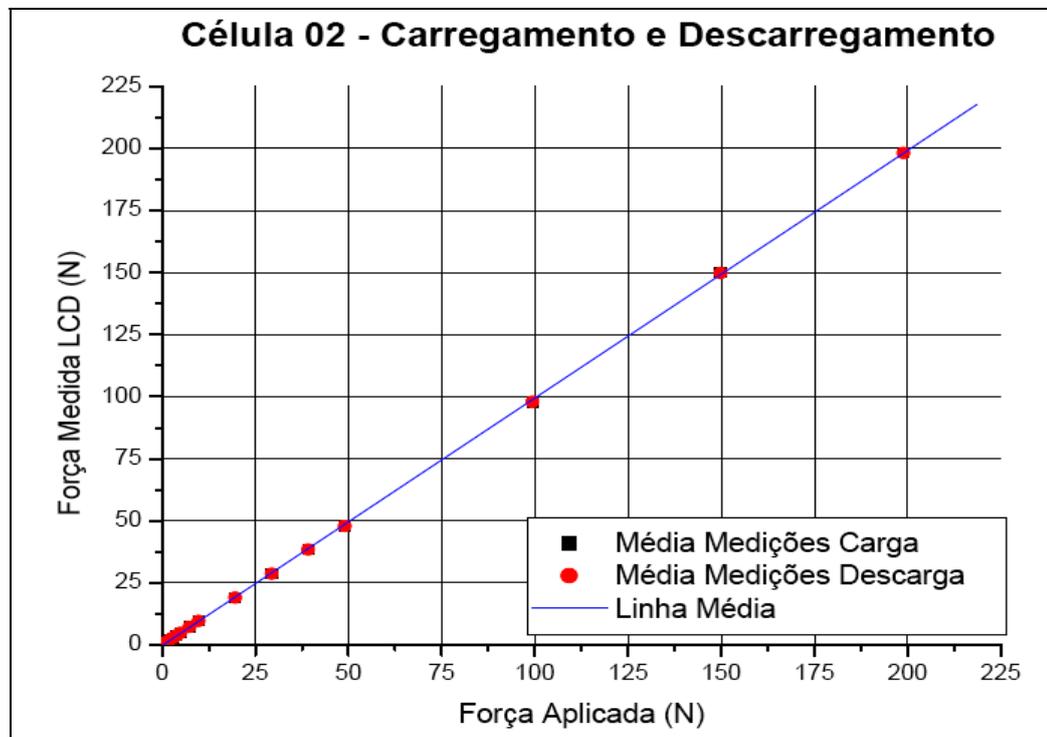


Figura 5.8 - Resposta do sistema com a célula 2.

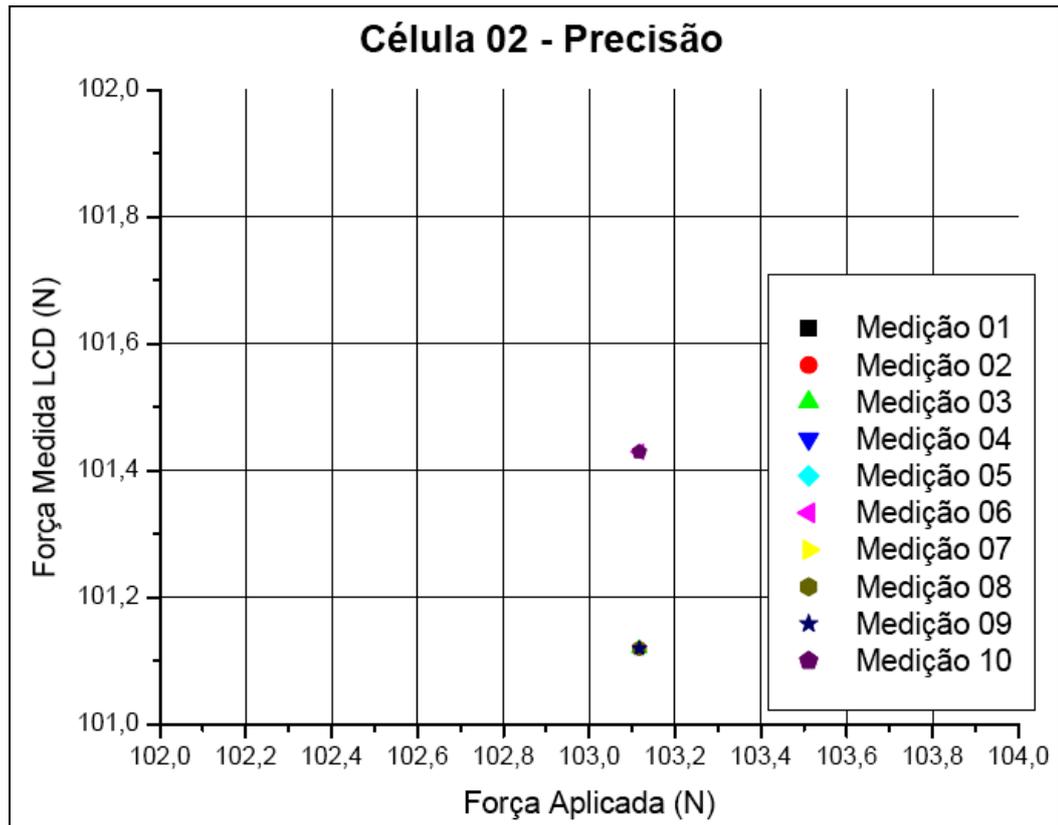


Figura 5.9 - Determinação da precisão do sistema com a célula 2.

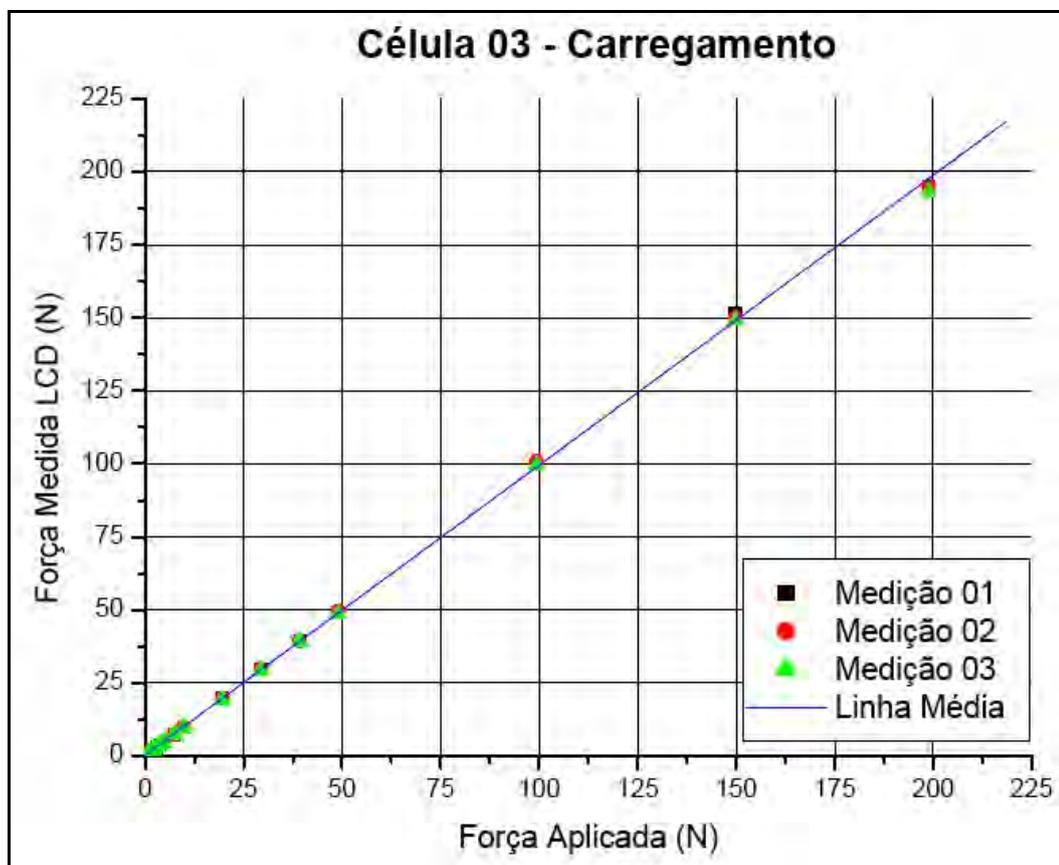


Figura 5.10 - Resposta do sistema com a célula 3, no carregamento.

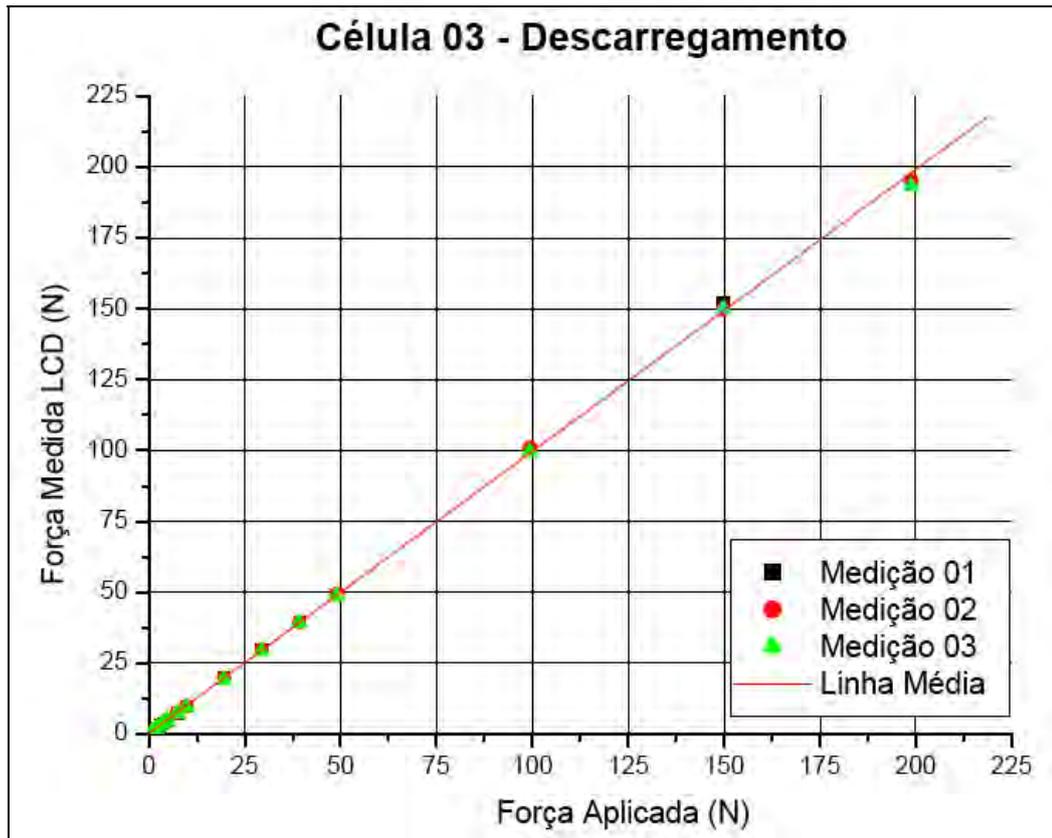


Figura 5.11 - Resposta do sistema com a célula 3, no descarregamento.

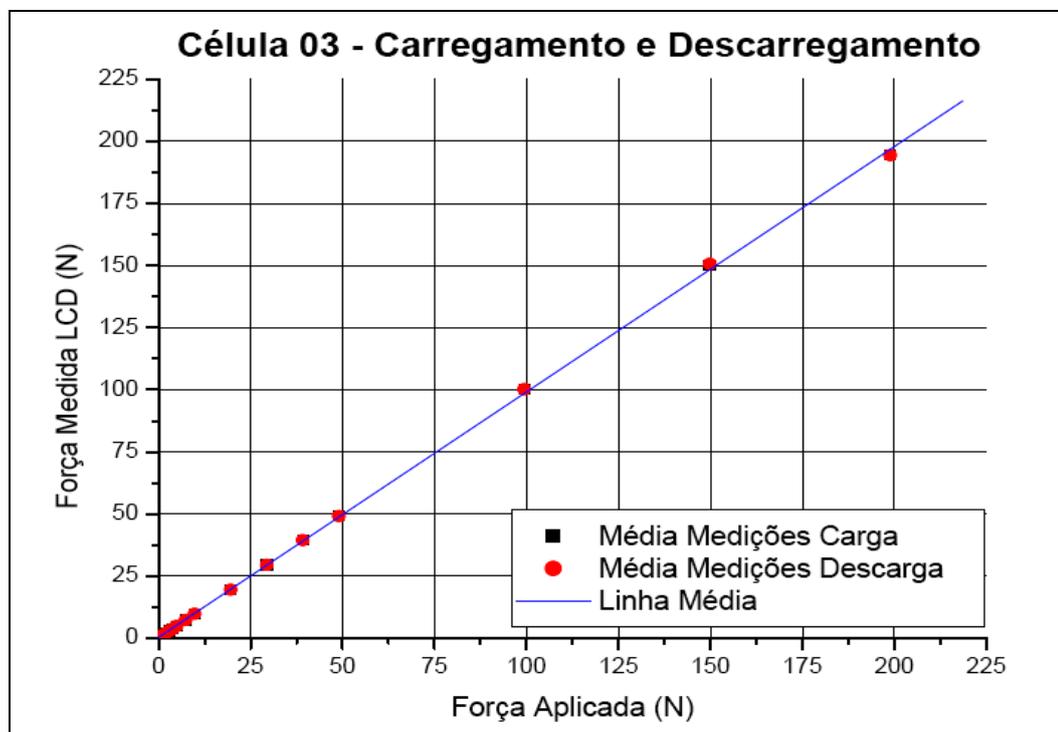


Figura 5.12 - Resposta do sistema com a célula 3.

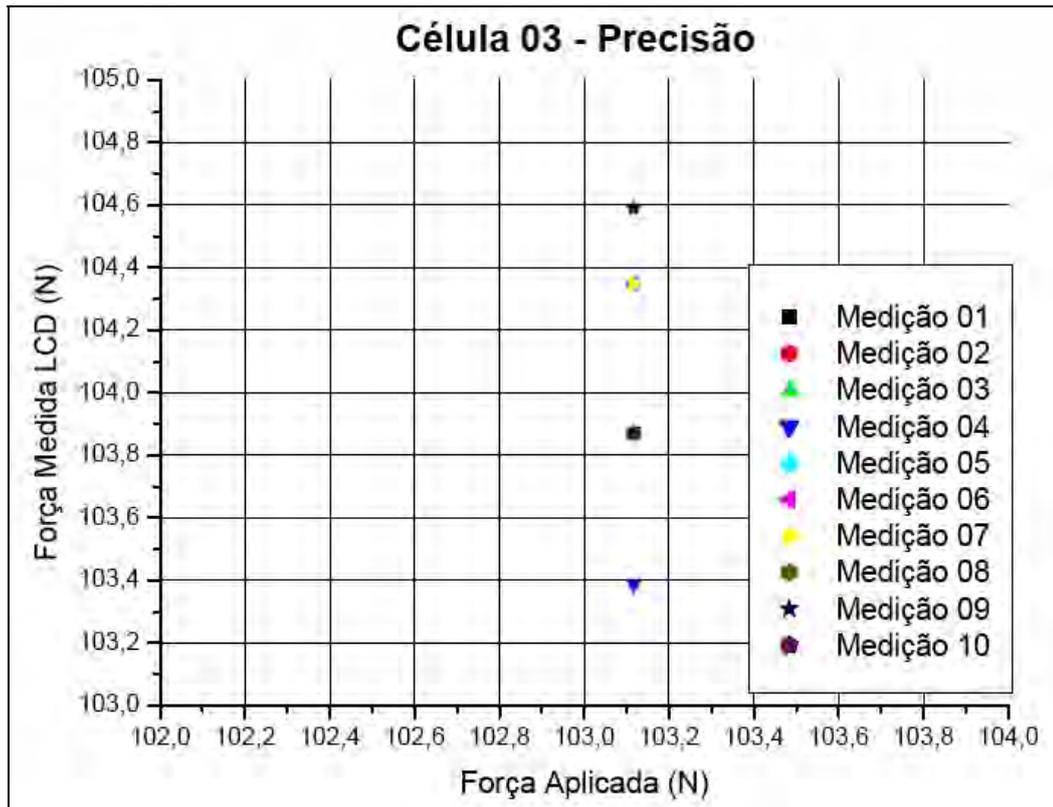


Figura 5.13 - Determinação da precisão do sistema com a célula 3.

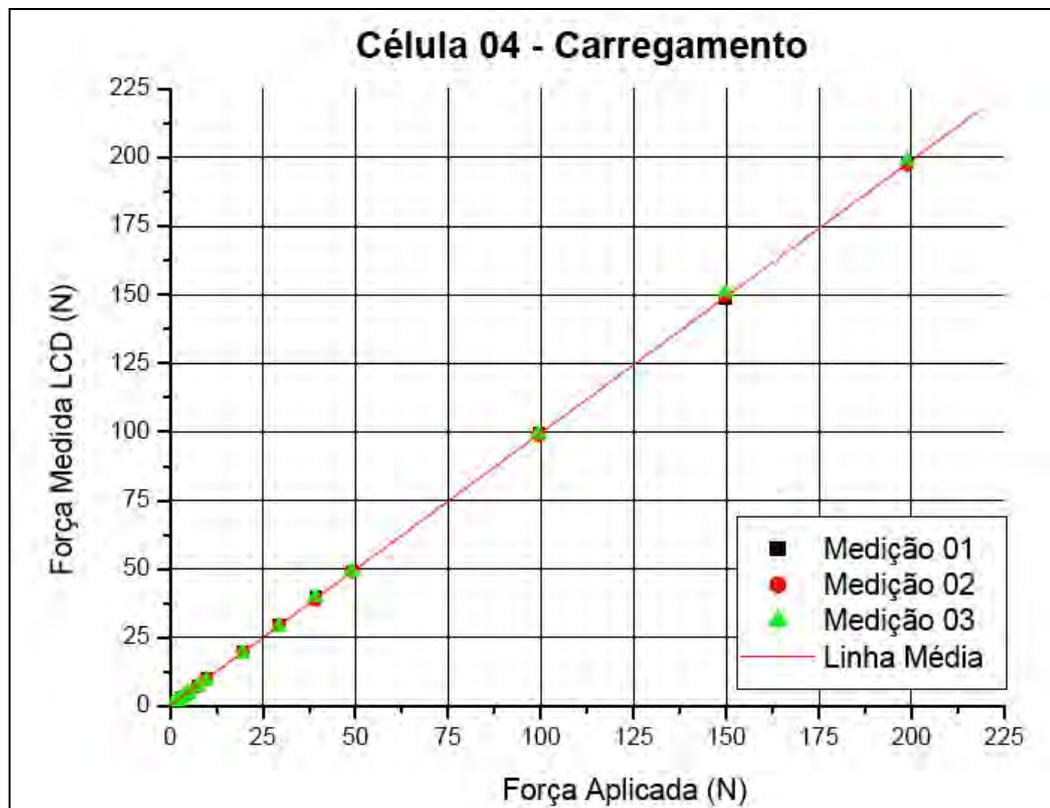


Figura 5.14 - Resposta do sistema com a célula 4, no carregamento.

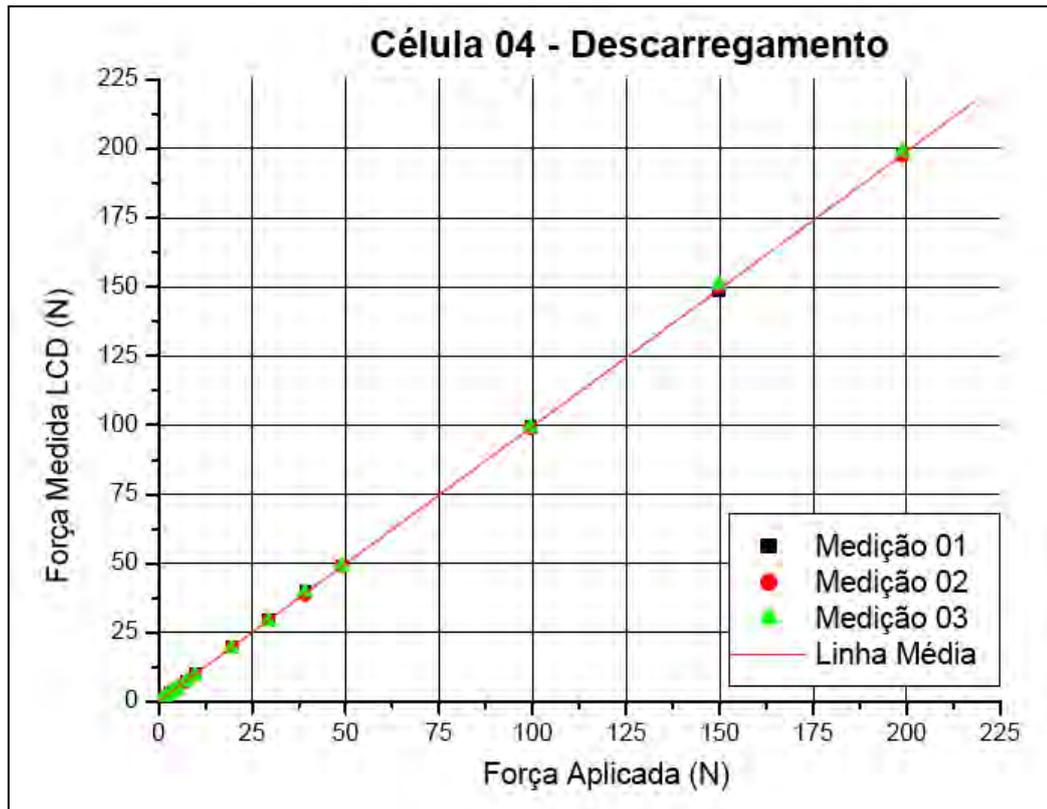


Figura 5.15 - Resposta do sistema com a célula 4, no descarregamento.

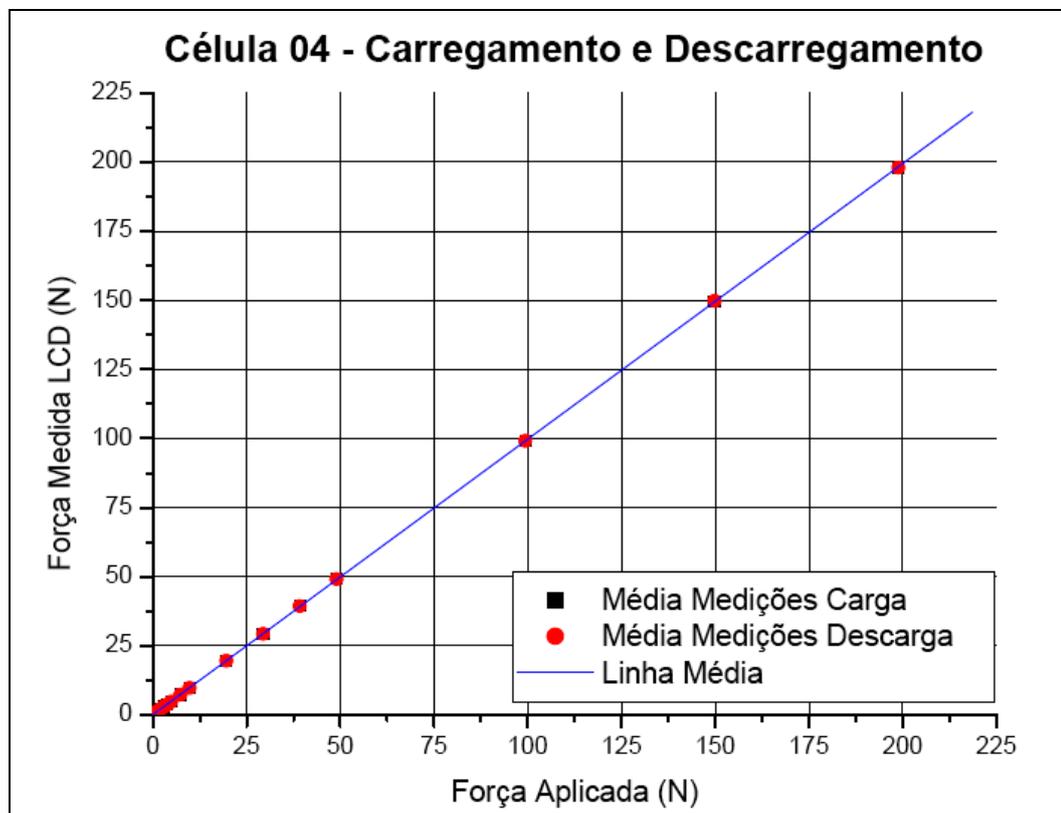


Figura 5.16 - Resposta do sistema com a célula 4.

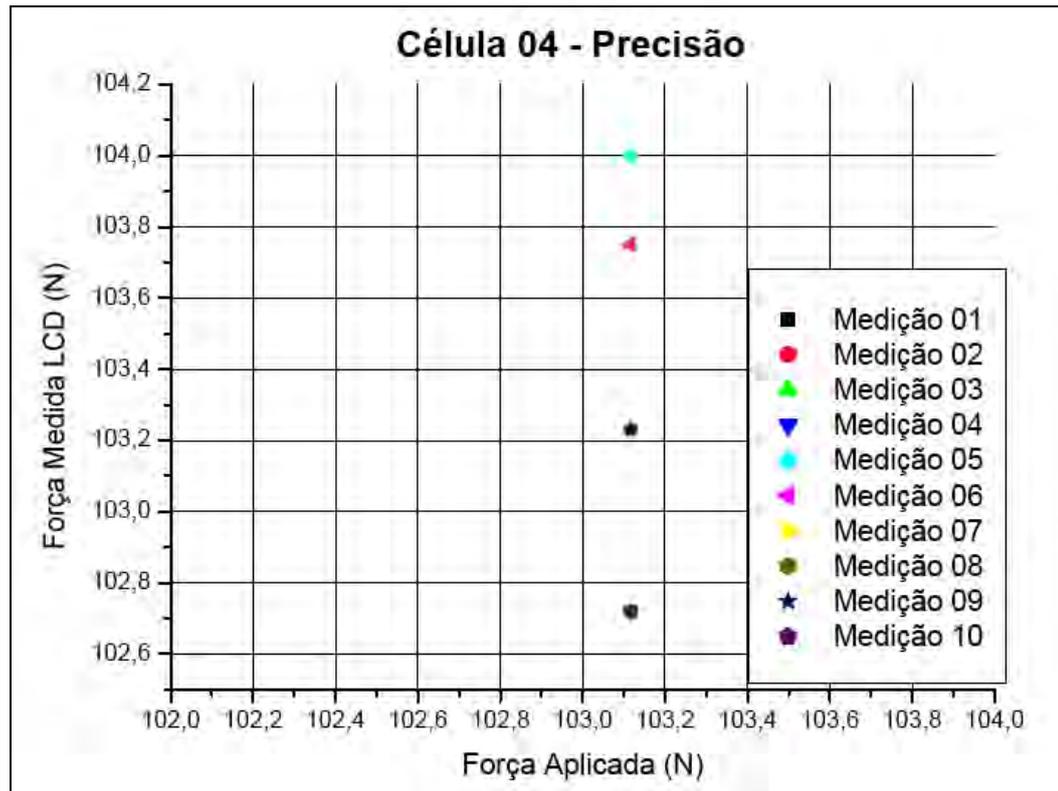


Figura 5.17 - Determinação da precisão do sistema com a célula 4.

Observa-se que o sistema, com todas as células de carga, apresentou respostas muito semelhantes, lineares, conforme previsto na teoria dos extensômetros resistivos, e com histerese desprezível.

Tabela 5.1 - Parâmetros relacionados às características estáticas do sistema com as 4 células, testadas individualmente.

Célula	01	02	03	04
Precisão (%)	1,08	0,99	2,00	0,32
Coefficiente de Determinação	0,9999	0,9999	0,9999	1,0000
Sensibilidade (N/N)	0,9900	0,9900	0,9883	0,9976
Resolução (N)	0,27	0,32	0,24	0,26

5.1.2 Análise do sistema com as 4 células em conjunto

Foram efetuados testes estáticos com as 4 células montadas na plataforma, conforme ilustrado na Figura 5.18.



Figura 5.18 - Plataforma de força com as quatro células.

Inicialmente, foi utilizado um objeto com peso de 49 N, conforme ilustra a Figura 5.19. Os resultados são apresentados na foto do *display* digital do sistema, mostrada na Figura 5.20.



Figura 5.19 - Aplicação de força de 49 N na plataforma.



Figura 5.20 - Resultados da distribuição da força de 49 N.

Observa-se que a soma das forças medidas com as células (48 N) é aproximadamente o peso total do objeto colocado sobre as mesmas. As 4 células não medem o mesmo valor devido ao fato do objeto ter sua superfície inferior plana e os aplicadores das células não

estarem nas mesmas alturas, o que produz uma distribuição desigual do peso do objeto nas mesmas.

Repetiu-se o experimento anterior, com um corpo com peso de 98 N, cuja foto é mostrada na Figura 5.21. A Figura 5.22 mostra a foto do *display* do sistema com os valores medidos pelas células de carga.



Figura 5.21 - Aplicação de força de 98 N na plataforma.

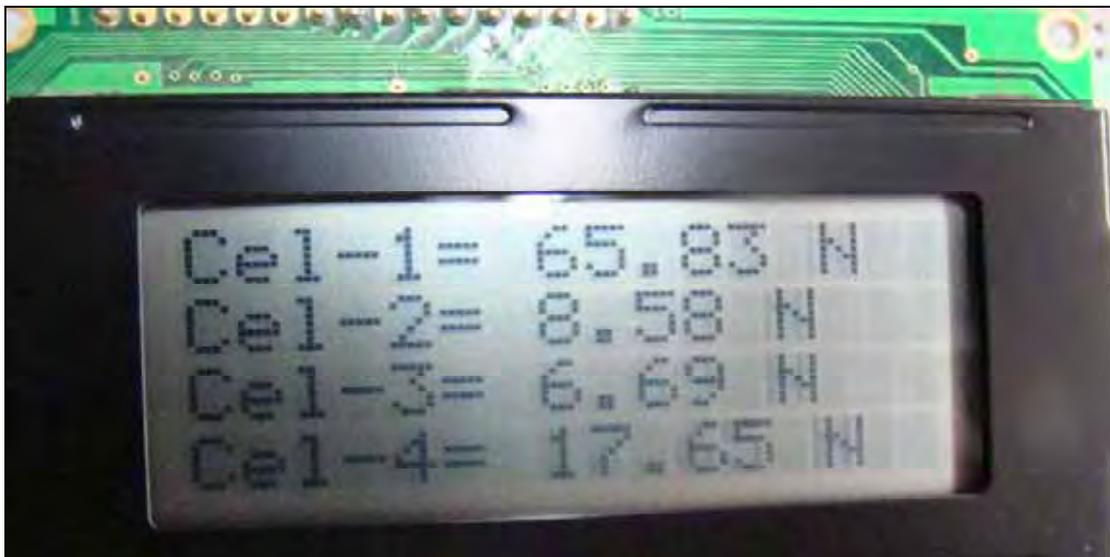


Figura 5.22 - Resultados da distribuição da força de 98 N.

A soma dos valores medidos pelas células foi de 98,75 N, diferindo, portanto, apenas 0,75 N do peso real do objeto.

Há diferenças entre 0,02 a 0,07 mm na altura das 4 células. Estas diferenças, porém, devido às características anatômicas da região plantar, não terão influência significativa nas medições da distribuição do peso corporal na região plantar dos pacientes.

A Figura 5.23 mostra uma foto do sistema completo implementado.

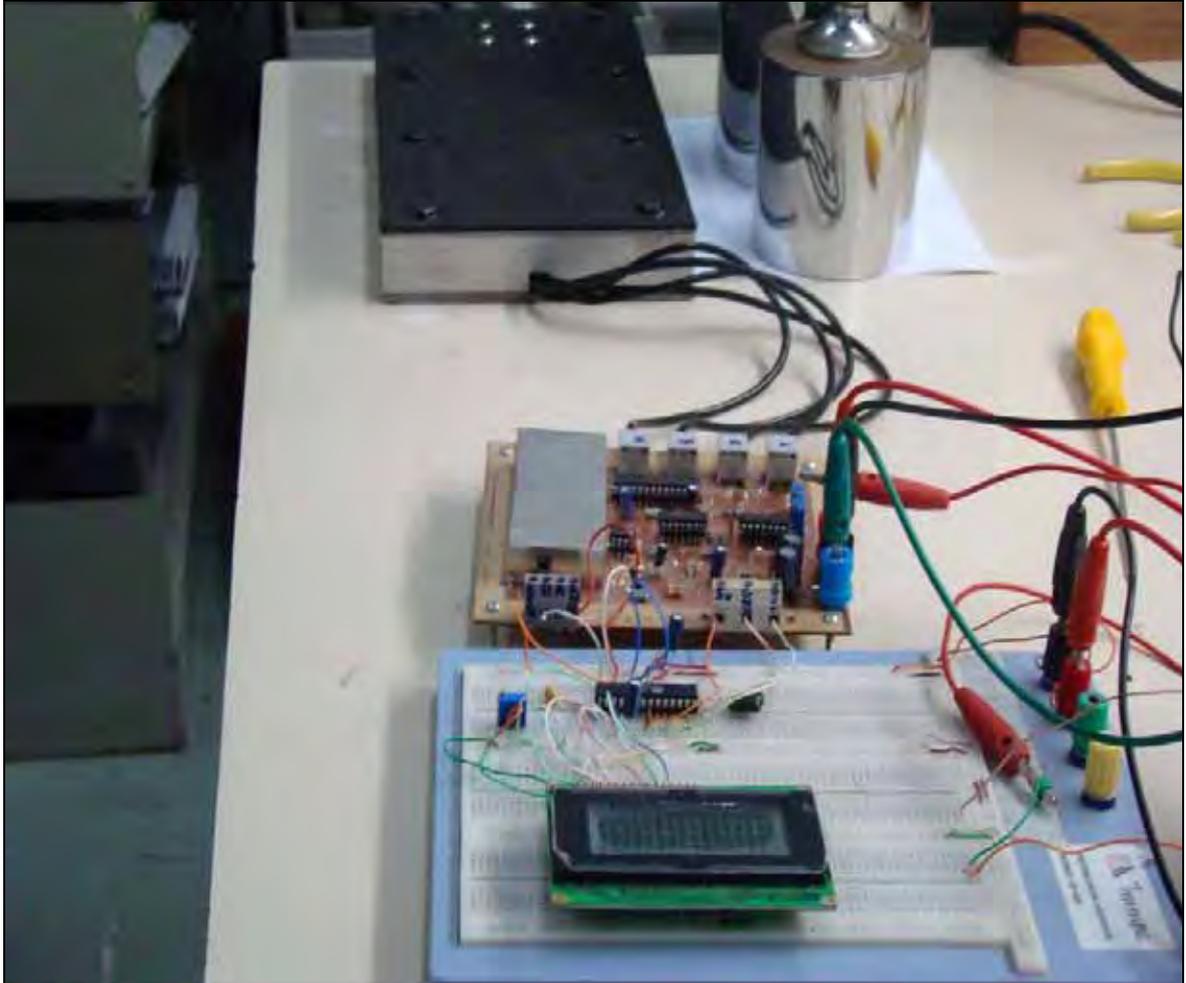


Figura 5.23 - Sistema completo montado em bancada.

5.2 PROGRAMA PMP (PLATAFORMA PARA MEDIÇÃO PLANTAR)

Foi desenvolvido um programa em DELPHI que recebe as informações da plataforma e as apresenta na tela do computador, de forma amigável para o usuário. Com os dados obtidos, o profissional de saúde poderá tomar decisões, visando o tratamento adequado do paciente. Esse programa foi denominado **PMP, Plataforma para Medição Plantar**.

São as seguintes as funções disponibilizadas no programa:

- Cadastramento do avaliador;
- Cadastramento do paciente;
- Consulta geral do paciente;
- Consulta diária do paciente;
- Avaliação do paciente;
- Visualização das consultas gerais e diárias;
- Visualização das avaliações do paciente;
- Impressão de todos os itens do programa;
- Inclusão, alteração e exclusão de consultas;
- Inclusão, alteração e exclusão de avaliações;
- Inclusão, alteração e exclusão de pacientes;
- Inclusão, alteração e exclusão de patologias;
- Inclusão, alteração e exclusão de observações gerais e específicas;
- Inclusão, alteração e exclusão de avaliadores.

Na Figura 5.24 é mostrada a tela principal do programa, que é apresentada quando o programa é iniciado.



Figura 5.24 - Tela principal do programa PMP.

A seguir, são apresentadas as diversas partes do programa PMP.

5.2.1 Cadastramento do Avaliador

Na Figura 5.25 é mostrada a tela de cadastramento do avaliador. Nesta tela o profissional de saúde poderá incluir, excluir, localizar e alterar o nome de um avaliador.

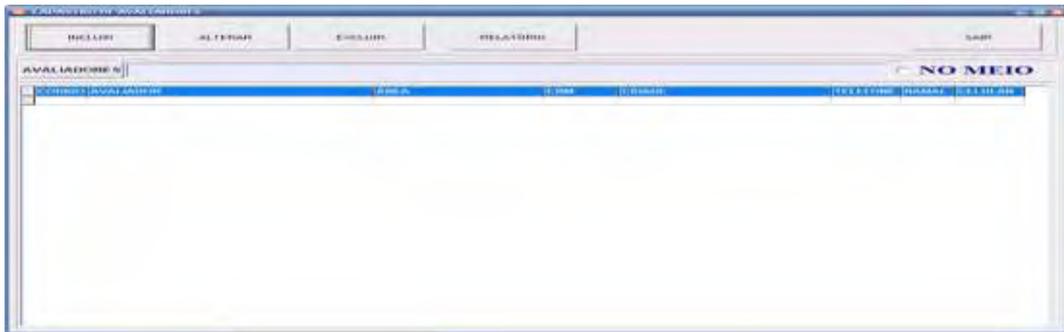


Figura 5.25 - Tela de cadastramento de avaliadores.

Ao clicar em incluir o nome do profissional, deverá preencher obrigatoriamente o campo nome, e os demais se preferir. A forma como é feita a inclusão do nome de um profissional é mostrada na Figura 5.26.

CADASTRO DE AVALIADOR - INCLUSÃO

Código: 00004 Data Inclusão: 30/10/2007

Nome: _____

Nascimento: __/__/__

Área: _____ RP: _____

Endereço: _____

Complemento: _____

Bairro: _____

Cidade: _____

CEP: _____ UF: SP

Telefone: _____ Ramal: _____

Celular: _____

GRAVAR CANCELAR

Figura 5.26 - Tela de inclusão de avaliadores.

Podem-se alterar os dados dos avaliadores. A forma como as alterações são realizadas é ilustrada na Figura 5.27.

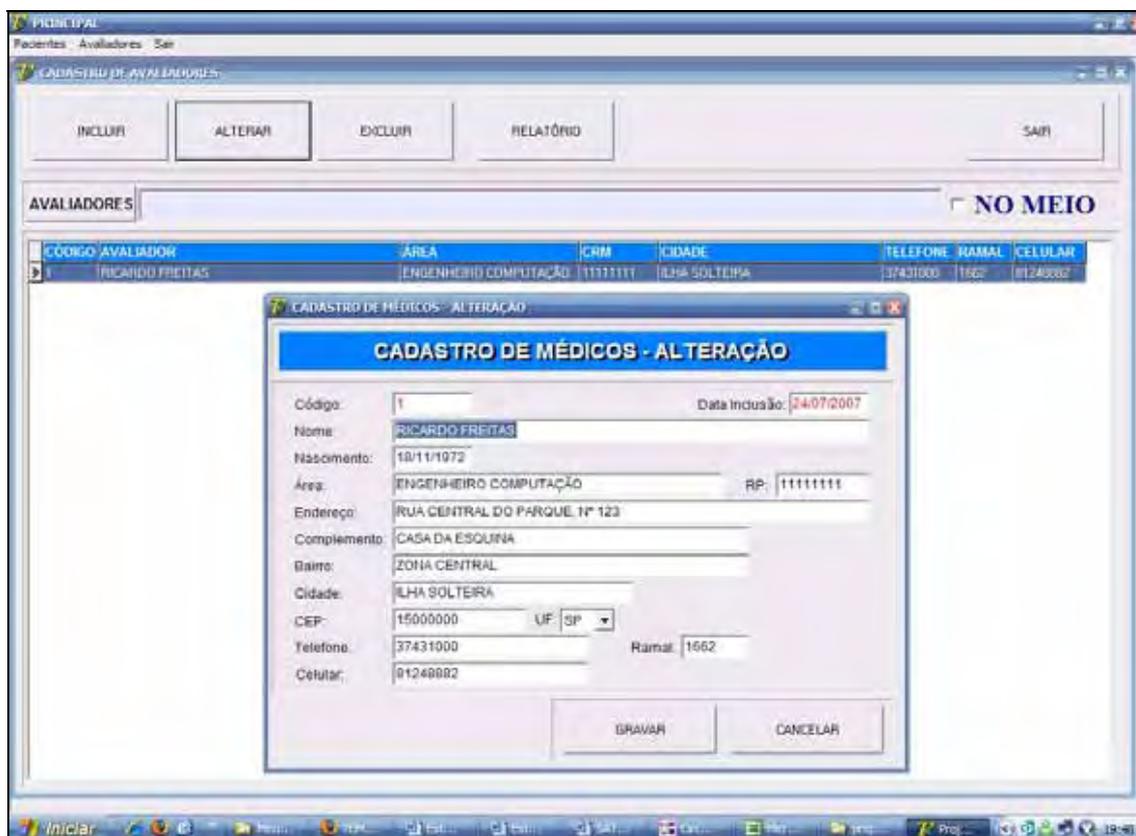


Figura 5.27 - Tela de alteração de avaliadores.

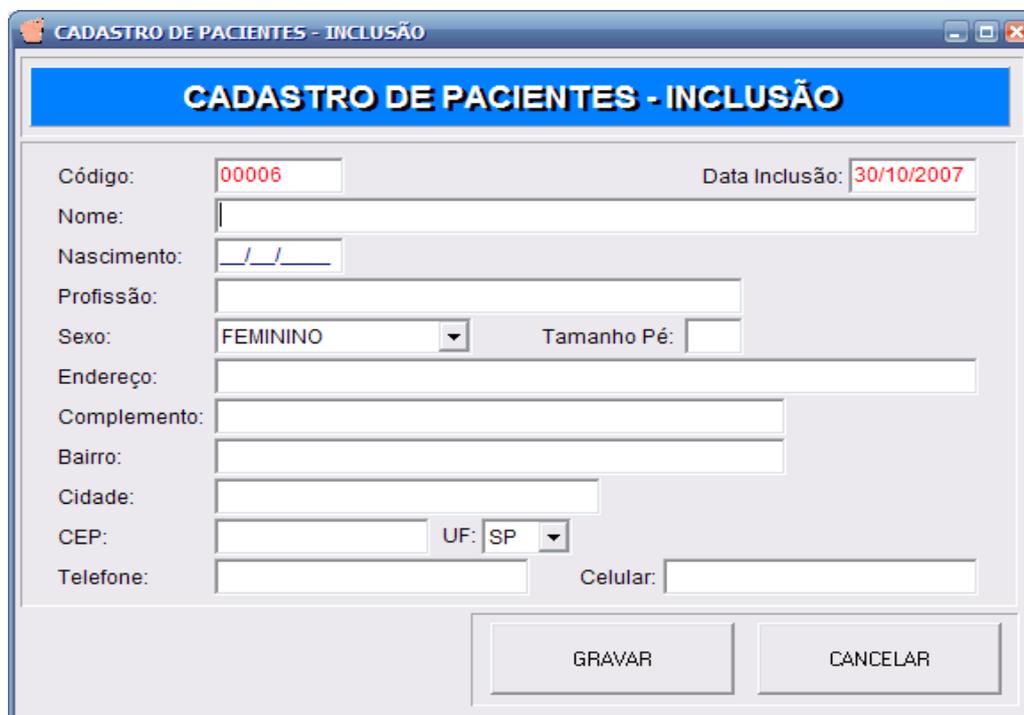
5.2.2 Cadastramento do Paciente

Nesta parte do programa o profissional poderá incluir, excluir, localizar e alterar o nome de pacientes. A tela de cadastramento do paciente é mostrada na Figura 5.28.



Figura 5.28 - Tela de cadastramento de pacientes.

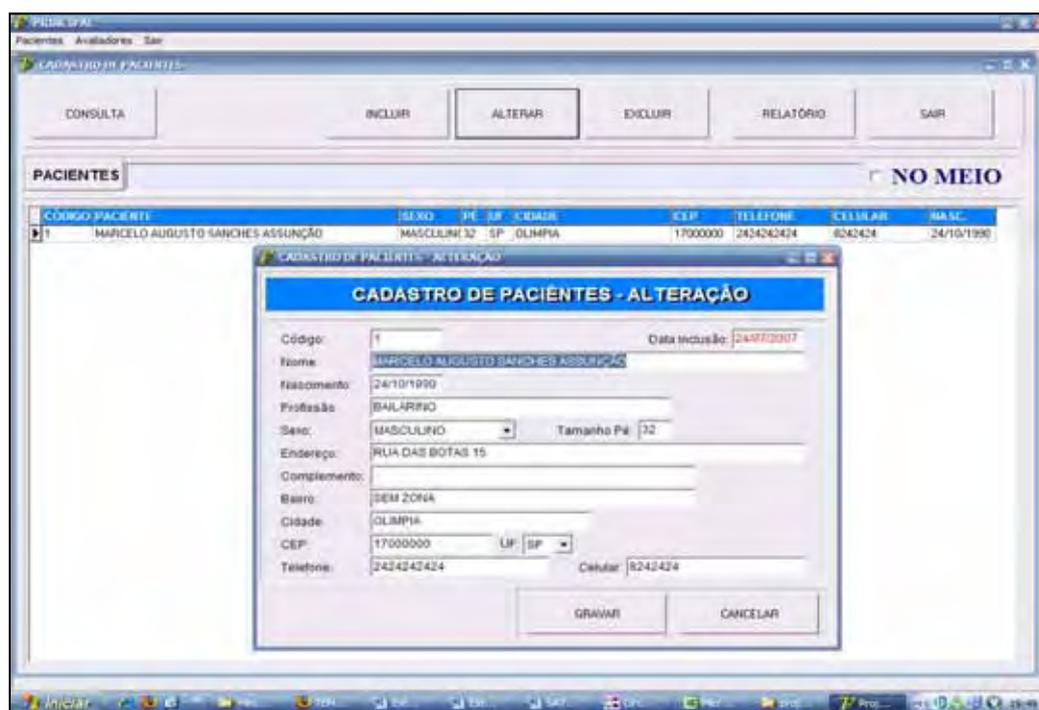
Ao clicar no botão incluir, o profissional deverá preencher obrigatoriamente o campo nome, e os outros se preferir. A tela de inclusão de um paciente é mostrada na Figura 5.29.



A imagem mostra a janela de software 'CADASTRO DE PACIENTES - INCLUSÃO'. O formulário contém os seguintes campos: Código (00006), Data Inclusão (30/10/2007), Nome (campo vazio), Nascimento (formato __/__/__), Profissão (campo vazio), Sexo (FEMININO), Tamanho Pé (campo vazio), Endereço (campo vazio), Complemento (campo vazio), Bairro (campo vazio), Cidade (campo vazio), CEP (campo vazio), UF (SP), Telefone (campo vazio) e Celular (campo vazio). Na base da janela há dois botões: GRAVAR e CANCELAR.

Figura 5.29 - Tela de cadastramento de pacientes.

Podem-se alterar os dados dos pacientes. A forma como são realizadas as alterações é ilustrada na Figura 5.30.



A imagem mostra a interface de usuário com a opção 'ALTERAR' selecionada. No topo, há botões para CONSULTA, INCLUIR, ALTERAR, EXCLUIR, RELATÓRIO e SAIR. Abaixo, há uma tabela de pacientes com uma única linha de dados:

CÓDIGO	PACIENTE	SEXO	PE	UF	CIDADE	CEP	TELEFONE	CELULAR	NASC.
1	MARCELO AUGUSTO SANCHES ASSUNÇÃO	MASCULINO	32	SP	OLIMPIA	17000000	24242424	6242424	24/10/1990

Uma janela modal 'CADASTRO DE PACIENTES - ALTERAÇÃO' está aberta sobre a tabela, permitindo a edição dos dados do paciente selecionado. Os campos preenchidos são: Código (1), Nome (MARCELO AUGUSTO SANCHES ASSUNÇÃO), Nascimento (24/10/1990), Profissão (BALARFHO), Sexo (MASCULINO), Tamanho Pé (32), Endereço (RUA DAS BOTAS 15), Complemento (campo vazio), Bairro (SEM ZONA), Cidade (OLIMPIA), CEP (17000000), UF (SP), Telefone (24242424) e Celular (6242424). Botões GRAVAR e CANCELAR estão na base da janela modal.

Figura 5.30 - Tela de alteração de pacientes.

5.2.3 Consulta Geral

Nessa tela (Figura 5.31), o profissional armazenará todas as informações relacionadas às consultas do paciente, independente do avaliador. Após cada consulta, os dados sobre a distribuição de força nos pés, estarão disponíveis.

Será possível registrar-se patologias do paciente, bem como informações gerais sobre o mesmo.

CONSULTA GERAL DE PACIENTE

Paciente: 00001 - DENISE CRISTINA REYNALDO

Consultas:

CONSULTA	DATA	PESO	AVALIADOR	OBSERVAÇÃO
0000222	09/10/2007	0	00003 - ZÉ MANÉ 2	OBSERVAÇÃO CONS 222
0000218	09/10/2007	59	00001 - MARCELO SA	OBSERVAÇÃO CONS 218
0000216	09/10/2007	55	00002 - ZÉ MANÉ 1	OBSERVAÇÃO CONS 216

Observações Clínicas:

PATOLOGIA
PAT 1 - DENISE
PAT 3 - DENISE
PAT 4 - DENISE
PAT2 - DENISE
PAT5 - DE

Observações Gerais do Paciente:

0,00 % 0,00 %

0,00 % Ante Pé 0,00 %
0,0000 0,0000

0,00 % Médio Pé 0,00 %
0,0000 0,0000

0,00 % Retro Pé 0,00 %
0,0000 0,0000

CONSULTAR VISUALIZAR RELATÓRIO CANCELAR

Figura 5.31 - Tela de consulta geral do paciente do programa PMP.

5.2.4 Consulta Diária

Nesta tela (Figura 5.32) registram-se informações específicas daquela consulta, como o nome do paciente, o nome do profissional de saúde, o peso do paciente.

CADASTRO DE CONSULTA - INCLUSÃO

Código: 0000228 Data Inclusão: 30/10/2007

Paciente: 00001 - DENISE CRISTINA REYNALDO

Avaliador:

Massa: 0

Patologias:

- PATOLOGIA
- PAT5 - DE
- PAT6 - DE

Observação: OBSERVAÇÃO CONS 222

Análises

ANÁLISE	AMOSTRAS	TEMPO

0,00 % 0,00 %

0,00 % Ante Pé 0,00 0,00 %

0,00 % Média Pé 0,00 Média Pé 0,00 0,00 %

0,00 % Retro Pé 0,00 Retro Pé 0,00 0,00 %

ANALISAR GRAVAR CANCELAR

Figura 5.32 - Tela de consulta diária do paciente do programa PMP.

5.2.5 Avaliação do Paciente

Esta é a tela em que o profissional faz a avaliação do paciente, fundamentado nas medições realizadas com a plataforma de força (Figura 5.33).

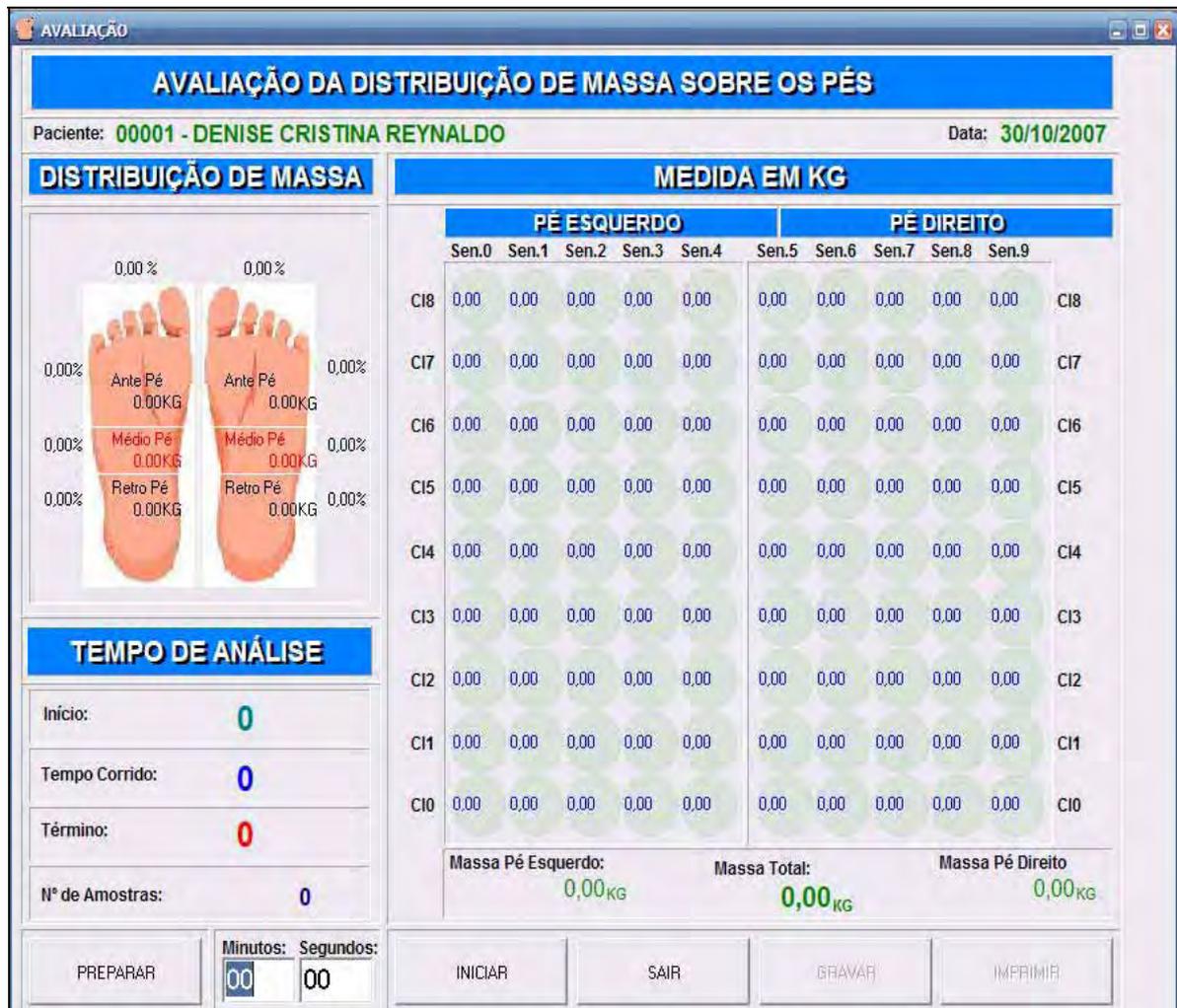


Figura 5.33 - Tela de avaliação do paciente do programa.

Após o paciente subir nas plataformas, deve-se clicar no botão preparar para que a imagem do pé seja sobreposta à imagem dos sensores. O programa irá verificar e selecionar os sensores que estiverem sendo pressionados e desenhará as imagens dos pés sobreposta aos sensores utilizados, conforme mostra a Figura 5.34. As células que estiverem sendo pressionadas serão detectadas automaticamente.

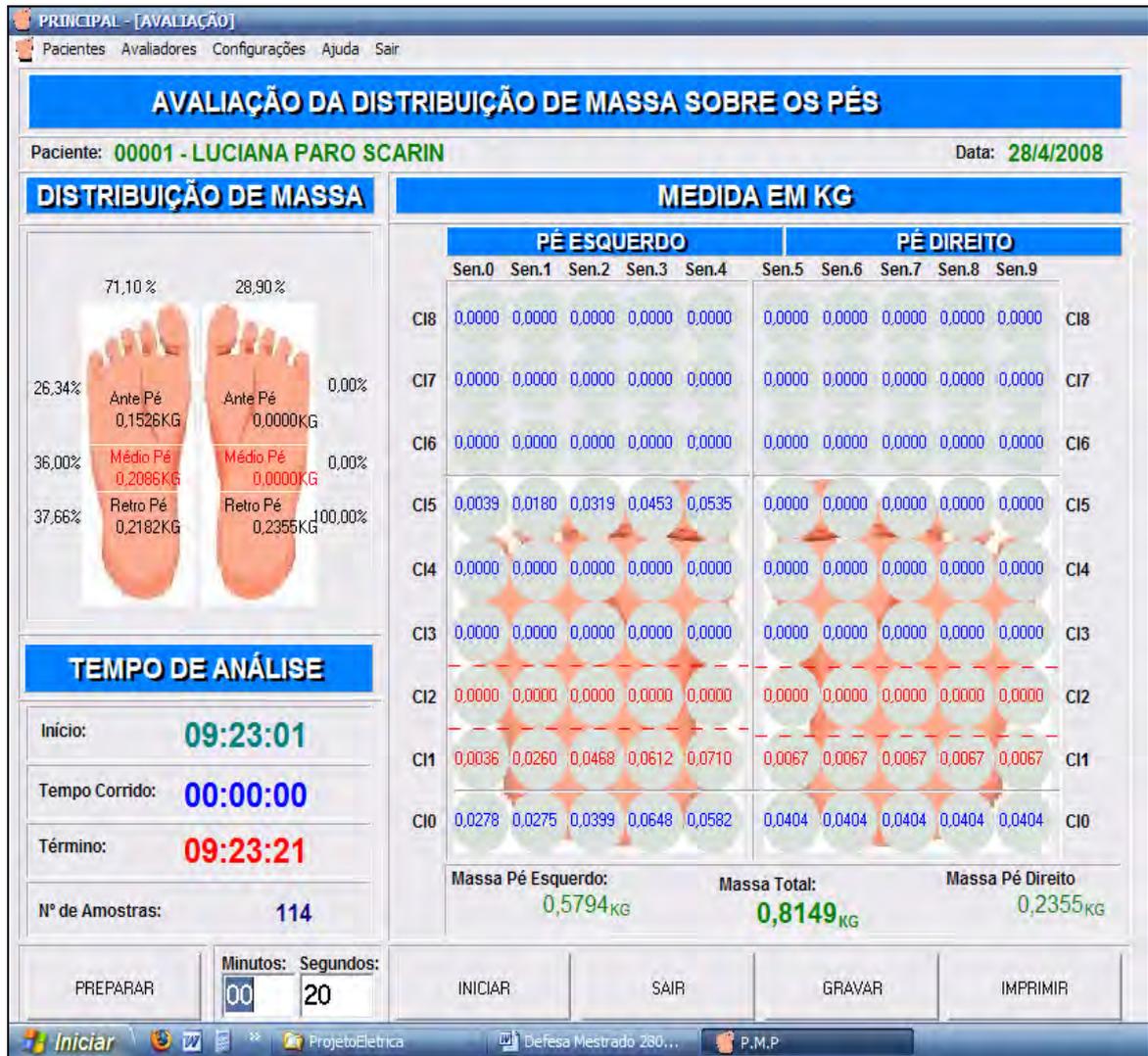


Figura 5.34 - Tela de avaliação do paciente.

O avaliador deverá posicionar as linhas que demarcam o meio pé. Essas linhas estão em cor vermelha e são posicionadas utilizando o *mouse*. Na seqüência, clica-se no botão iniciar para se iniciar as medições, e quando se desejar concluí-las clica-se em parar. Pode-se também, efetuarem-se as medições durante um período de tempo estipulado pelo avaliador, sendo possível interrompê-las a qualquer momento.

As medições são mostradas em tempo real. Ao finalizá-las, por deliberação do usuário, ou atingindo-se o tempo estipulado, o programa mostrará as médias dos valores medidos por cada célula.

Os valores da distribuição de peso no ante-pé, médio-pé e retro-pé serão obtidos pelo programa e exibidos no lado superior esquerdo da tela. Da mesma forma, na tela será exibida a distribuição de peso total em cada pé.

Em todos os casos ficam registrados a hora corrente do sistema, a hora de início dos testes, o número de amostras coletadas e o tempo de coleta.

Na tela de consulta ficam registradas todas as análises feitas no dia, como ilustra a Figura 5.35.

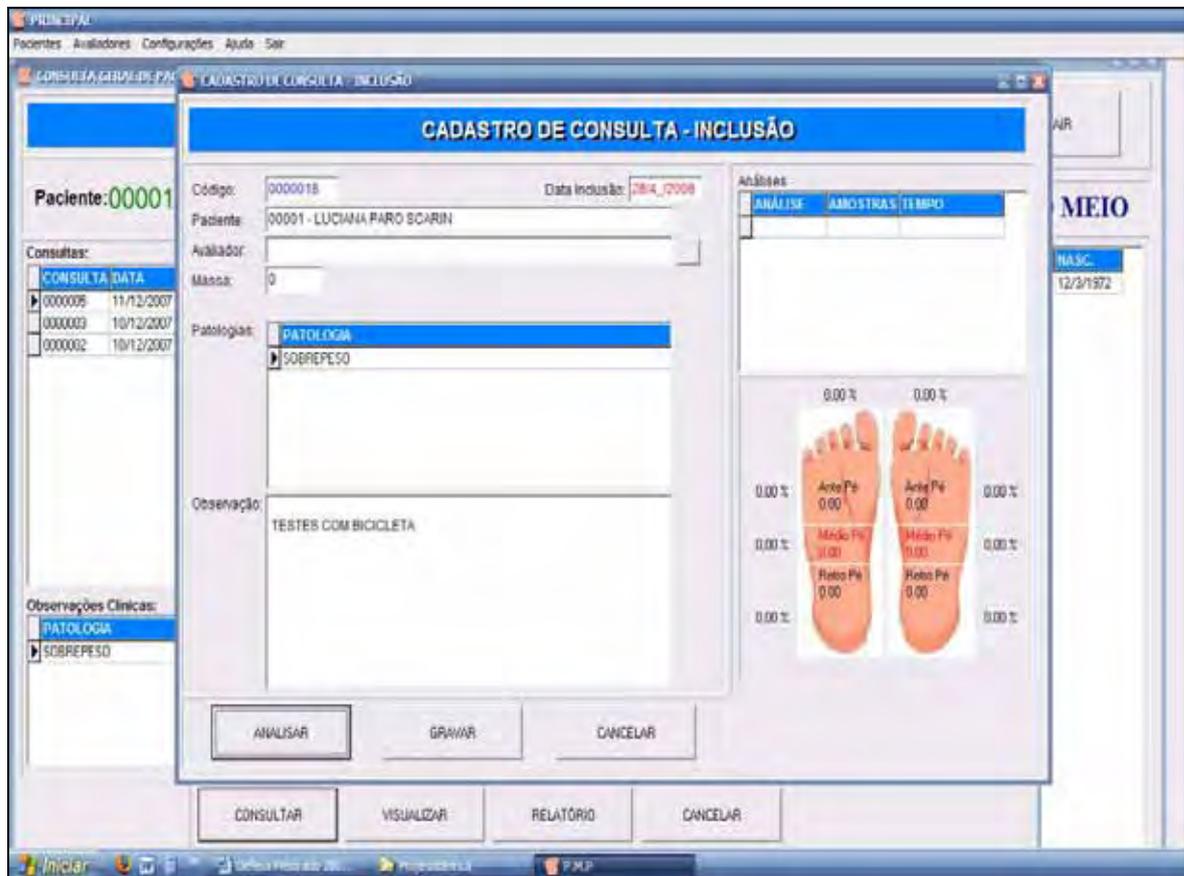


Figura 5.35 - Tela de consulta diária do paciente após uma avaliação.

CAPÍTULO 6

6 CONCLUSÃO

Implementou-se um sistema mecatrônico para medir a distribuição da descarga de peso na região plantar de pacientes, utilizando-se modernas técnicas da eletrônica analógica e digital.

Construiu-se uma plataforma de força com 4 células de carga. Estas foram sendo aprimoradas ao longo do desenvolvimento da pesquisa e chegou-se a um protótipo que apresentou excelente desempenho.

O uso do circuito integrado PSoC contribuiu para reduzir o tamanho do circuito de condicionamento de sinais, diminuir custos com componentes caros, como amplificadores de instrumentação, e incorporar mais versatilidade ao sistema. O ganho do amplificador pode ser modificado via *software*.

Uma contribuição do trabalho foi a implementação de um circuito de ajuste automático de offset de circuitos de condicionamento de sinais utilizando um microcontrolador.

O circuito de interfaceamento foi também desenvolvido com êxito, utilizando um microcontrolador da ATMEL.

O sistema foi avaliado em laboratório e apresentou bons resultados, de acordo com os profissionais da saúde que o testaram. A precisão foi melhor que 2%, a resolução melhor que 0,5 N, as respostas das células de carga são lineares, com coeficientes de determinação de 0,9999, e as histereses foram praticamente desprezíveis.

A discrepância observada de 1 N, na medição de um peso de 49 N é plenamente aceitável. O peso não foi distribuído uniformemente nas quatro células, porque a superfície do corpo em contato com as células de carga é plana e há pequenas diferenças na altura das células de carga.

Considerando que a plataforma será utilizada para medir a descarga de peso na região plantar, que não é plana, nem rígida, o problema apresentado será minimizado. Além disso, como cada plataforma conterà 45 células, na versão final do projeto, as distâncias entre as células de carga serão menores que as utilizadas na plataforma de força descrita neste trabalho, o que também contribuirá para diminuir as discrepâncias.

O programa desenvolvido em linguagem Delphi possibilitará que os resultados das medições possam ser armazenados e processados em um computador, visando apresentação dos mesmos através de gráficos, barras ou em outras formas convenientes visando facilitar o uso do sistema por profissionais de saúde.

Em decorrência da pesquisa, três trabalhos foram submetidos, neste ano de 2008. O primeiro para o INTERCON 2008, XV Congreso Internacional de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y de Sistemas, que será realizado em Trujillo - Peru. O segundo para o 5 Congreso IBERDISCAP 2008, que será realizado em Cartagena de Indias, na Colombia. O terceiro para o CBEB 2008, 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, que será realizado em Salvador – Bahia – Brasil.

Todos os trabalhos foram aceitos, sendo que o trabalho enviado para o INTERCON 2008 foi indicado para publicação na revista *IEEE Latin America Transactions*.

GLOSSÁRIO

Abóbada Plantar	Região específica do pé. Arcos dos pés.
Acometimento	Relativo a atacar, investir.
Acordantes	Concordantes.
Afasia	Ausência ou comprometimento da capacidade de comunicação através da fala, escrita ou sinais, em decorrência de uma disfunção dos centros cerebrais.
Afasia Global	Envolve a incapacidade de expressão e percepção da linguagem, bem como de outros meios de comunicação.
Afasia Motora	Quando os pacientes sabem o que querem dizer, mas não podem fazê-lo; incapacidade de coordenação dos músculos controladores da fala.
Afasia Sensitiva	É a incapacidade de entender palavra falada se o centro verbal auditivo estiver envolvido, ou de compreender palavras escritas se estiver envolvido o centro verbal visual. Se ambos os centros estiverem envolvidos, o paciente não conseguirá compreender a palavra falada nem a escrita.
Agnosia	Perturbações dos órgãos sensoriais que impedem o doente de reconhecer a natureza e a significação das coisas em geral, a nível auditivo, visual ou táctil.
Algias	Dores.
Alongamento Relativo	O alongamento por unidade de comprimento.
Anatômicas	Condição estrutural anormal do corpo humano, normalmente macroscópica, comum a uma variedade de doenças diferentes.
Anestesia	Diminuição da sensibilidade ou ausência de parte de um ou de todos os sentidos.
Antagonista	Que atua em sentido oposto.
Apendicular	Relativo a apêndice ou a apêndiculo.
Aplicador	Parte da célula que ficará em contato com o pé do paciente.
Arco do Pé	Região anterior do pé, que representa os apoios exercidos principalmente pelas cabeças dos cinco metatarsos.
Arteriosclerose	Esclerose das túnicas arteriais.
Articulação Tíbio-Tarsiana	Junção dos ossos tíbia e tarso.

Articulações Interapofisárias	São elementos primordiais na estabilização e no equilíbrio da coluna.
Assimetria	Lado do corpo diferente do outro.
Astrágalo	Ossos situados na parte média do tarso.
Ataxia	Tremor de movimentos que gera a incordenação motora
Atlas	É a primeira vértebra cervical e também a primeira das 33 vértebras da espinha.
Axial	Relativa ao eixo.
Baropodometria	Ciência que estuda a força e pressão nas regiões inferiores dos pés, ou plantares, e com equilíbrio corpóreo.
Baropodômetro Eletrônico	Aparelho que capta força e pressão nas regiões inferiores dos pés, ou plantares, e também trabalham com equilíbrio corpóreo.
Biomecânica	É o estudo da mecânica dos organismos vivos.
Botom	Parte do aplicador que recebe toda a força do mesmo e transmite para o diafragma.
Calcâneo	Ossos que formam o calcanhar nos mamíferos bípedes. Nos humanos esse osso está localizado no tarso, pertencendo ao esqueleto apendicular.
Camisa	Corpo da célula de carga propriamente dito. Nela irão o aplicador com o botom para dentro dela, o diafragma no seu interior junto com o strain gage.
Cefaléia	Dor persistente e violenta de cabeça.
Células de Carga	Peça ou estrutura metálica que será utilizada para receber a força dos pontos, ou pequenas áreas, em que foram colocadas e assim transmitir sua deformação para o extensômetro.
Cerebelo	É a parte do encéfalo responsável pela manutenção do equilíbrio e postura corporal, controle do tônus muscular e dos movimentos voluntários, bem como pela aprendizagem motora.
Cianose	Coloração ligeiramente azulada ou roxa escura da pele em decorrência da redução de hemoglobina no sangue.
Cifose Sacra	Corcundez na coluna.
Cifose Torácica	Corcundez no tórax.
Cinesiologia	É a ciência que tem como enfoque a análise dos movimentos do corpo humano.
Cíngulo Pélvico	Cinto da cavidade óssea da bacia. Cintura.
Cintura Escapular	Mecanismo braço-tronco ou articulação torácica – escápula-umeral.

Cintura Pélvica	O mesmo que cingulo pélvico.
Cóccix	É um pequeno osso da parte inferior da coluna vertebral.
Congênitas	Doenças existentes no nascimento e geralmente antes do nascimento, sem causa relacionada.
Controle postural	Equilíbrio e postura ortostática.
Córtex	Em biologia, o termo córtex é aplicado à camada mais exterior ou periférica de um órgão. A sua designação mais comum refere-se à camada externa das plantas e de vários órgãos do corpo humano ou de outros vertebrados.
Corticais	Relativo ao córtex.
Crânio-Encefálico	Pela cabeça e cérebro.
Cubóide	Ossos que compõem o tarso.
Cuneiformes	Que tem a forma de cunha.
Deambulação	Passeio, locomoção.
Desorientação	Incapacidade de tomar conhecimento do tempo ou das pessoas.
Diafragma	Peça metálica capaz de perceber uma variação de força no aplicador.
Disartria	Fala defeituosa decorrente do comprometimento dos músculos da língua ou de outras partes essenciais à fala.
Distais	Estruturas anatômicas que estão distantes em relação ao encéfalo, ponte de referência.
Domo	Parte superior de uma peça, que forma cúpula de base circular ou poligonal, zimbório.
Elasticidade	Propriedade dos corpos de voltar à forma inicial.
Êmbolo	Bloqueio de um vaso sanguíneo por um coágulo de sangue ou material estranho que tenha sido transportado de um sítio distante pela corrente sanguínea.
Enfarto Cerebral Embólico	Manifestação inicial da estenose mitral. Entupimento ou redução da válvula que obtura o orifício auriculo-ventricular esquerdo do coração.
Enfarto Cerebral Trombótico	Quando o processo patológico responsável pela oclusão do vaso se desenvolve no próprio local da oclusão.
Engastado	Embutido.
Epidemiologia	É uma ciência que estuda quantitativamente a distribuição dos fenômenos de saúde/doença, e seus fatores condicionantes, nas populações humanas.
Ereto	Coisas ou animais que se encontram numa posição vertical.

Esforço Axial	Força aplicada no eixo.
Espasticidade	Perda da movimentação seletiva.
Espasticidade Muscular	Perda da movimentação muscular.
Estenose Mitral	Estreitamento, aperto patológico do orifício auriculo-ventricular esquerdo do coração.
Estereotipados	Movimentos fixados, estampados.
Eversão	Virar para fora.
Extensão Protetora	Capacidade de apoiar-se espontaneamente com as mãos estendidas.
Extensômetro	Sensores capazes de captar deformações em estruturas.
Exteroceptores	Receptores a distância, como os olhos e os ouvidos.
Extrapiramidal	Controla a atividade postural estático.
Falanges	São os ossos que formam os dedos das mãos e pés dos vertebrados.
Fase Espástica	Após a fase flácida.
Fase Flácida	Fase inicial da Hemiplegia.
Fator de Segurança	Valor numérico que diz o nível de segurança de resposta. Quanto mais próximo do 1 o fator de segurança será mais alto, sendo o reverso do 0.
Fêmur	É o osso mais longo e mais volumoso do corpo humano, e localiza-se na coxa.
Fétidos	Que exala mau cheiro. Podre.
Fibrilação Atrial	Fragmentação do trombo em artérias intracranianas e extras cranianas.
Fibrina	Proteína insolúvel que constitui a parte essencial do coágulo sanguíneo.
Fíbula	É um osso longo situado na face externa da perna, da qual constitui o esqueleto, junto com a tíbia.
Fisiologia	Ramo da biologia que estuda as múltiplas funções mecânicas, físicas e bioquímicas nos seres vivos. De uma forma mais sintética, a fisiologia estuda o funcionamento do organismo.
Flecha	Afundamento referente a força exercida em um material.
Forças de Cisalhamento	Componente tangencial da força que age sobre a superfície.
Gânglios de Base	Os gânglios (ou núcleos) da base são constituídos por estruturas cerebrais de importância em funções motoras complexas e no planejamento de estratégias motoras.
Halux	Dedo grande do pé (dedão).

Hematogênicos	Gerados através de danos nos tecidos ou órgãos.
Hemicorpos	Quando se divide o corpo temos dois hemicorpos.
Hemipartes	Partes do corpo divididas.
Hemiplegia	Disfunção funcional que paralisa um lado do corpo, ocasionando um déficit sensorial e motor, podendo ocorrer outros sintomas incapacitantes, como afasia, disartria e defeitos do campo visual com comprometimento mental e intelectual.
Hemiplégico	Indivíduo que teve perda completa ou severa da função motora em um lado do corpo.
Hemodinâmico	Mecanismos da circulação sanguínea (pressão, débito, velocidade, etc).
Hemorragia Parenquimatosa	Hemorragia intra-cerebral que pode ocorrer em consequência da hipertensão arterial, traumatismo, craneoencefálico ou aneurisma.
Hemorragia Subaracnóidea	Ocorre a partir do sangramento no espaço subaracnóide, podendo ser espontânea, ou secundariamente a uma hemorragia intra-cerebral ou a um traumatismo.
Hemorragias	Derramamento de sangue para fora do vaso sanguíneo.
Hipertonia	Aumento da resistência do músculo ao estiramento.
Hipoestesia	Ausência de sensibilidade.
Hipoestesia Dolosa	É a diminuição geral da sensibilidade a dor.
Hipoestesia Tátil	É a diminuição geral da sensibilidade ao toque.
Hipoestesia Térmica	É a diminuição geral da sensibilidade ao calor.
Histopatológicas	Informações patológicas.
Incontinência Fecal	Incapacidade de controlar os reflexos de esvaziamento do reto.
Incontinência Urinária	Incapacidade de controlar os reflexos de esvaziamento da bexiga.
Índice de Barthel	É um instrumento validado que mede a habilidade do paciente nas atividades de vida diária.
Índice de Mobilidade de Tinetti	Instrumento de medição clínica do risco de queda.
Interespinhais	Situado entre as vértebras.
Intraparênquimatosas	Lesão cortical focal.
Intrínseca	Parte que esta contida dentro.
Isquemia	Deficiência na irrigação de sangue em um órgão ou tecido devido à construção ou obstrução de seus vasos sanguíneos.
Lombossacra.	Junção da coluna lombar com a bacia

Lordose	São chamadas de curvaturas secundárias pois são desenvolvidas conforme se assume a postura ereta.
Lordose Cervical	Localizada no pescoço.
Lordose Lombar	É uma curvatura que se estende da décima segunda vértebra torácica até a transição lombossacra.
Materiais Isotrópicos	Materiais que apresentam as mesmas propriedades físicas em todas as direções.
Metatarso	Parte mediana do pé. Parte do pé entre o tarso e os dedos.
Miocárdio	A parede muscular do coração.
Momento de Inércia	Fornece uma medida de como a massa de um corpo está distribuída ao redor de um eixo de rotação.
Momento Fletor	É o momento que tende a flexionar a peça, como resultado de tensões normais de sinais contrários na mesma seção.
Morfofisiológica	Funcionamento das características morfológicas.
Morfológica	Parte da Biologia que estuda a forma dos vegetais e animais.
Movimento Anormal	Lesão no sistema nervoso central que produz com frequência uma deficiência do controle motor.
Navicular	Osso que compõe o tarso.
Neurônios Internunciais	Neurônios mais comuns. Liga as fibras aos neurônios motores em geral e parte interna da coluna anterior.
Occipital	Osso que forma a parte ínfero-posterior do crânio.
Occipito-Atlóidiana	Entre a vértebra atlas e região occipital do cérebro (articulação).
Ocluir	Obstruir
Ortostática	Posição ereta
Palmilhas	Peça que reveste interiormente a sola do calçado.
Paralisia facial	Paralisia do nervo facial em sua distribuição periférica.
Paresia	Paralisia incompleta de um nervo ou músculo, como consequência de uma lesão nervosa; paralisia ligeira ou temporária.
Patologias	Parte da Medicina que estuda as doenças, seus sintomas e natureza das modificações que elas provocam no organismo.
Pé Cavo	Pé com o arco inferior alongado (arqueado).
Pé Equino	Pé com bola no centro que evita que calcanhar toque no chão.
Pé Evertido	Pé com a borda externa elevada.

Pé invertido	Pé com a borda interna elevada.
Pé plano	É a designação comum a um tipo de formato dos ossos dos pés, que faz com que quase toda a sola dos mesmos entre em contato com o chão ao caminhar.
Pedículos	Estrutura da vértebra.
Pélvico	Relativo à bacia. Cintura pélvica, cintura formada, entre os mamíferos, pela soldadura de três pares de ossos: ílio, ísquio e púbis.
Perna Hemiplégica	Membro espástico em extensão (esticada).
Piezoresistivos	Material que quando dilatado ou contraído varia a resistência elétrica.
Plantar	Relativo à planta do pé.
Plataformas de Força	Aparelho que mede as forças exercidas pelos pés.
Plataformas de Pressão	Aparelho que mede as pressões exercidas pelos pés.
Podálicas	Referente aos pés.
Podologia	Ciência que trata do estudo dos pés.
Podoposturologia	Ciência que estuda a relação entre os pés e a postura dos seres vivos.
Posturologia	Aplicação dos princípios da Cinesiologia e Biomecânica aos modos ou à composição dos movimentos do corpo humano
Pronação	Movimento do pé que tem por objetivo de virar para fora o calcâneo, quando realizado em cadeia cinética aberta, ou, durante a marcha fisiológica, absorver o impacto durante o contato de calcanhar.
Proprioceptivo	Parte do sistema sensorio-motor com órgãos sensitivos que se utilizam da via sensorial, conjunto de neurônios sensoriais disparados em série, para desencadeamento do ato motor.
Reações Automáticas	Funções motoras altamente desenvolvidas que incluem as reações de equilíbrio em todas as posições e a extensão protetora.
Resistividade	Resistência específica de uma substância condutora de eletricidade, ou seja, a resistência de um corpo (constituído por essa substância) cujo comprimento é igual à unidade, de seção reta uniforme e com área unitária.
Sacro	É um osso da coluna vertebral.
Seção Transversal	É a área de uma peça.
Sensor	É um dispositivo tecnológico ou órgão biológico que detecta, ou sente um sinal ou condição física e compostos químicos.

Sensóreamotores	Órgão sensorial em contato com músculos e articulações.
Sentido Longitudinal	O mesmo sentido do eixo de referência.
Sialorréia	Fluxo excessivo de saliva.
Sinérgicos	Músculos que trabalham em conjunto com o músculo solicitado.
Sinergismos	Ação dos músculos sinergistas em contato com os agonistas.
Strain Gage	Fios que variam a resistência ao sofrer uma deformação.
Subaracnóide	Hemorragia cerebral.
Subaracnóidea	Hemorragia intracraniana.
Supinação	Movimento triplanar do pé, que pode ser observado através da inversão do calcâneo.
Supra-Espinhais	Neurônios de segunda ordem na medula.
Talus	Ossos que compõem o tarso.
Tarso Posterior	Região do calcâneo do pé.
Tensão de Escoamento	Limite até onde o material pode deformar e retornar ao estado inicial.
Tensão Máxima Admissível	Limite de escoamento.
Tensão Normal	Tensão em relação eixo em questão.
Terapeutas Ocupacionais	Profissional da reabilitação física, mental e social.
Tíbia	Na anatomia humana, é o maior dos dois ossos da perna.
Tônus	Tensão e referência ao músculo.
Trago	Estrutura óssea encontrada próxima a região do ouvido.
Transdutores Capacitivos	Transforma uma força em capacitância.
Transdutores Condutivos	Transforma uma força em condutância.
Transdutores Ópticos	Transforma uma força em energia ótica.
Transdutores Piezoelétricos	Transforma uma força em nível de tensão.
Transdutores Resistivos	Transforma uma força em resistência.
Transição Lombosacra	Região do sacro em contato com a coluna lombar.
Trombo	Coágulo
Tuberosidade	Eminência ou saliência dos ossos onde geralmente se prendem músculos ou ligamentos.
Vértebras	São os ossos que compõem a coluna vertebral dos vertebrados.

Vertigem	Sensação de se mover em giros no espaço ou de ter objetos que se movem em torno de si, resultando de um distúrbio do aparelho do equilíbrio.
Vestibular	Relativo ao ouvido.
Via Sensorial	Órgão que troca informações com cérebro.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Presidente Prudente, 04 de maio de 2007.

Ilmo. Sr.

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Ref. projeto intitulado: "Sistema Informatizado para Medição de Forças na Região Plantar e Correlação com Escala de Equilíbrio de Berg em Pacientes Hemiplégicos", de interesse do prof. Dr. **Aparecido Augusto de Carvalho**.

Processo no. 160/2007

Recebemos o seu projeto o qual foi examinado pelo assessor que emitiu parecer, conforme cópia anexa.

Decorrente do exposto, este Comitê, em concordância com o parecer, considera o projeto **APROVADO**.

Informamos, ainda, que ao final do desenvolvimento da pesquisa, deverá ser encaminhado ao CEP um **relatório final** sucinto, contendo cópia de todos os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, sendo que os originais desses TCLE deverão permanecer em poder do orientador da pesquisa pelo período mínimo de 5 anos após o encerramento do estudo, para eventual fiscalização da CONEP.

Atenciosamente.



Prof. Dra. Maria de Lourdes Corradi da Silva
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
FCT - Unesp - Presidente Prudente

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 229-5355/r.26 fax 18 229-5353



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Parecer Assessor

PARECER CONSUBSTANCIADO

PROCESSO Nº

PROJETO DE PESQUISA

160/2007

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

1 – Identificação da Proposta de Projeto de Pesquisa/

Título: **Sistema Informatizado para Medição de Forças na Região Plantar e Correlação com Escala de Equilíbrio de Berg em Pacientes Hemiplégicos.**

Professor responsável : Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Aluno Participante

2 – Análise do Projeto de Pesquisa

Trata-se de projeto multicêntrico onde dois principais centros de pesquisa interagem e colaboram com as respectivas áreas de conhecimento. O campus de Ilha Solteira se responsabiliza pelo aspecto de engenharia (com o coordenador do projeto) e o campus de Presidente Prudente pelos aspectos relativos à aplicação em fisioterapia. Também participa da aplicação em fisioterapia o um pesquisador do campus de Fernandópolis.

O presente pedido de análise se destina somente às ações a serem realizadas no campus de Presidente Prudente. O projeto consiste de comparar a marcha de 100 pessoas normais servindo de referência (grupo controle) e 10 portadoras de alteração de equilíbrio decorrentes de hemiplegia (casos). A análise da marcha de ambos os grupos será feita por meio de uma plataforma digitalizada, sobre a qual os pacientes irão deambular e ligada a computadores onde se podem identificar as diferentes micro áreas de pressão plantar dos pés, permitindo formar um banco de dados destinado a análise dos padrões de cada paciente normal ou hemiplégico. O grupo de estudo (casos) terá também analisado o grau de equilíbrio utilizando uma escala já padronizada e validade denominada de escala de Berg o que permitirá identificar problemas de marcha a serem corrigidos atendendo a especificidades de cada paciente. O estudo é relevante, pois o tipo de seqüela a em foco é de alta prevalência e terá aplicação futura a grande número de portadores da afecção.

2.1 – Objetivos e Adequação metodológica (Verificar a exequibilidade da proposta), isto é, se existe clareza do objeto, compatibilidade entre os objetivos, a fundamentação teórica e a metodologia ou plano de ação, evidenciando consistência entre objetivos, procedimentos, ações de execução da pesquisa e capacidade do proponente, demonstrada por outros trabalhos similares.

Os objetivos estão claramente expostos no projeto e os materiais e procedimentos metodológicos são consistentes e coerentes com a proposta, além de serem viáveis tecnicamente, pois constam de um grupo de pesquisadores colaborativos e com perfis complementares de conhecimento.

2.2 – Avaliação do Questionário a ser aplicado e do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido:

O termo livre e esclarecido está bastante elucidativo embora os detalhes de cada etapa de avaliação não estejam escritos, os autores deixam claro que deverão expor aos pacientes, antes dos testes, os procedimentos a serem realizados. Os questionários anexos são bastante claros quanto a tais manobras principalmente quanto ao teste de Berg.

2.3 – Revisão Bibliográfica

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 229-5355/r.26 fax 18 229-5353



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

A revisão bibliográfica é bastante extensa e demonstra existir uma base de conhecimento anterior para sustentar os procedimentos do projeto.

3 – Qualificação do Pesquisador/Orientador (Indicar os atributos do Pesquisador/Orientador, salientando a titulação e experiência compatível com a função de orientação; qualidade e regularidade da produção científica/tecnológica/artística, compatível com o projeto de pesquisa/Trabalho de Conclusão de Curso)

A qualificação e pesquisa do currículo de cada pesquisador envolvido, seja no nível de pesquisa em si, como de aplicação demonstra haver formação sólida não só para empreender o estudo como para orientar e interpretar os resultados.

4 – Parecer conclusivo, recomendações e/ou sugestões:

Somos de parecer favorável à aprovação do projeto e considerando os aspectos acima comentados a aprovação pode ser sem recomendações ou reservas.

5 – Pendências: (Enumerar sucintamente as pendências a serem sanadas pelo Coordenador do Projeto de Pesquisa).

Nada a considerar

6 – Parecer Consubstanciado

Aprovado

Pendências

Não aprovado

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 229-5355/r.26 fax 18 229-5353

ANEXO B – CARACTERÍSTICAS DO AÇO INOX VC-150.

Cores de identificação: prata, vermelho, prata.

Composição química: C = 0,35%; Cr = 13%.

Similares: ABNT NBR 5601 Tipo 420 SAE 51420 \approx DIN X 30 Cr 14 \approx DIN X 40 Cr 13 AISI 420 \approx ASTM A 276-81a Tipo 420 \approx WNr 1.4028 \approx WNr 1.4034 UNS S42000 \approx BS 970:1970 Tipo 420S45 \approx JIS G 4303-81 Tipo 420J2.

Características gerais: Aço-cromo inoxidável martensítico. Ferromagnético. No estado recozido, apresenta estrutura ferrítica; no estado temperado, estrutura predominantemente martensítica.

Aplicações típicas: Artigo de cutelaria, instrumentos cirúrgicos e dentários, eixos, peças de bombas e válvulas, pás e outras peças de turbinas a vapor, peças de máquinas e equipamentos em geral, moldes para plásticos e para a indústria do vidro, entre outros.

Estado de fornecimento: Recozido, com dureza de 220 HB (dureza Brinell) aproximadamente. Outras propriedades mecânicas: neste estado, o aço apresenta aproximadamente os seguintes valores:

Limite de resistência à tração: 640 MPa ou 640 N/mm² (65 kgf/mm²);

Limite de escoamento: 345 MPa ou 345 N/mm² (35 kgf/mm²);

Alongamento: 18%;

Estricção: 55%.

Forjamento: Aquecer lentamente até cerca de 760°C e esperar que todo o material atinja essa temperatura; continuar o aquecimento até 1060-1120°C,

manter em temperatura até completa homogeneização e iniciar o forjamento. Não forjar abaixo de 950°C. Reaquecer se necessário.

Após o forjamento, resfriar lentamente no forno, em cinzas, cal ou outro material isolante seco.

Recozimento: Visando-se o máximo amolecimento, o aço VC-150 deve ser aquecido até 870-900°C, mantido seis horas nessa temperatura e resfriado lentamente no forno.

Para melhor a usinabilidade, recomenda-se um recozimento a cerca de 760°C.

Têmpera: Aquecer lentamente até 980-1040°C, manter cerca de meia hora em temperatura e resfriar em óleo. Peças de grande seção devem ser preaquecidas a cerca de 700°C e em seguida levadas à temperatura de têmpera. No caso de peças pequenas, o resfriamento pode ser feito com ar soprado.

Revenimento: Recomenda-se revenir o aço VC-150 imediatamente após a têmpera, para evitar a ocorrência de trincas térmicas. A temperatura de revenimento é determinada pelas características mecânicas desejadas.

A faixa entre 420°C e 600°C deve ser evitada, pois o revenimento realizado entre essas temperaturas tende a produzir fragilidade e uma brusca queda da resistência à corrosão.

O diagrama da Figura 4.1 (<http://www.villares.com.br/>) indica as principais características mecânicas alcançadas em diferentes temperaturas de revenimento. Os valores do diagrama são apenas orientativos e foram obtidos com corpos de prova de Ø 15mm, temperados em óleo a partir de 1010°C e revenidos em temperaturas diversas.

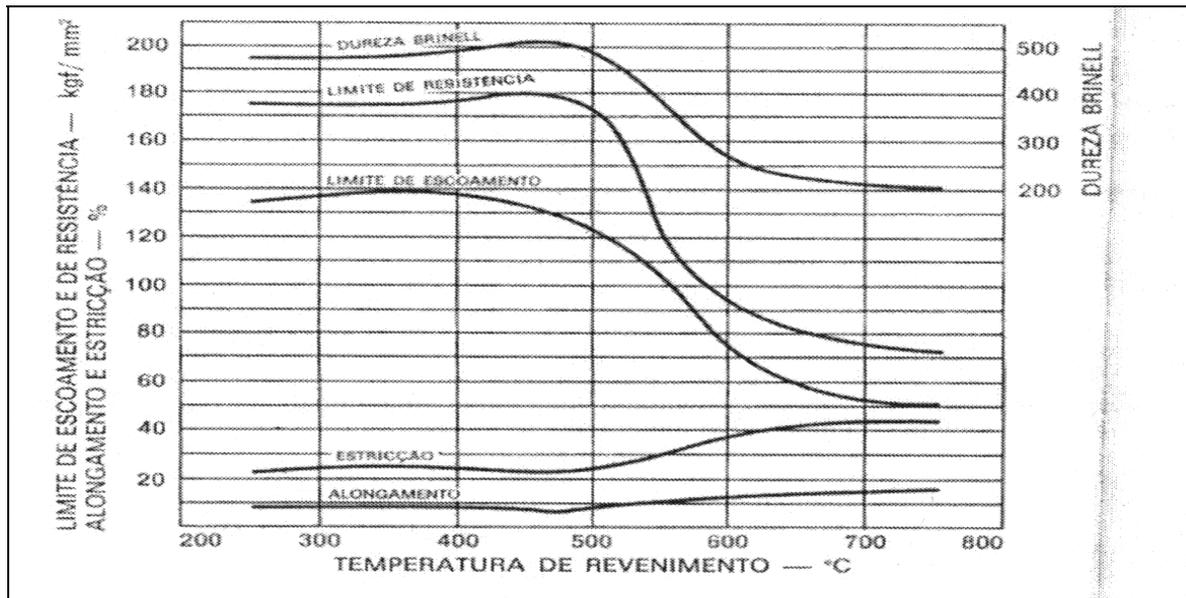


Figura 4.1: Diagrama das características do aço VC-150.

Resistência à corrosão: O aço VC-150 apresenta suas melhores características de resistência à corrosão no estado temperado e com a superfície finamente polida.

O aço VC-150 resiste bem aos agentes fracamente agressivos como a água doce e vapor de água isentos de contaminantes, sucos de frutas e verduras, alguns ácidos e álcalis suaves, etc.

No estado temperado, o aço VC-150 é normalmente pouco propenso a sofrer corrosão intercrystalina.

Solda: Observadas certas cautelas, o aço VC-150 pode ser soldado pelos processos usuais de solda, sendo preferível, contudo, evitar a solda oxi-acetiolênica.

Recomenda-se pré-aquecer a peça a 200 – 300°C, ou eventualmente um pouco mais, e não permitir que a temperatura caia a menos de 200°C durante a execução da soldagem; reaquecer se necessário. Imediatamente após a soldagem, a peça deve ser recozida a cerca de 700°C, com aquecimento lento e cuidadoso, permanência em temperatura suficiente para completa homogeneização, seguida de resfriamento lento.

Para indicação do tipo eletrodo mais adequado a cada caso recomenda-se consultar as firmas especializadas (<http://www.villares.com.br/>).

APÊNDICE A – PROGRAMA PARA CÁLCULO DO DIAFRAGMA.

Foram construídos dois programas:

Pgm1

```

%*****
%   Programa para Calcular a Espessura de um Diafragma com uma
%   Aplicacao de Força Concêntrica
%*****

%Nome do arquivo: pgm_1

%Resumo do programa: Calculo do diametro do diafragma, através do fator de
%                     segurança e/ou tensao max, onde sera necessario entrar
%                     com os dados do material e algumas medidas da celula
%                     de carga.

%*****
%                               Dados Preliminares
%*****

%*****
%                               Aço VC-150 (SAE-420)
%*****
E=210000;           %(Pa) ou (N/mm^2)
sigma_adm=350;     %Tensao normal max admissivel

%*****
%                               Dados de algumas dimensoes da célula
%*****
a=6.925;           % raio do diafragma (mm)
b=2.63;           % diâmetro do botom (mm)
c=b;              % raio do botom (mm)
x=b;              % raio do botom (mm)

%*****
%                               Outros dados
%*****
u=0.27;           % coef de poisson
fs=0:0.01:3.5;   %fator de segurança
%O fator de segurança foi feito dele um vetor para gerar um grafico.
%*****
%*****
%                               Entrar com a Max. força a ser medida na regioo linear
%*****

P=380;           %Força (N)

%*****

```