

GUSTAVO FREITAS DE LIMA

**Desenvolvimento de um sistema para monitoramento de  
variáveis da marcha e controle de EENM na marcha**

Dissertação apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Engenharia de Reabilitação  
Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

São Carlos

2008

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Gustavo Freitas de Lima

Desenvolvimento de um sistema para monitoramento de variáveis da marcha e controle de EENM na marcha

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre.

Área de concentração: Engenharia de Reabilitação

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

# DEDICATÓRIA

À minha querida mãe, Emília, por ter desde cedo exaltado a vida acadêmica de forma tão passional, despertado em mim a afinidade com a pesquisa, e por todo o suporte e incentivo oferecidos nos momentos mais críticos da realização deste trabalho.

# AGRADECIMENTOS

Ao prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., pela orientação e apoio ao longo do trabalho, e por despertar em mim o interesse pela engenharia de reabilitação.

Ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos, pela oportunidade oferecida para realização do curso de mestrado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pelo apoio financeiro ao trabalho.

Ao meu grande amigo Renato Varoto, pela colaboração digna de co-autoria.

A todos do Labciber – os que já passaram e os que ainda fazem parte – pelo companheirismo e suporte técnico.

A todos do Laboratório de Marcha do Hospital das Clínicas da Unicamp, pela colaboração com a parte humana da engenharia de reabilitação.

Aos pacientes, que cederam seu tempo e compreensão para me auxiliar nos testes.

Ao pessoal do Laboratório de Estruturas do Departamento de Engenharia Civil (em especial o Vareda), pela ajuda na montagem das células de carga.

Ao Rui, por toda a ajuda oferecida para viabilizar a usinagem na construção das sandálias instrumentadas.

Aos meus professores do mestrado, que contribuíram com a minha formação e embasamento teórico.

À minha amada esposa Melissa, pela paciência e compreensão durante as muitas vindas a São Carlos, principalmente na reta final do trabalho.

Enfim, a todos aqueles que de alguma forma colaboraram para que este trabalho fosse concluído, muito obrigado!

# RESUMO

LIMA, G. F. L. **Desenvolvimento de um sistema para monitoramento de variáveis da marcha e controle de EENM na marcha.** 2008. 110 f. Dissertação (Mestrado) – Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

A lesão medular pode prejudicar a marcha de um indivíduo. Para estes casos, uma técnica de reabilitação que tem se tornado mais popular é a Estimulação Elétrica Neuro Muscular (EENM). Na marcha assistida por EENM tradicional, o controle da estimulação é realizado utilizando-se acionamento manual, um fato que ajuda a torná-la distante da marcha saudável. Este trabalho propõe um sistema que monitora variáveis da marcha – ângulos da articulação do joelho, e forças de reação do solo (retropé e antepé) – e as utiliza como entradas para uma Rede Neural Artificial (RNA), a fim de poder controlar automaticamente a EENM na marcha. Os transdutores utilizados para medir ângulos foram eletrogoniômetros, montados nos membros inferiores do indivíduo utilizando tiras de velcro. Para medição das forças, os transdutores utilizados foram células de carga construídas com *strain gages*, montadas em sandálias instrumentadas. Os métodos para construção do *hardware* de aquisição de dados (transdutores e interface) e do *software* estão descritos, bem como os métodos de calibração dos transdutores. Todos os transdutores apresentaram comportamento linear. Testes iniciais foram realizados, utilizando primeiramente um indivíduo saudável, e depois dois pacientes que normalmente realizam treinamento de marcha com suspensão de peso (assistida por EENM ou não). Os resultados mostraram que o módulo de monitoramento permite gravar os dados coletados, e realizar comparações entre padrões de marcha de diferentes indivíduos, bem como diferentes estágios de reabilitação para um mesmo indivíduo. O treinamento da RNA para o indivíduo saudável apresentou uma taxa de acerto próxima de 90%, e para os pacientes lesados medulares a taxa foi de cerca de 80%. O módulo de controle apresentou resultados promissores nos testes práticos realizados, com respostas rápidas e corretas para o indivíduo saudável. Sugestões para trabalhos futuros foram dadas, para que testes práticos de controle possam ser realizados utilizando pacientes lesados medulares.

Palavras-chave: Estimulação Elétrica Neuro Muscular, Lesão medular, Análise de marcha, Redes Neurais Artificiais, Marcha suspensa, Forças de reação do solo, Articulação do joelho.

# ABSTRACT

LIMA, G. F. L. **Development of a system for monitoring gait variables and controlling FES on gait.** 2008. 110 f. Dissertation (Master's) – Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

Spinal Cord Injury (SCI) may impair an individual's gait. For these cases, a rehabilitation technique that has become more popular is Functional Electrical Stimulation (FES). On traditional FES-assisted gait, the stimulation control is performed with manual triggering, a fact that helps make it distant from healthy gait. This work proposes a system that monitors gait variables – knee joint angles, and ground reaction forces (rearfoot and forefoot) – and uses them as inputs for an Artificial Neural Network (ANN), in order to be able to automatically control gait FES. The transducers used for angle measurement were electrogoniometers, mounted on the individual's lower limbs using Velcro straps. For force measurement, the transducers used were load cells built with strain gages, mounted on instrumented sandals. The methods for building the data acquisition hardware (transducers and interface) and software are described, along with the transducer calibration methods. All transducers presented linear behavior. Initial tests were performed, using first a healthy individual, and then a couple of patients that normally undergo suspended gait training (FES-assisted or not). The results showed that the monitoring module allows recording the data collected, and making comparison between different individuals' gait patterns, as well as different rehabilitation stages for the same individual. The ANN training for the healthy individual presented an accuracy rate close to 90%, and for the SCI patients the rate was about 80%. The control module showed promising results on practical tests performed, with quick and accurate responses for the healthy individual. Suggestions for future works were given, so that practical control tests can be performed using SCI patients.

Keywords: Functional Electrical Stimulation, Spinal Cord Injury, Gait analysis, Artificial Neural Networks, Suspended gait, Ground reaction forces, Knee joint.

# LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. 1 – Fases da marcha (Adaptado de SUDARSKY,1990).....	20
Figura 1. 2 – Fases da marcha (Adaptado de ARIEL, 2002) .....	20
Figura 1. 3 – Planos de movimento do corpo humano (Adaptado de WINTER, 1990) .....	22
Figura 1.4 – Goniograma do deslocamento angular do joelho no plano sagital .....	23
Figura 1.5 – Forças de reação do solo na direção vertical durante a fase.....	24
Figura 1.6 – Neurônio de McCulloch-Pitts .....	36
Figura 1.7 – Exemplos de Arquiteturas de RNAs .....	36
Figura 2.1 – Eletrogoniômetro (Shape Sensor) utilizado .....	42
Figura 2.2 – Modelos de extensômetros comerciais (Retirado de VISHAY, 2006)...	44
Figura 2.3 – Ponte de Wheatstone (Retirado de ALMEIDA, 1996).....	45
Figura 2.4 – Seção transversal da célula de carga.....	47
Figura 2.5 – Corpo da célula de carga.....	48
Figura 2.6 – Corpo da célula de carga com cobertura termoretrátil.....	48
Figura 2.7 – Célula de carga montada.....	49

Figura 2.8 – Vista frontal da sandália utilizada .....	50
Figura 2.9 – Vista traseira da sandália utilizada .....	50
Figura 2.10 – Vista frontal da sandália instrumentada .....	51
Figura 2.11 – Vista lateral da sandália instrumentada.....	51
Figura 2.12 – Sandália aberta e com regulação nas tiras .....	52
Figura 2.13 – Sandálias com chapa metálica sob o solado e palmilha metálica .....	52
Figura 2.14 – Detalhe das palmilhas metálicas .....	53
Figura 2.15 – Palmilhas metálicas após furos para alívio de peso.....	53
Figura 2.16 – Versão final das sandálias instrumentadas .....	53
Figura 2.17 – Esquema do filtro em hardware utilizado .....	54
Figura 2.18 – Curva de resposta em frequência do filtro.....	54
Figura 2.19 – Placa com o circuito do filtro .....	55
Figura 2.20 – Esquema do circuito utilizado.....	56
Figura 2.21 – Placa com o circuito montado .....	56
Figura 2.22 – Placas de circuito de interface na caixa .....	57
Figura 2.23 – Circuito de interface já conectado à placa de aquisição de dados .....	57
Figura 2.24 – Interface do circuito com os transdutores.....	57

Figura 2.25 – Montagem para calibração do eletrogoniômetro.....	59
Figura 2.26 – Curva de calibração do eletrogoniômetro do joelho direito .....	59
Figura 2.27 – Curva de calibração do eletrogoniômetro do joelho esquerdo.....	60
Figura 2.28 – Montagem para calibração das células de carga.....	61
Figura 2.29 – Curva de calibração da célula de carga do retropé direito.....	62
Figura 2.30 – Curva de calibração da célula de carga do antepé direito .....	62
Figura 2.31 – Curva de calibração da célula de carga do retropé esquerdo.....	62
Figura 2.32 – Curva de calibração da célula de carga do antepé esquerdo .....	63
Figura 2.33 – Tela “Principal” .....	65
Figura 2.34 – Tela “Ângulos” .....	65
Figura 2.35 – Tela “Forças” .....	66
Figura 2.36 – Exemplo de arquivo de gravação .....	68
Figura 2.37 – Diagrama de blocos para a gravação .....	69
Figura 2.38 – Diagrama de blocos para controle da EENM na marcha.....	70
Figura 3.1 – Sistema montado em indivíduo saudável .....	72
Figura 3.2 – Gráfico com ângulos dos joelhos no indivíduo saudável .....	73

Figura 3.3 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé direito no indivíduo saudável .....	73
Figura 3.4 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé esquerdo no indivíduo saudável .....	73
Figura 3.5 – Exemplo de função sigmóide .....	74
Figura 3.6 – Diagrama da topologia da rede neural utilizada no treinamento .....	75
Figura 3.7 – Gráfico com ângulos dos joelhos no primeiro indivíduo lesado medular .....	77
Figura 3.8 – Gráfico com forças de reação do solo para o.....	78
Figura 3.9 – Gráfico com forças de reação do solo para o.....	78
Figura 3.10 – Montagem do sistema no segundo indivíduo lesado medular.....	79
Figura 3.11 – Gráfico com ângulos dos joelhos no segundo indivíduo lesado medular .....	80
Figura 3.12 – Gráfico com forças de reação do solo para o.....	80
Figura 3.13 – Gráfico com forças de reação do solo para o.....	81
Figura 4.1 – FSR utilizado (Adaptado de INTERLINK, 2005).....	82
Figura 4.2 – Palmilha instrumentada utilizando FSR.....	83
Figura 4.3 – Circuito utilizado para FSR (Retirado de INTERLINK, 2005) .....	83

Figura 4.4– Calibração da palmilha instrumentada..... 84

# LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Valores dos ganhos para os amplificadores .....	61
Tabela 3.1 – Características do indivíduo saudável utilizado para teste .....	71
Tabela 3.2 – Características do primeiro indivíduo lesado medular utilizado para teste .....	77
Tabela 3.3 – Características do segundo indivíduo lesado medular utilizado para teste .....	79

# LISTA DE SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
$C_i$	Vértebras da parte cervical da coluna, com $i$ variando de 1 a 7
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
FSR	<i>Force Sensing Resistor</i>
I/O	Input/Output
$L_i$	Vértebras da parte lombar da coluna, com $i$ variando de 1 a 5
RNA	Rede Neural Artificial
$S_i$	Vértebras da parte sacral da coluna, com $i$ variando de 1 a 5
SNC	Sistema Nervoso Central
$T_i$	Vértebras da parte torácica da coluna, com $i$ variando de 1 a 12

# LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}$	Grau
J	Joule
$n$	Número de entradas do neurônio
$w_i$	Peso sináptico do neurônio, com $i$ variando de 1 a $n$
$x_i$	Entrada no neurônio, com $i$ variando de 1 a $n$
$\theta$	Limiar ( <i>threshold</i> ) do neurônio
$y$	Saída no neurônio
$\Sigma$	Agregação
Hz	Hertz
$\mu\text{m}$	Mícron
mm	Milímetro
ms	Micro segundo
gf	Grama-força
k $\Omega$	Kilo ohm
$k$	Constante característica do extensômetro ( <i>gage factor</i> )
$\Omega$	Ohm
$R$	Resistência elétrica do fio, em $\Omega$
$\Delta R$	Variação da resistência elétrica do fio, em $\Omega$
m	Metro
$\varepsilon$	Deformação específica (m/m) do fio
V	Volt

$E$	Alimentação da ponte, excitação, em V
$R_i$	Resistências elétricas fixas, ou extensômetros
$E_o$	Saída da ponte, sinal de saída, em V
MPa	Mega pascal
N	Newton
kg	Kilograma
$P$	Pressão aplicada à peça, em N/mm <sup>2</sup>
$F$	Força aplicada à peça, em N
$A$	Área da seção transversal da peça, em mm <sup>2</sup>
$P_{MAX}$	Pressão máxima aplicada à peça, em N/mm <sup>2</sup>
$F_{MAX}$	Força máxima aplicada à peça, em N
$A_{MIN}$	Área mínima da seção transversal da peça, em mm <sup>2</sup>
$\pi$	Número pi
$r_{ext}$	Raio externo da seção transversal da peça, em mm
$r_{int}$	Raio interno da seção transversal da peça, em mm
Kgf	Kilograma-força
s	Segundo
b1	Vetor de limiares para os neurônios da camada escondida
b2	Vetor de limiares para os neurônios da camada de saída
W1	Matriz de pesos para os neurônios da camada escondida
W2	Matriz de pesos para os neurônios da camada de saída

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	19
1.1 A MARCHA	19
1.2 LESÃO MEDULAR	25
1.3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM)	28
1.4 SISTEMAS DE CONTROLE PARA EENM	31
1.5 OBJETIVO	36
<b>2 MATERIAL E MÉTODOS</b>	38
2.1 HARDWARE	38
2.1.1 DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS DE ENTRADA	38
2.1.2 DETERMINAÇÃO DOS TRANSDUTORES	40
2.1.2.1 ÂNGULOS DE ARTICULAÇÕES	40
2.1.2.2 FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO	42
2.1.3 CONSTRUÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA	46
2.1.4 CONSTRUÇÃO DO CIRCUITO DE INTERFACE	54
2.1.5 CALIBRAÇÃO DOS TRANSDUTORES	58
2.1.5.1 ELETROGONIÔMETROS	58
2.1.5.2 CÉLULAS DE CARGA	60
2.2 SOFTWARE	63
2.2.1 MÓDULO DE MONITORAMENTO	64
2.2.2 MÓDULO DE CONTROLE	69
<b>3 RESULTADOS</b>	71

3.1 TESTE EM INDIVÍDUO SAUDÁVEL	71
3.2 TESTE EM INDIVÍDUO PORTADOR DE LESÃO MEDULAR	76
<b>4 DISCUSSÃO</b>	<b>82</b>
<b>5 CONCLUSÕES</b>	<b>90</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>91</b>
<b>APÊNDICE A – DESENHOS</b>	<b>96</b>
<b>APÊNDICE B – SOFTWARE</b>	<b>98</b>

# CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

## 1.1 – A Marcha

A marcha pode ser definida como uma forma de progressão bípede na qual movimentos repetitivos dos membros inferiores alternam períodos de suporte duplo, e suporte único. O suporte duplo é caracterizado pelo contato com o solo por ambos os pés, enquanto no suporte único apenas um pé sustenta o corpo e o outro sofre movimento (WALL, 2001).

Na marcha humana, a combinação de aceleração e desaceleração do corpo durante o movimento e o controle do deslocamento vertical do seu centro de massa têm o objetivo de minimizar o gasto de energia. Durante as elevações, há um acúmulo de energia potencial, que é transformada em energia cinética, para que haja progressão do corpo, e este ciclo se repete ao longo da marcha (INMAN, 2000).

No ato de caminhar, um ciclo de marcha começa quando o calcanhar do membro de referência contata a superfície de sustentação, e termina quando o calcanhar do mesmo membro contata novamente o solo. O ciclo de marcha é dividido em duas fases: apoio e balanço.

Na marcha normal, a fase de apoio constitui 60% do ciclo da marcha, e é definida como o intervalo em que o pé de referência está em contato com o solo. A fase de apoio no solo começa com o contato inicial do calcanhar e termina quando o pé deixa o solo.

A fase de balanço constitui 40% do ciclo. Esta fase é a porção do ciclo da marcha na qual o pé do membro de referência não está em contato com o solo. Ela inicia-se com a impulsão e termina com o calcanhar no solo. As Figuras 1.1 e 1.2 ilustram as fases da marcha humana.

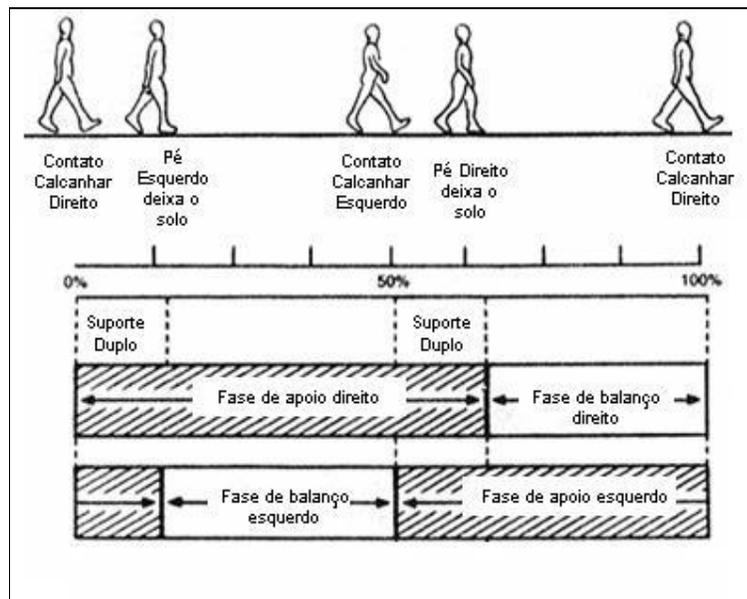


Figura 1. 1 – Fases da marcha (Adaptado de SUDARSKY,1990)



Figura 1. 2 – Fases da marcha (Adaptado de ARIEL, 2002)

Alguns fatores que influenciam na amplitude do movimento durante a marcha incluem: rotação pélvica horizontal, inclinação pélvica lateral, flexão leve do joelho (FRANCA, 2003).

O comitê de análise da marcha do Centro Médico Rancho Los Amigos desenvolveu uma terminologia genérica para as fases funcionais da marcha, que a divide em 8 fases, constituindo 3 tarefas. São elas:

- **Aceitação de peso** – constituída por Contato inicial, e Resposta à carga;
- **Suporte único** – constituída por Meio da fase de suporte, e Final da fase de suporte;
- **Avanço da perna** – constituída por Pré-balanço, Balanço inicial, Meio da fase de balanço, e Final da fase de balanço.

As fases acima podem ser vistas na Figura 1.2.

Os parâmetros mais acessíveis para a descrição do desempenho da marcha são os parâmetros temporais e espaciais, cujo conjunto é denominado *características da passada*. Este conjunto, de acordo com Perry (1992), consiste de:

- Velocidade da marcha;
- Comprimento da passada;
- Taxa de passos (cadência);
- Período da passada (tempo de ciclo);
- Tempos dos períodos de balanço e apoio.

De acordo com Wall (2001), um marco na análise da locomoção humana foi a possibilidade de se registrar e reproduzir imagens em movimento. Eadweard Muybridge desenvolveu esta técnica, utilizando-a primeiramente em equinos. O método era constituído por múltiplas câmeras, que capturavam imagens fotográficas imóveis, e em seguida estas imagens eram colocadas em seqüência, com uma

freqüência elevada. Desde então, este campo do conhecimento vem sofrendo um crescimento acelerado.

Ainda de acordo com Wall (2001), a cinematografia logo deu lugar à videografia. Primeiramente, a velocidade e aceleração dos movimentos eram determinadas sabendo-se a velocidade dos quadros. Com o desenvolvimento da tecnologia eletrônica, as imagens puderam ser digitalizadas e analisadas utilizando-se computadores, possibilitando realizar análise de movimentos tridimensionais. Os computadores ajudaram também a capturar simultaneamente, durante a análise cinemática, dados de plataformas de força e eletromiógrafos.

As articulações dos membros inferiores realizam deslocamentos angulares nos três planos de movimento do corpo humano – Frontal, Sagital, e Transversal (Figura 1.3) durante a marcha. Porém, os movimentos mais significativos ocorrem no plano Sagital (WALL, 2001).

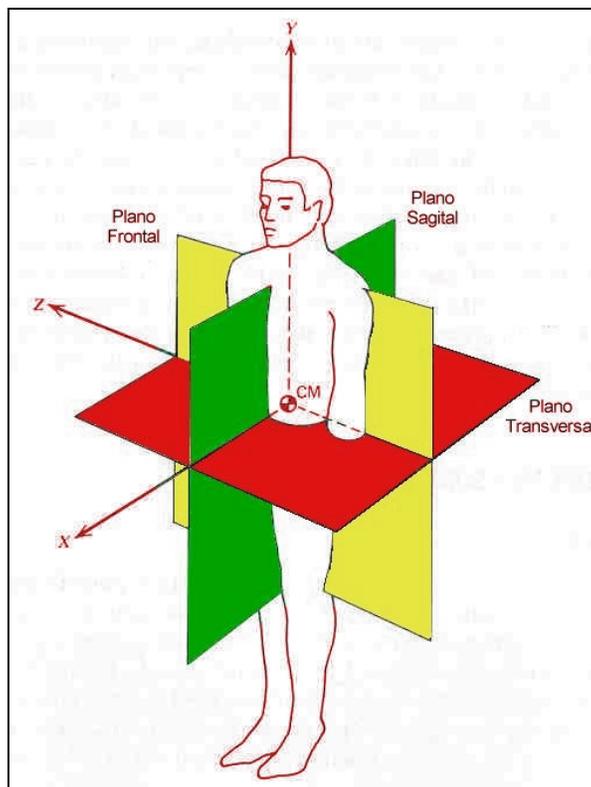


Figura 1.3 – Planos de movimento do corpo humano (Adaptado de WINTER, 1990)

Para este trabalho, um deslocamento angular importante é o das articulações dos joelhos. Quando o calcanhar toca o chão, o joelho está próximo do ponto neutro. Durante a fase de suporte duplo, há uma flexão de cerca de  $20^\circ$ , e no suporte único, o joelho é estendido, sendo que por volta de 40% do ciclo da marcha ele está quase no ponto neutro novamente. O ponto de máxima flexão (cerca de  $65^\circ$ ) é então atingido rapidamente, na metade do balanço. Esta flexão, somada com a flexão do quadril e a dorsiflexão do tornozelo, encurta o membro inferior para permitir o afastamento do pé durante a fase de balanço. Após a metade do balanço, o joelho estende-se rapidamente em preparação para um novo contato do calcanhar (WALL, 2001).

Os gráficos que representam movimentos angulares das articulações são comumente denominados goniogramas. O goniograma do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante a marcha está representado na Figura 1.4.

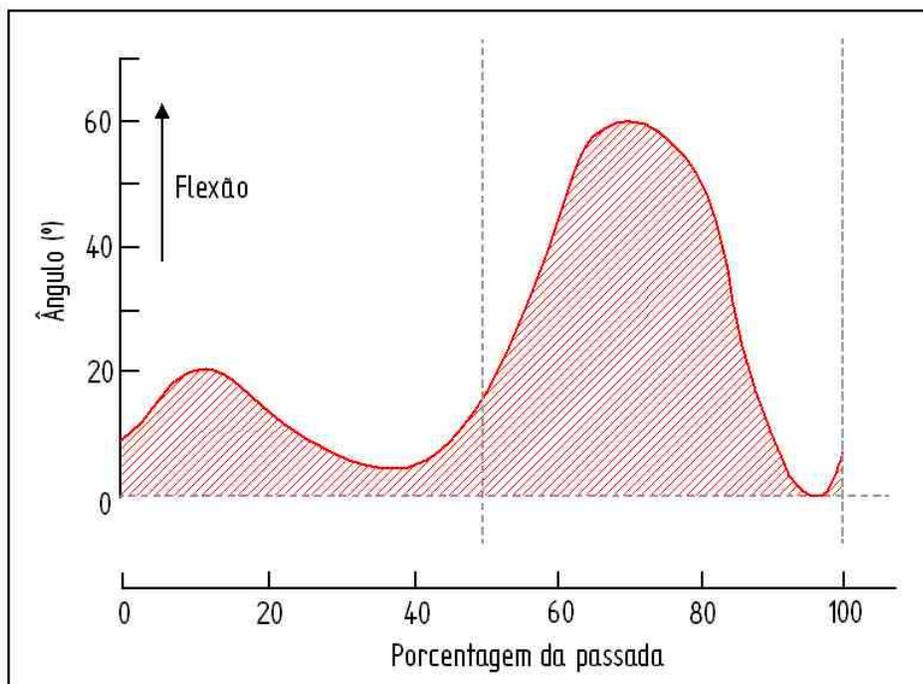


Figura 1.4 – Goniograma do deslocamento angular do joelho no plano sagital (Adaptado de WALL, 2001)

Segundo Wall (2001), as forças externas que devem ser consideradas durante a marcha são a força da gravidade e as forças de reação do solo geradas quando o pé está em contato com o chão. Para este trabalho, o foco para a análise de marcha será dado nas forças de reação do solo. Esta força é resultante da compensação do solo à força causada pela aceleração da gravidade sobre a massa do corpo, uma vez que o corpo está em repouso e deve permanecer em estado de equilíbrio. Seus componentes atuam nos três planos ortogonais.

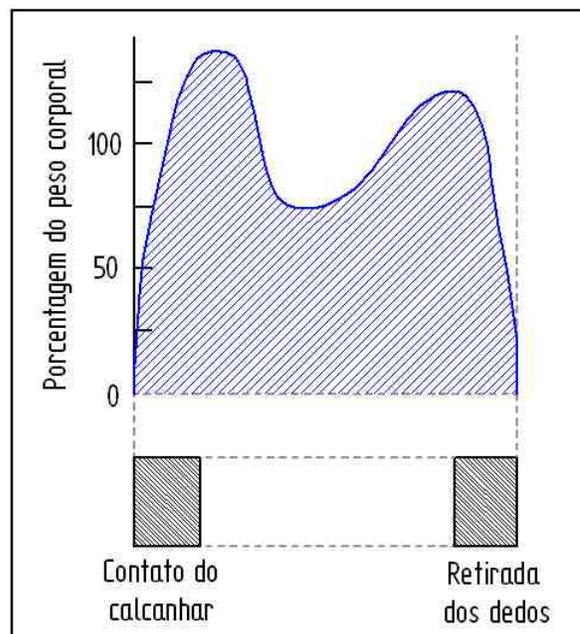


Figura 1.5 – Forças de reação do solo na direção vertical durante a fase de apoio do ciclo da marcha (Retirado de WALL, 2001)

Em termos de magnitude, o componente vertical é de longe o maior, e será o único considerado neste trabalho. Como pode ser visto na Figura 1.5, quando ocorre contato com o solo, este componente aumenta rapidamente até aproximadamente 125 por cento do peso corporal. Durante a metade do apoio, cai para aproximadamente 75 por cento do peso corporal, e então o ultrapassa novamente durante a fase de suporte duplo, logo antes do balanço (WALL, 2001).

Alguns grupos de pesquisa da locomoção humana em grandes universidades desenvolvem trabalhos de levantamentos de dados com diferentes tipos de indivíduos, e compilam estes levantamentos na forma de bancos de dados. Os grupos do Dr. Dr. Chris Kirtley (CGA, 2008), da Universidade de Southampton (SOUTHAMPTON, 2004) e do Instituto de Automação da Academia Chinesa de Ciências (CASIA, 2005) desenvolveram bancos de dados para a marcha humana, tanto saudável quanto patológica, e os resultados são muito úteis para pesquisas em todo o mundo.

Algumas patologias podem afetar a marcha do indivíduo acometido, originando as chamadas marchas patológicas. Para este trabalho, será tratado sobre uma destas patologias – a lesão medular.

## **1.2– Lesão Medular**

Um evento traumático – como um acidente de trânsito, mergulho, agressão com arma de fogo, ou queda – pode resultar na lesão das estruturas medulares, e interromper a passagem de estímulos nervosos através da medula, caracterizando a lesão medular traumática. A lesão pode ser completa – quando não existe movimento voluntário abaixo do nível da lesão, ou incompleta – quando há algum movimento voluntário ou sensação abaixo do nível da lesão. A lesão medular também pode ser não-traumática, quando for causada por doenças, como por exemplo, hemorragias, tumores e infecções por vírus (DEFICIENTE, 2004).

O sistema nervoso central (SNC) é formado pela medula espinhal e pelo encéfalo. A medula é constituída por células nervosas (neurônios) e por longas fibras nervosas chamadas axônios, que são prolongamentos dos neurônios e formam as vias espinhais. As vias descendentes conduzem sinais gerados no cérebro relacionados com o movimento e o controle visceral (sistema nervoso autônomo). As vias ascendentes conduzem sinais relacionados com a sensibilidade, que são gerados na periferia e são levados para o cérebro. Muitos dos axônios são envolvidos por bainhas que contêm uma substância complexa constituída por gordura, chamada mielina, que possibilita uma condução mais rápida dos estímulos nervosos. Os neurônios estão localizados na parte mais central da medula, na substância cinzenta medular. Neurônios localizados nas porções mais posteriores são relacionados com a sensibilidade, enquanto que os localizados nas porções anteriores são relacionados com o movimento (DEFICIENTE, 2004).

A coluna vertebral é classificada em (LESAOMEDULAR, 2003):

- **Cervical**, composta por 7 vértebras (C1 a C7), correspondendo à parte do pescoço;
- **Torácica**, composta por 12 vértebras (T1 a T12) e que corresponde à região do tórax;
- **Lombar**, formada por 5 vértebras (L1 a L5), correspondendo à parte abdominal;
- **Sacral**, onde as vértebras são unidas, formando um osso único dividido em 5 níveis (S1 a S5).

Nas lesões medulares completas há paralisia, perda de todas as funções sensitivas (tátil, dolorosa, para temperatura, pressão e localização de partes do corpo no espaço) abaixo da lesão, e alteração do controle esfinteriano (urinário e

fecal). As lesões cervicais altas determinam tetraplegia (paralisia dos quatro membros). Na tetraplegia, a insuficiência respiratória é freqüente, devido ao comprometimento do nervo que comanda a contração do diafragma (nervo frênico). Nas lesões cervicais baixas observa-se paralisia dos membros inferiores e das mãos. Nas torácicas a paralisia é de membros inferiores (DEFICIENTE, 2004).

De acordo com Bromley (1997), paraplegia é a paralisia parcial ou completa de ambas as extremidades inferiores e todo ou parte do tronco, como resultado do dano à medula espinhal torácica ou lombar, ou às raízes sacrais.

De acordo com os níveis de lesão, os indivíduos apresentam diferentes seqüelas e funções remanescentes. Segue a descrição de pacientes com paraplegia dos níveis T-5 a T-12, L-2 a L-5, e S-1 a S-2:

Lesões de nível T-1 são as primeiras que apresentam função manual normal. Lesados T-1 normalmente podem realizar todas as funções de um indivíduo saudável, com a exceção de ficar de pé e andar. Pacientes T2-T5 possuem movimento parcial do tronco, são capazes de ficar de pé (com auxílio de órteses longas para perna e um andador), e caminhar por distâncias curtas, com assistência. Pacientes T6-T12 também possuem força muscular abdominal parcial, são capazes de caminhar distâncias curtas, com auxílio de órteses longas para perna e um andador ou muletas (REHABTEAMSITE, 2001).

A maioria dos pacientes lombares são independentes de cadeiras-de-rodas e podem ambular. Pacientes L-2 possuem todos os movimentos do tronco e quadris, e pacientes L-3 possuem extensão de joelho. Eles são capazes de caminhar distâncias maiores, com auxílio de órteses longas para perna e muletas. Pacientes L-4 e L-5 são capazes de caminhar com auxílio de órteses para tornozelo e

bengalas, e podem utilizar cadeiras-de-rodas para distâncias longas (REHABTEAMSITE, 2001).

Pacientes S-1 e S-2 caminham em qualquer superfície, normalmente sem o uso de órteses (REHABTEAMSITE, 2001).

No Brasil, de acordo com o Censo Demográfico de 2000, há 955.287 pessoas com tetraplegia, paraplegia ou hemiplegia permanente. Destes, 527.439 são homens e 427.848 são mulheres. Com relação à situação do domicílio, 790.153 pessoas vivem na zona urbana e 165.134 vivem na zona rural (IBGE, 2000).

A reabilitação convencional apresenta limitações no tratamento de lesados medulares. Um dos mais promissores métodos para compensar essas limitações é a Estimulação Elétrica Neuro Muscular, que apesar de ter sido criada há quase 40 anos, somente com o avanço da tecnologia mostrou eficiência na reabilitação de lesados medulares (POPOVIC et al., 2001).

### **1.3– Estimulação Elétrica Neuro Muscular (EENM)**

A Estimulação Elétrica Neuro Muscular (EENM) visa a obtenção de contrações musculares, ativando-se os nervos por meio de correntes de baixo nível. Quando fibras nervosas de grupos específicos de músculos são estimuladas em uma seqüência correta, pode-se obter como resultado a geração de movimentos funcionais, impossíveis de serem realizados naturalmente após uma lesão medular. (CASTRO, 2000).

Esta técnica pode ser utilizada para fins terapêuticos, visando o condicionamento e fortalecimento muscular, redução de espasticidade e facilitação da função motora voluntária, entre outros (POPOVIC et al., 2001). Contudo, a divulgação desta técnica tem sido mais ampla no que se refere à restauração de movimentos funcionais em pacientes lesados medulares (paraplégicos e tetraplégicos) (CASTRO, CLIQUET JUNIOR, 2000) e naqueles que sofreram acidente vascular cerebral (AVC) e apresentam como seqüela a hemiplegia, objetivando a marcha e/ou a preensão (BOGOTAJ et al., 1997; HOSHIMIVA, MATSUKI, HANDA, 1998; MOURSELAS, GRANAT, 1998; QUINTERN, RIENER, RUPPRECHT, 1997).

No caso da marcha estimulada via EENM, alguns resultados obtidos após treinamento realizado com lesados medulares utilizando esteira incluem: aumento da taxa de formação óssea em tetraplégicos (CARVALHO et al., 2006a) e aumento da resposta metabólica e cardiorespiratória em tetraplégicos completos (CARVALHO et al., 2006b).

Os nervos motores podem ser estimulados utilizando-se eletrodos de superfície (não-invasivos) ou implantados diretamente no nervo ou músculo ou ainda através da pele (invasivos). A estimulação transcutânea é realizada com eletrodos auto-adesivos, que são colocados na pele sobre o ponto motor dos músculos ou nervos. A estimulação percutânea usa eletrodos implantados, que são acoplados aos nervos ou aos músculos próximos aos nervos.

Com eletrodos de estimulação implantados, pode-se obter uma seletividade muscular maior, comparada aos de superfície. Além disso, outra vantagem oferecida por eletrodos implantados é que, uma vez implantados, requerem menos tempo para montar e desmontar o sistema de estimulação (POPOVIC et al., 2001).

No entanto, eletrodos implantados apresentam algumas desvantagens, como: necessidade de grande precisão no posicionamento, tempo de vida imprevisível, além do fato do eletrodo positivo dever ser posicionado sobre a pele. Além disso, há limitação da corrente elétrica e dificuldade na mudança de posicionamento, uma vez implantados (VOSSIUS, 1986).

Por outro lado, um sistema superficial não requer intervenção cirúrgica. Esta característica permite ao paciente remover o sistema facilmente, o que não é possível com sistemas implantados. Além disso, sistemas de estimulação superficiais podem ser aplicados em um estágio de reabilitação mais inicial (POPOVIC et al., 2001), e servem para áreas musculares maiores (VOSSIUS, 1986).

As principais desvantagens de sistemas de estimulação superficiais são: menor especificidade na seleção muscular, necessidade de serem trocados regularmente, incapacidade de estimular músculos profundos, necessidade de altas correntes, além da possibilidade de estimulação indesejada de receptores da dor (VOSSIUS, 1986).

A EENM já é conhecida desde a antiguidade. Porém, começou a ser estudada de forma mais sistemática a partir de 1765, aproximadamente. Nessa época o famoso jarro de Leyden – considerado o primeiro capacitor construído, capaz de armazenar até 1 J de energia – foi inventado, fato que foi o pré-requisito para a estimulação elétrica quantitativa (INRICH, 1986).

Porém, os fundamentos para a EENM vêm desde a Antigüidade. O peixe torpedo (*torpedo marmorata*), que oferece choques de até 220 V já era mencionado nos manuscritos de Platão (427-347 d.C.) para o tratamento da dor de cabeça e gota. Ao longo do tempo, a eletroterapia foi aplicada em um grande número de

casos, desde ressuscitação até tratamento de impotência, muitas vezes de forma experimental, ou apenas com intuito de enganar as pessoas que procuravam cura para os mais diversos problemas (INRICH, 1986).

A partir daí foram sendo desenvolvidos dispositivos cada vez mais complexos, visando à estimulação de grupos musculares para fins específicos, chegando aos sistemas que hoje conhecemos como neuropróteses.

No entanto, assim como em outras terapias, na aplicação da estimulação elétrica neuro muscular o terapeuta deve sempre manter em mente a segurança, e deve respeitar as tolerâncias e limitações do paciente (BENTON et al., 1981).

Algumas destas limitações podem ser amenizadas utilizando-se suspensão parcial de peso durante a marcha auxiliada por EENM, realizada sobre a esteira. Esta técnica apresenta alguns benefícios, facilitando a marcha, tornando-a mais estável e controlando a liberação do peso de acordo com a capacidade dos membros inferiores de cada paciente (CARVALHO et al., 2006b).

Atualmente, a EENM vem sendo aplicada em laboratórios em todo o mundo, em especial na reabilitação de lesados medulares. Como consequência, técnicas para controle da estimulação cada vez mais avançadas têm surgido, no intuito de amenizar as diferenças entre o movimento estimulado e o movimento natural.

#### **1.4– Sistemas de Controle para EENM**

Atualmente, a maior parte dos sistemas de EENM para restauração da locomoção utiliza um método de controle em malha aberta, acionado manualmente.

Nestes sistemas, a intervenção manual e controle biológico se complementam. Deste modo, fatores como fadiga muscular, espasticidade ou mudanças nas condições ambientais podem ser corrigidos (KOSTOV, ANDREWS, POPOVIC, 1995).

Nestes sistemas em malha aberta, o controle da estimulação é normalmente realizado utilizando-se chaves, acionadas pelas mãos ou dedos, que ligam e desligam os estímulos em cada conjunto de eletrodos. Desta forma, o controle das funções dos membros inferiores (no caso deste trabalho, a realização da marcha) se dá totalmente dependente da manipulação dos dedos (GRAUPE, KOHN, BASSEAS, 1989; GRAUPE, 1989).

O acionamento manual na estimulação é simples em sua implementação e treinamento. Porém, este tipo de controle é não-natural, pois há necessidade de chaves acopladas ao paciente ou ao seu andador, limitando assim a utilização das mãos. Além disso, há necessidade da concentração do paciente em seus dedos, quando o foco deveria ser dado primordialmente à sua postura. Sendo assim, podem ocorrer situações em que o paciente, não estando totalmente ciente da sua postura, acione um passo no momento incorreto, resultando em perda de equilíbrio e queda (GRAUPE, KOHN, BASSEAS, 1989; GRAUPE, 1989).

Há outros sistemas de EENM, que utilizam controle em malha aberta baseado em seqüências de ativação muscular armazenadas previamente. As seqüências utilizadas baseam-se em padrões médios de eletromiografia (EMG), e estão associadas às fases do ciclo de marcha para um sujeito saudável (KOSTOV, ANDREWS, POPOVIC, 1995).

Porém, sistemas como estes também apresentam uma grande desvantagem: o controlador não recebe informação sobre o estado atual do sistema. Sendo assim,

torna-se necessária a atuação contínua do usuário, para que o sistema funcione bem. Isto limita a sua utilidade para situações em que o usuário pode despende sua completa atenção para a operação do sistema, ou casos em que houver disponibilidade de terapeutas para realizar esta operação (KOSTOV, ANDREWS, POPOVIC, 1995; GRAUPE, 1989).

No caso da marcha suspensa utilizando esteira, auxiliada por EENM, há necessidade da intervenção de quatro terapeutas, sendo dois para estabilizar os joelhos do paciente, e mais dois para direcionar os pés e acionar manualmente as chaves que controlam o estimulador.

Tendo em vista esta dificuldade, há necessidade de sistemas que trabalhem de forma autônoma, para aplicações que incluam marcha assistida por EENM. Para tal, torna-se necessário o desenvolvimento de algoritmos apropriados para controle da estimulação em malha fechada (KOSTOV, ANDREWS, POPOVIC, 1995).

De acordo com Scott e Haugland (2001), os sistemas de controle para estimulação de membros inferiores são fundamentalmente dispositivos controlados por estados. A justificativa é a mesma citada anteriormente – o controle proporcional consciente neste caso requer demasiada atenção do paciente, podendo desta forma distraí-lo de outras questões muito mais importantes, como sua segurança.

O controle da EENM apresenta diversos desafios. Primeiramente, as características da resposta muscular são não-lineares e variantes com o tempo, ou seja, a resposta de um músculo estimulado varia não-linearmente quando há fadiga. Além disso, conforme os músculos tornam-se mais fortes e mais resistentes à fadiga, sua resposta à EENM também varia, devido ao seu efeito de treinamento. Em segundo lugar, indivíduos portadores de lesão medular podem ter alguns reflexos motores preservados, além de espasticidade. Ambos podem provocar

respostas inesperadas, como posições de flexão muscular anormais, além de poderem impedir alguns movimentos de articulações. Em terceiro lugar, o sistema neuro muscular é altamente acoplado, ou seja, ângulos de articulações, forças, torques, etc. são interdependentes. Finalmente, há uma defasagem de tempo considerável entre estimulação e contração muscular, além das defasagens devidas ao processamento e transmissão de informações envolvidas no sistema de EENM (KOSTOV, ANDREWS, POPOVIC, 1995).

Segundo Abbas e Riener (2001), os avanços na tecnologia e engenharia devem propiciar melhorias no desempenho dos sistemas de controle de EENM. O futuro destes sistemas deverá caminhar rumo aos sistemas de controle que imitam os processos de controle biológicos.

Uma abordagem para controle de EENM que vem sendo bastante utilizada, e que tem se mostrado eficaz é feita utilizando-se Redes Neurais Artificiais (RNAs).

RNAs são sistemas baseados na estrutura do cérebro humano, que utilizam unidades de processamento, capazes de calcular funções matemáticas não-lineares. Estas unidades são organizadas em camadas, interligadas por conexões, e ponderadas por pesos sinápticos. Sua característica principal é a capacidade de aprender a partir de um conjunto de dados utilizado como exemplo, e então realizar a generalização, extrapolando o comportamento extraído do treinamento, e utilizando-o de forma autônoma para casos semelhantes (BRAGA, LUDERMIR, CARVALHO, 2000).

A Figura 1.6 apresenta o modelo de neurônio artificial proposto por McCulloch e Pitts (1943), onde  $n$  é o número de entradas do neurônio,  $w_i$  é o peso associado à entrada  $x_i$ ,  $\theta$  é o limiar do neurônio, e  $y$  é a saída do neurônio. O símbolo  $\Sigma$  representa agregação.

As RNAs são classificadas de acordo com sua arquitetura (maneira na qual os neurônios estão arranjados), que está fortemente relacionada com o algoritmos utilizado para o treinamento da rede. Os principais exemplos de arquiteturas são:

- Redes *Feedforward* (Camada única): possuem uma camada de entrada, e uma camada de neurônios que funciona como camada de saída;
- Redes *Feedforward* (Multicamadas): possuem uma ou mais camadas escondidas de neurônios, onde é feita a maioria do processamento;
- Redes Recorrentes: possuem retro-alimentação entre neurônios de camadas diferentes;
- Estrutura *Lattice* (Reticulada): funcionada como uma rede *Feedforward* cujos neurônios são arranjados em linhas e colunas.

Para uma RNA, sua topologia representa o número de neurônios em cada camada, as funções de ativação para os neurônios, e o algoritmo de treinamento utilizado (que pode ser supervisionado – a rede é treinada para fornecer a saída desejada a um estímulo de entrada específico, ou não-supervisionado – a rede se auto-organiza em relação às particularidades do conjunto de dados de entrada).

A Figura 1.7 apresenta um exemplo de arquitetura de RNAs do tipo camada única e um do tipo multicamada.

De acordo com Braga, Ludermir e Carvalho (2000), a tendência para o futuro é cada vez mais a computação e a Biologia caminharem juntas. Desta forma, os sistemas biológicos inspirarão o desenvolvimento de novas arquiteturas de RNAs, assim como os avanços na computação poderão beneficiar a Biologia.

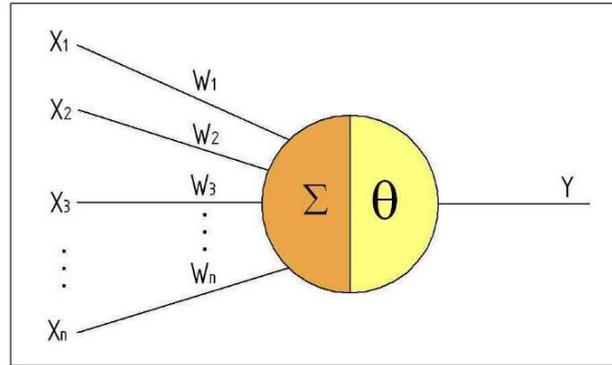


Figura 1.6 – Neurônio de McCulloch-Pitts  
(Adaptado de BRAGA, LUDERMIR, CARVALHO, 2000)

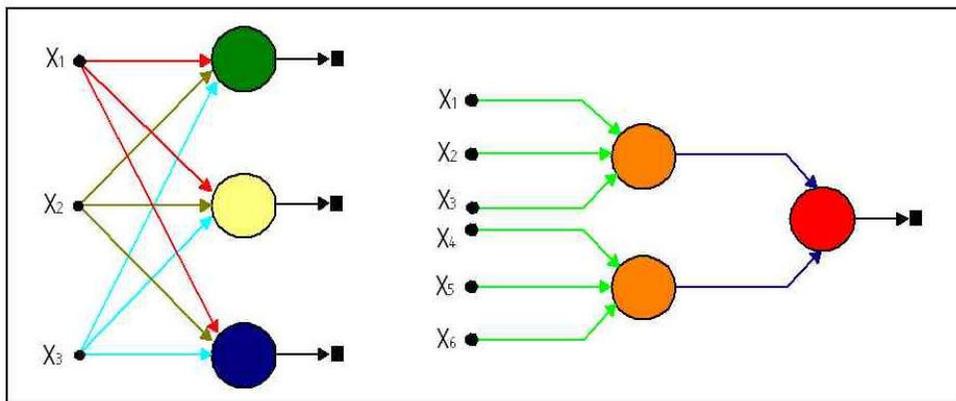


Figura 1.7 – Exemplos de Arquiteturas de RNAs  
(Adaptado de BRAGA, LUDERMIR, CARVALHO, 2000)

## 1.5– Objetivo

Tendo em vista os aspectos citados anteriormente, este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para monitoramento de variáveis relacionadas à análise da marcha, bem como controle em malha fechada da EENM na marcha. Este sistema será integrado ao equipamento de EENM (estimulador elétrico de 4 canais com eletrodos de superfície), que já é utilizado normalmente no

Laboratório de Marcha do Hospital das Clínicas da Unicamp, para reabilitação de lesados medulares. O sistema completo será aplicado para auxiliar os terapeutas durante a realização da marcha auxiliada por EENM, utilizando esteira e suspensão de peso.

# CAPÍTULO 2 – MATERIAL E MÉTODOS

## 2.1 – Hardware

### 2.1.1 – Determinação das Variáveis de Entrada

A primeira etapa do desenvolvimento deste trabalho consistiu em determinar as variáveis que seriam utilizadas como entradas na realimentação do sistema de controle em malha fechada.

Solberg (2000) propôs um modelo baseado nas posições linear e angular das pernas e torso. Porém, este modelo requer integração da aceleração para obtenção das posições lineares, o que representa uma complexidade para o controle, além de acarretar erros a partir da integração indevida de ruídos, causada por problemas como a perda do zero e as não-linearidades.

Outra abordagem utiliza forças de reação do solo nos pés e ângulo do tornozelo. Tong e Granat (1999) e Pappas et al. (2004) propuseram sistemas baseados nestas variáveis. Porém, assim como no caso dos acelerômetros, há necessidade de integração dos sinais dos giroscópios para obtenção dos ângulos, e a perda do zero é um fenômeno presente. No caso de Tong e Granat (1999), uma solução proposta foi um sistema automático de zeragem a cada ciclo de marcha, unido a um filtro passa-baixa, com frequência de corte de 0,3 Hz.

Popovic et al. (1998) afirmam que sistemas que utilizam apenas as forças de reação do solo não são capazes de caracterizar as fases da marcha de forma confiável. Os autores afirmam que o problema mais grave se dá pelo fato do sistema identificar a simples variação na distribuição do peso do indivíduo, enquanto está parado de pé, como um padrão de marcha. Os mesmos autores também afirmam seus estudos mostraram que forças de reação do solo, aliadas a ângulos (quadril, joelho e tornozelos) também não são capazes de caracterizar a marcha de forma satisfatória. O problema com esta configuração se deu pelo fato do sistema apresentar erros de identificação quando os indivíduos realizavam paradas curtas ou descansos durante a marcha. A proposta dos autores consiste em um sistema baseado em forças de reação do solo, inclinação do pé, e um sistema de zeragem dos sensores, a fim de identificar as fases da marcha.

Porém, em todos os casos citados, as forças de reação do solo foram utilizadas apenas como gatilhos, a fim de caracterizar a fase de apoio da marcha. A proposta para este trabalho foi utilizar as forças de reação do solo nos pés do indivíduo, não apenas como gatilhos, mas sim representadas no seu valor efetivo a cada instante de tempo. Para evitar problemas como previstos por Popovic et al. (1998), escolheu-se a variável ângulo de articulação do joelho como entrada complementar do sistema. Nesta escolha, levou-se em conta a maior facilidade de posicionamento dos transdutores, menor quantidade de ruído no sinal, e maior amplitude dos movimentos, quando comparados aos ângulos do quadril e tornozelo.

Desta forma, acredita-se que, utilizando os valores reais das forças de reação do solo nos pés aliadas aos ângulos de articulação dos joelhos, seja possível a caracterização satisfatória das fases do ciclo de marcha, e conseqüentemente o controle da EENM na marcha.

## 2.1.2 – Determinação dos Transdutores

Realizadas as escolhas das variáveis de entrada do sistema de controle, o próximo passo foi a determinação dos seus respectivos transdutores.

### 2.1.2.1 – Ângulos de articulações

Em seu estudo, Cunha (1999) realizou uma comparação entre alguns possíveis transdutores de ângulo, para utilização em uma prótese antropomórfica. Neste estudo, as seguintes considerações foram feitas:

Segundo o autor, os transdutores mais comuns, como os potenciométricos, os *encoders* absolutos ou incrementais não são tão atraentes, devido principalmente ao volume ocupado, quando se deseja utilizá-los diretamente nas juntas. Os transdutores baseados no uso de extensômetros (*strain gages*) também não são tão interessantes, pois interferem na dinâmica do movimento do membro, já que são baseados na deflexão de um material base, fixo nos dois segmentos entre os quais se deseja medir o ângulo relativo.

Uma solução é utilizar transdutores baseados na variação da indutância ou transdutores de efeito Hall. Construindo-se um disco ferromagnético dentado, é possível determinar a posição angular, observando a variação da indutância de um sensor colocado próximo a este disco. Os dentes não precisam ser construídos em toda circunferência do disco e, combinando-se dois sensores, é possível determinar

a direção do movimento. A precisão deste dispositivo é determinada principalmente pelo passo entre os dentes do disco. Porém, para ambos os casos, há problemas em relação à construção de dispositivos específicos para a aplicação deste trabalho.

Um outro tipo de transdutor que pode ser usado, aliando uma boa relação peso/volume/precisão são os eletrogoniômetros (*Shape Sensors*). Estes transdutores utilizam fibras óticas de 0,25 mm de diâmetro, tratadas de forma a perder por refração a luz transmitida, proporcionalmente à deflexão sofrida pelas fibras. Sua principal vantagem é que o pacote eletrônico de processamento do sinal pode ser colocado bem distante do ponto onde se deseja medir o ângulo, evitando excesso de peso na articulação. Além disso, os eletrogoniômetros possuem outras vantagens, como: podem passar pela linha neutra do objeto que se deseja medir, sem apresentar os problemas normalmente vistos com o uso de *strain gages*, possuem peso reduzido, são bipolares e imunes a possíveis torções.

Considerando-se as características dos transdutores citados, optou-se pela utilização dos *Shape Sensors*. O modelo utilizado foi o S700, do fabricante Measurand Inc. (MEASURAND, 2005). A Figura 2.1 ilustra o eletrogoniômetro utilizado. Este transdutor é montado nos membros inferiores do paciente utilizando-se tiras de velcro para posicionamento e fixação.

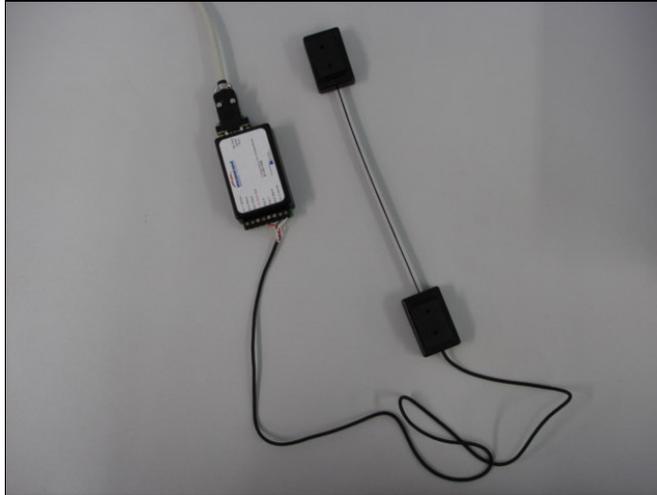


Figura 2.1 – Eletrogoniômetro (Shape Sensor) utilizado

#### 2.1.2.2 – Forças de reação do solo

Novamente baseando-se no estudo de Cunha (1999), foram considerados os seguintes modelos para transdutores de força:

Primeiramente, transdutores do tipo efeito Hall, que apresentam algumas vantagens, como: um sinal de saída contínuo, operação em uma alta faixa de frequência, pequeno atrito, sem contato mecânico, longa vida útil e boa tolerância a ruídos externos. Porém, transdutores deste tipo apresentam as mesmas dificuldades citadas no item anterior.

Outra opção considerada foram transdutores piezelétricos, cujo funcionamento é baseado na propriedade de piezeletricidade, que alguns materiais possuem: quando uma força é exercida sobre o material, este sofre uma deformação e em conseqüência gera uma diferença de potencial que é linear em relação à mudança de dimensão e vice versa. Medindo-se esta diferença de potencial, obtém-se então a

força exercida no transdutor. Estes transdutores apresentam uma resposta rápida (1ms) e muito pouca deflexão (em torno de 30  $\mu\text{m}$ ), porém possuem uma faixa de atuação de 1500 gf, valor muito abaixo do esperado nas forças de reação do solo.

Também foram considerados transdutores do tipo FSR (*Force Sensing Resistor*). Um FSR é um elemento sensor composto de três finas camadas (polímeros semi-condutores, espaçadores e eletrodos) que juntas proporcionam uma diminuição da resistência com o aumento de força. Estes transdutores possuem as seguintes características positivas: peso e volume reduzido, capacidade de deformar-se, moldando-se na superfície onde será aplicada a força, e uma simples eletrônica para processamento do sinal.

Leite (2003) desenvolveu em seu trabalho uma muleta instrumentada, capaz de detectar forças verticais aplicadas pelo paciente durante a marcha. Para este trabalho, foram aplicados, com sucesso, transdutores de força do tipo extensômetros.

O extensômetro elétrico, ou *strain gage*, é na sua forma mais completa, um resistor elétrico composto de uma finíssima camada de material condutor, depositado sobre um composto isolante. Este é então colado sobre a estrutura em teste. Como o *strain gage* é sensível às deformações oriundas das cargas presentes na estrutura, pode-se então estudá-las, medindo o comportamento de deformação no corpo. As tensões mecânicas são calculadas, considerando-se estas deformações e seu estado de orientação geométrica na peça. Uma vez que as forças dependem exclusivamente do tipo de material e geometria da estrutura, elas podem ser obtidas a partir das deformações na estrutura (MICRO, 1997). A Figura 2.2 ilustra diversos modelos de extensômetros comerciais.

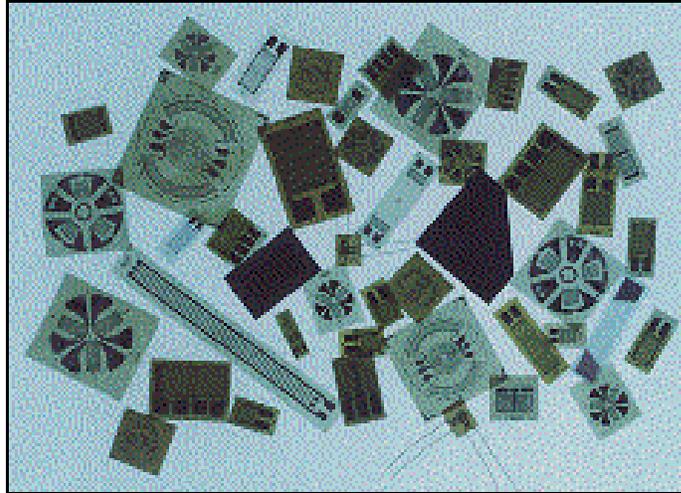


Figura 2.2 – Modelos de extensômetros comerciais (Retirado de VISHAY, 2006)

Na análise experimental de tensões as deformações específicas podem ser determinadas por meio da variação da resistência elétrica dada pela seguinte equação (ALMEIDA, 1996):

$$\frac{\Delta R}{R} = k\varepsilon \quad (1)$$

onde:

$k$  é a constante característica do extensômetro (*gage factor*);

$R$  é a resistência elétrica do fio, em  $\Omega$ ;

$\Delta R$  é a variação da resistência elétrica do fio, em  $\Omega$ ;

$\varepsilon$  é a deformação específica (m/m) do fio.

Neste caso, está sendo denominado de fio, o condutor da grade de medida do extensômetro.

Os extensômetros normalmente são ligados em forma de Ponte de Wheatstone, que pode ser, dependendo da aplicação,  $\frac{1}{4}$  de ponte (apenas 1 extensômetro ligado),  $\frac{1}{2}$  ponte (2 extensômetros ligados), ou ponte completa (4 extensômetros ligados). A Figura 2.3 representa uma Ponte de Wheatstone.

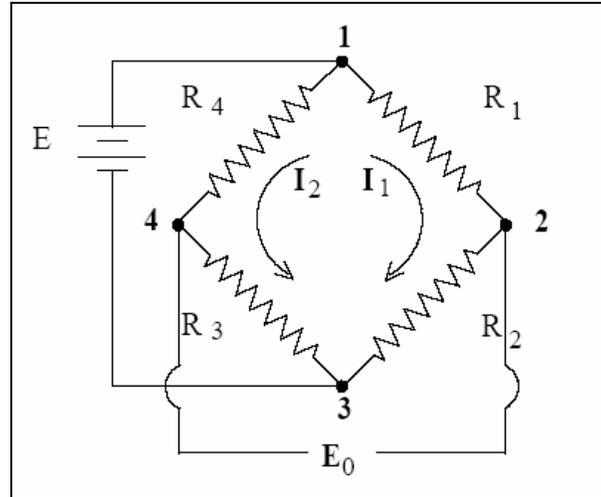


Figura 2.3 – Ponte de Wheatstone (Retirado de ALMEIDA, 1996)

onde:

$E$  é a alimentação da ponte, excitação;

$R_i$  são resistências elétricas fixas, ou extensômetros;

$E_o$  é o sinal de saída da ponte.

Uma desvantagem da utilização de extensômetros está no fato de necessitarem de um corpo rígido, que se deforma ao receber a força, para serem capazes de indicar a força exercida. Este fato inviabiliza a sua utilização na forma de palmilha instrumentada, como havia sido inicialmente idealizado. Deste modo, considerando as vantagens e desvantagens de cada tipo de transdutor e as necessidades para a aplicação, a solução encontrada foi a construção de células de carga utilizando extensômetros, com as menores dimensões axiais possíveis, e então montá-las no solado de um calçado.

### 2.1.3 – Construção das células de carga

Para a construção das células de carga, primeiramente foi necessário o dimensionamento do corpo de prova. O material utilizado foi o alumínio, por sua boa usinabilidade e massa reduzida. O diâmetro externo escolhido foi de 11 mm, estimado com base nas dimensões do calçado, e também dos pontos de contato desejados (retopé e antepé). Sabendo-se que a tensão de escoamento do alumínio vale  $140 \text{ MPa} = 140 \text{ N/mm}^2$ , foi considerada uma tensão de trabalho de  $70 \text{ N/mm}^2$ , a favor da segurança. Foi estipulada uma força máxima de trabalho de 1500 N, referente a uma massa de aproximadamente 150 kg. Com base nestes dados, foi feito o dimensionamento do anel da seção transversal necessário para atender às solicitações estipuladas, da seguinte forma:

$$P = \frac{F}{A} \quad (2)$$

$$P_{MAX} = \frac{F_{MAX}}{A_{MIN}} \quad (3)$$

$$70 = \frac{1500}{A_{MIN}} \Rightarrow A_{MIN} = 21,5 \text{ mm}^2$$

$$A_{MIN} = \pi(r_{ext}^2 - r_{int}^2) \quad (4)$$

$$21,5 = \pi(11^2 - r_{int}^2) \Rightarrow r_{int} = 10,7 \text{ mm}$$

onde:

$P$  é a pressão aplicada à peça, em  $\text{N/mm}^2$ ;

$F$  é a força aplicada à peça, em N;

$A$  é a área da seção transversal da peça, em  $\text{mm}^2$ ;

$P_{MAX}$  é a pressão máxima aplicada à peça, em  $\text{N/mm}^2$ ;

$F_{MAX}$  é a força máxima aplicada à peça, em N;

$A_{MIN}$  é a área mínima da seção transversal da peça, em  $mm^2$ ;

$r_{ext}$  é o raio externo da seção transversal da peça, em mm;

$r_{int}$  é o raio interno da seção transversal da peça, em mm.

Por questão de rigidez mecânica (levando os cálculos à risca, teríamos uma célula com espessura de parede de 0,3mm), convencionou-se utilizar um valor de  $r_{int} = 8,5mm$ , o que limita a pressão máxima permitida bem abaixo do valor da tensão de escoamento do alumínio, sempre a favor da segurança.

Deste modo, a seção transversal resultante está ilustrada na Figura 2.4.

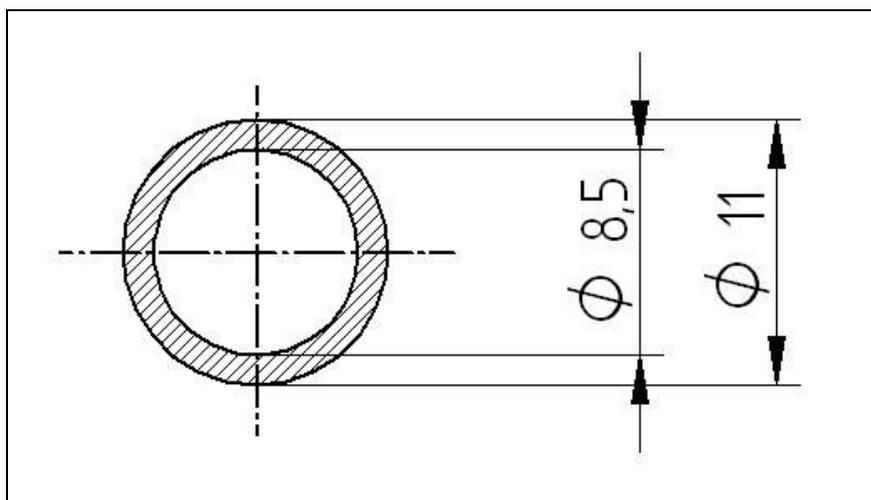


Figura 2.4 – Seção transversal da célula de carga

A peça foi então usinada, e foi acrescentada a ela uma base para fixação no calçado, e uma tampa em formato de calota esférica, a fim de compensar forças aplicadas não-verticalmente.

Os extensômetros utilizados foram do modelo PA-13-125AA-530-L, do fabricante Vishay (VISHAY, 2006). Sua montagem na célula de carga foi realizada em forma de ponte completa, com dois extensômetros na direção longitudinal (sensíveis a tração/compressão) e dois na direção transversal (a fim de compensar

tensões de cisalhamento indesejadas). Após a colagem dos extensômetros, a superfície externa da peça foi recoberta com material termoretrátil, a fim de promover proteção mecânica.

As Figuras 2.5, 2.6, e 2.7 ilustram a peça pronta com os extensômetros colados, a peça já com a cobertura de material termoretrátil, e o conjunto da célula de carga montado, respectivamente.

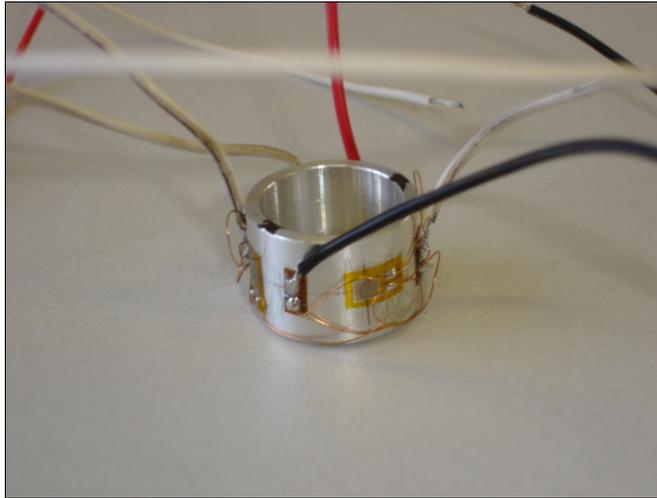


Figura 2.5 – Corpo da célula de carga

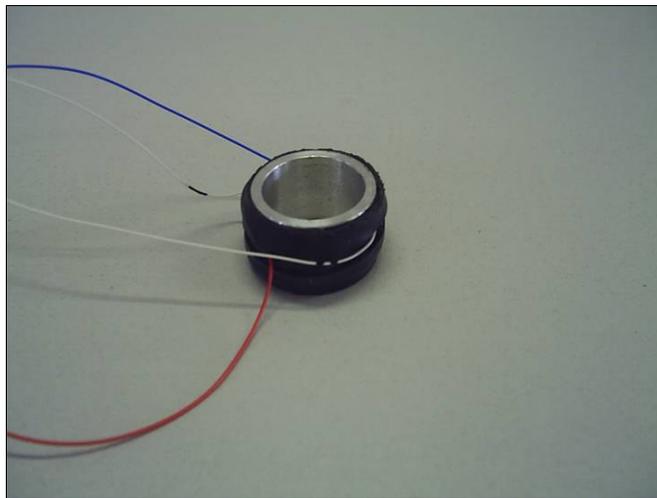


Figura 2.6 – Corpo da célula de carga com cobertura termoretrátil

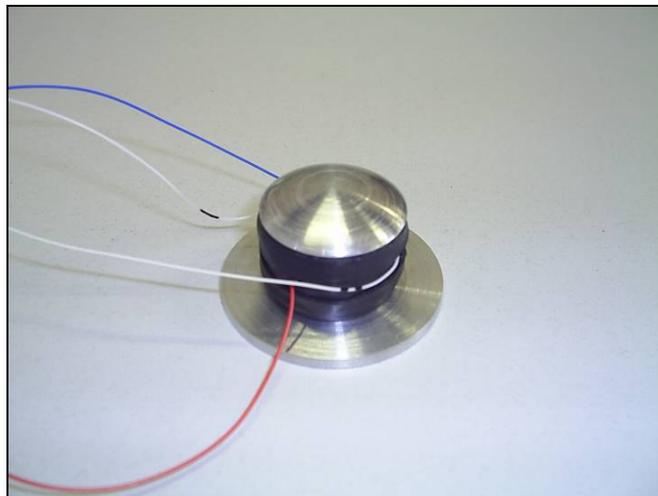


Figura 2.7 – Célula de carga montada

As células de carga foram então alocadas em uma sandália com solado macio, e tiras ajustáveis em torno do tornozelo. Desta forma, o calçado pode ser utilizado por indivíduos com tamanhos de pés variados. Para a montagem na sandália, foram realizados furos no solado, e as células de carga foram posicionadas inicialmente sobre uma camada do próprio solado. Porém, observou-se que a maciez do solado representou um empecilho para a correta medição das forças, pois o material funcionou como um amortecedor. A solução para este problema deu-se a partir da utilização de bases metálicas, afixadas no solado, garantindo assim sua rigidez. A sandália com a furação e as bases metálicas pode ser vista nas Figuras 2.8 e 2.9.



Figura 2.8 – Vista frontal da sandália utilizada



Figura 2.9 – Vista traseira da sandália utilizada

O posicionamento das células de carga na sandália foi o seguinte: uma na região do retropé, e duas na região do antepé. Estas estão ligadas em paralelo, a fim de compensar eventuais variações na pisada, no caso de marchas patológicas. O calçado instrumentado está ilustrado nas Figura 2.10 e 2.11.



Figura 2.10 – Vista frontal da sandália instrumentada



Figura 2.11 – Vista lateral da sandália instrumentada

Mesmo com as bases cilíndricas metálicas, o material macio da borracha ainda representava um problema na determinação precisa das forças de reação do solo. Para contornar este problema, primeiramente, as sandálias foram abertas e foi incluída uma regulagem nas tiras principais (Figura 2.12) para garantir que os pés estejam sempre posicionados da forma mais firme possível. Além disso, foram afixadas chapas metálicas rígidas sob o solado (Figura 2.13) e foram montadas palmilhas metálicas tripartidas, unidas por dobradiças (Figura 2.14). Desta forma, toda a força exercida pelo indivíduo concentra-se sobre as células de carga, e a

absorção pela borracha do solado é minimizada. Como as palmilhas metálicas aumentaram consideravelmente a massa do conjunto, foram realizados furos nas regiões não-funcionais, para alívio da massa da estrutura. A Figura 2.15 ilustra as palmilhas após esta operação, e a Figura 2.16 ilustra a versão final do calçado instrumentado.



Figura 2.12 – Sandália aberta e com regulagem nas tiras



Figura 2.13 – Sandálias com chapa metálica sob o solado e palmilha metálica



Figura 2.14 – Detalhe das palmilhas metálicas



Figura 2.15 – Palmilhas metálicas após furos para alívio de peso



Figura 2.16 – Versão final das sandálias instrumentadas

### 2.1.4 – Construção do circuito de interface

Após a construção das células de carga, e sua montagem no calçado, o próximo passo realizado consistiu na construção do circuito de interface entre o computador e os transdutores. Este circuito possui como função a aquisição e tratamento dos sinais enviados pelos transdutores, bem como o seu envio para o computador.

Foi implementado um filtro em hardware do tipo *anti-alias* com frequência de corte de 18,0 Hz. O desenho do circuito, sua resposta em frequência, e a sua montagem em placa estão ilustradas nas Figuras 2.17, 2.18, e 2.19, respectivamente.

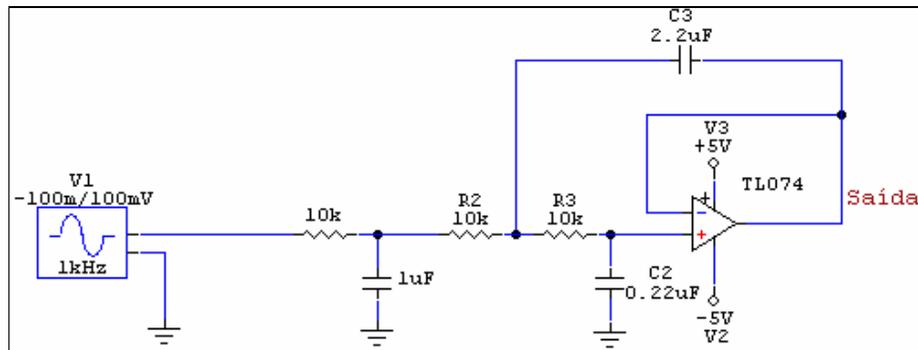


Figura 2.17 – Esquema do filtro em hardware utilizado

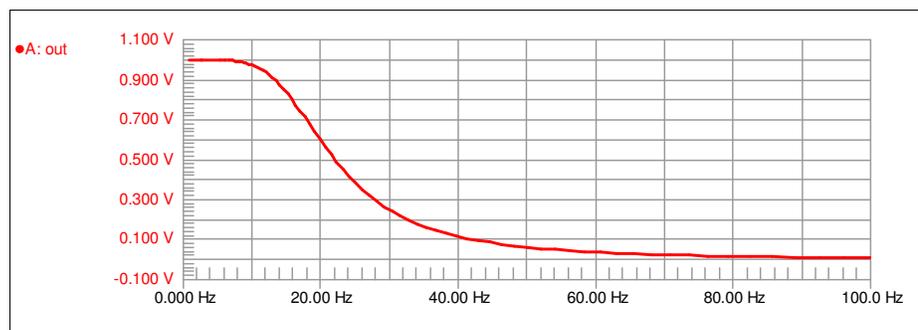


Figura 2.18 – Curva de resposta em frequência do filtro

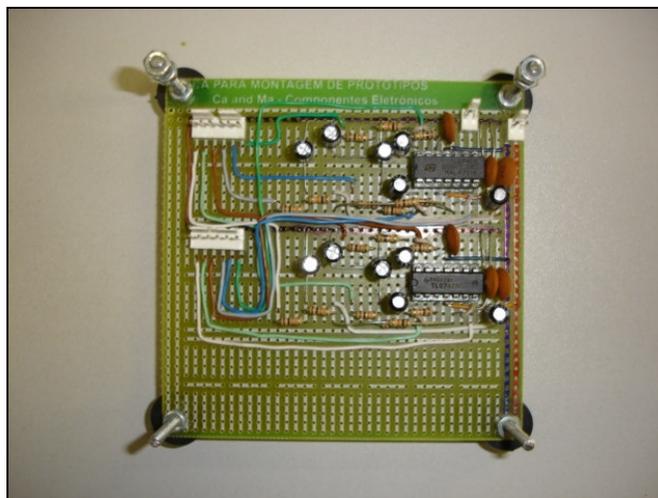


Figura 2.19 – Placa com o circuito do filtro

No caso das células de carga, houve necessidade de amplificação no seu sinal de saída. Isto foi obtido utilizando-se amplificadores próprios para instrumentação biomédica, modelo INA 121, do fabricante Texas Instruments (TEXAS, 2006). Este modelo possui algumas características bastante atrativas, como: baixa corrente de fuga, baixo ruído de entrada, alta proteção de entrada, e alta rejeição em modo comum, além de possuir ganho ajustável.

Para a utilização dos amplificadores, foi necessária a estabilização da tensão de alimentação dos mesmos em  $\pm 5V$ . Para tanto, foram utilizados os reguladores de tensão modelo 7805 e 7905, respectivamente, ambos do fabricante Texas Instruments (TEXAS, 2006). Desta forma, o sistema deverá operar utilizando-se duas baterias de 9 V para alimentação (porém, possui entradas alternativas para ligação em fonte DC). O desenho do circuito e sua montagem em placa estão ilustrados nas figuras 2.20 e 2.21, respectivamente.

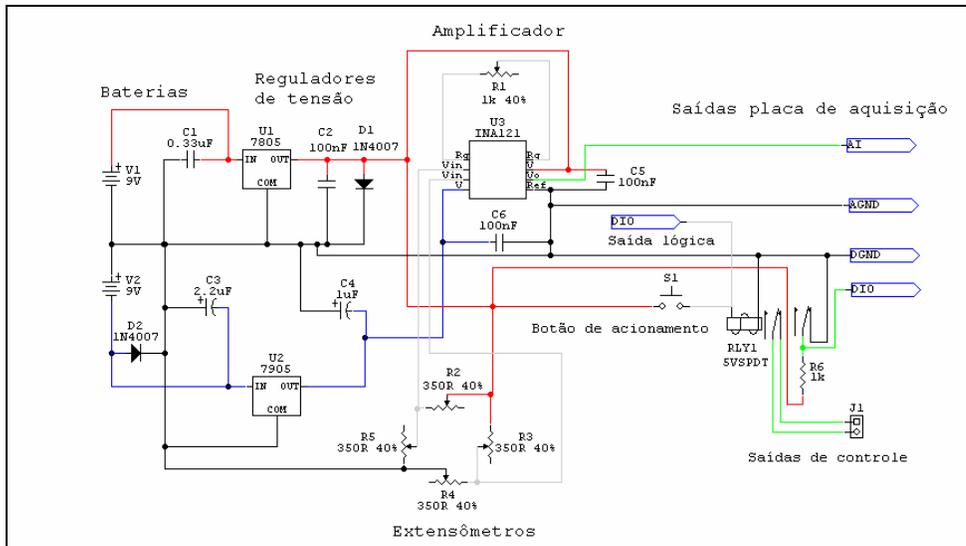


Figura 2.20 – Esquema do circuito utilizado

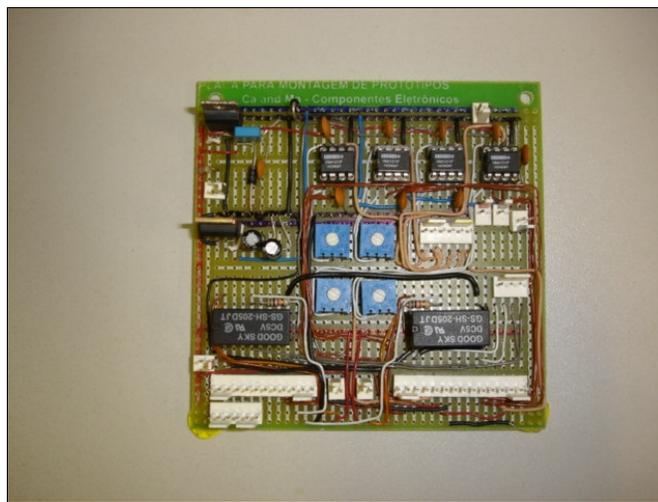


Figura 2.21 – Placa com o circuito montado

Para a aquisição dos dados pelo computador, foi utilizada uma placa de aquisição modelo DAQ 6024E, do fabricante National Instruments (NATIONAL, 2006). Este modelo possui 16 canais analógicos de entrada, 2 canais analógicos de saída, todos com 12 bits de resolução, 8 linhas digitais de I/O, além de 2 contadores de 24 bits.

As Figuras 2.22, 2.23 e 2.24 ilustram o circuito de interface montado.

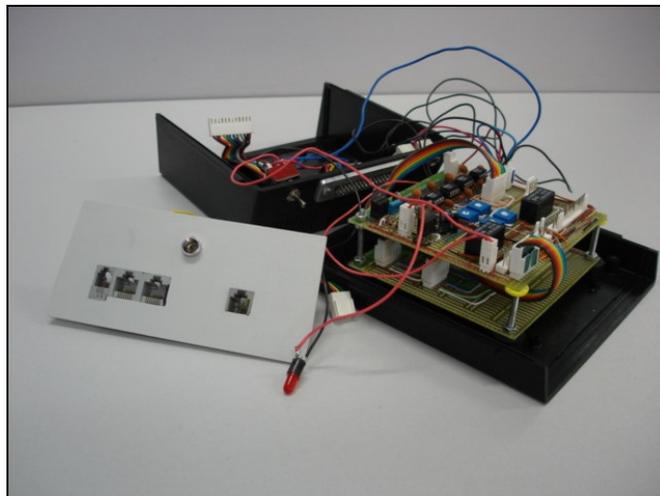


Figura 2.22 – Placas de circuito de interface na caixa



Figura 2.23 – Circuito de interface já conectado à placa de aquisição de dados



Figura 2.24 – Interface do circuito com os transdutores

Desta forma, a caixa ilustrada na Figura 2.23 permanece sobre a bancada, junto ao computador, conectada à placa de aquisição de dados. Esta caixa é conectada a uma outra menor, que fica presa à cintura do paciente, utilizando-se um cinto de velcro. A conexão entre as duas caixas é realizada por um conjunto de cabos de 15 m de comprimento, sendo este o fator limitante na distância que pode ser percorrida pelo paciente. Da caixa menor saem os cabos que são ligados aos transdutores, conforme mostrado na Figura 2.24.

### **2.1.5 – Calibração dos transdutores**

Com o circuito de interface pronto, realizou-se então a calibração dos transdutores, isto é, a obtenção de curvas que representam a relação entre a tensão resultante e os valores das variáveis correspondentes.

#### **2.1.5.1 – Eletrogoniômetros**

Para o eletrogoniômetro, o processo de calibração consistiu em primeiramente afixar o transdutor a um conjunto formado por dois braços metálicos, unidos por um parafuso, sobre o qual foi posicionado um transferidor. A Figura 2.25 ilustra esta montagem.

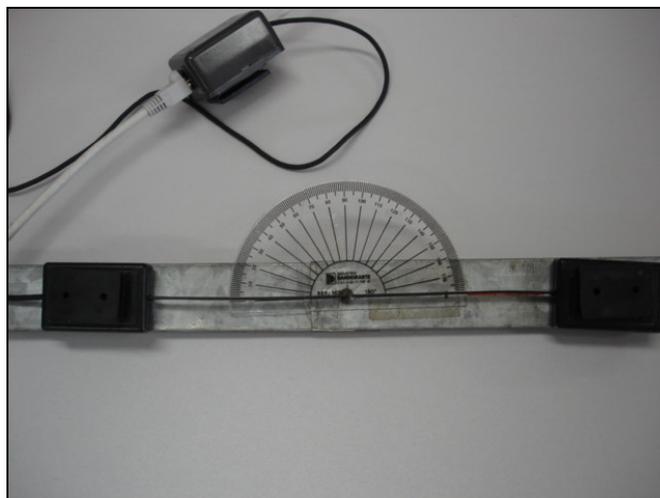


Figura 2.25 – Montagem para calibração do eletrogoniômetro

Foram coletados então os valores da voltagem fornecida pelo transdutor, para cada valor de ângulo considerado, de  $140^\circ$  a  $-140^\circ$ , em intervalos de  $5^\circ$ . As curvas resultantes para as calibrações dos sensores dos joelhos direito e esquerdo estão representadas nas Figuras 2.26 e 2.27, respectivamente.

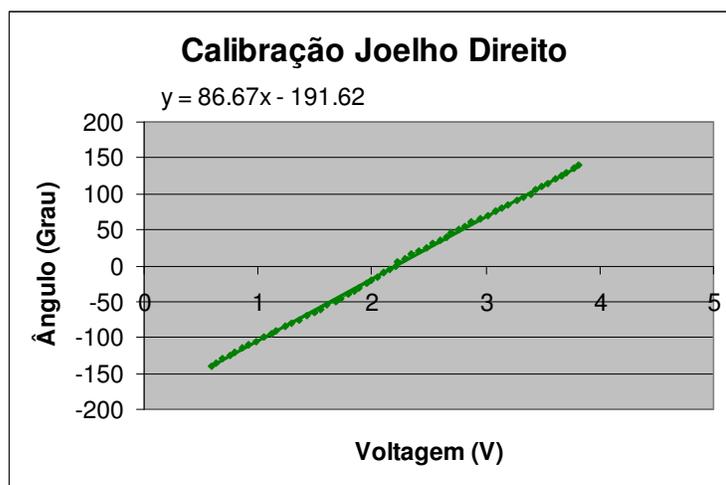


Figura 2.26 – Curva de calibração do eletrogoniômetro do joelho direito

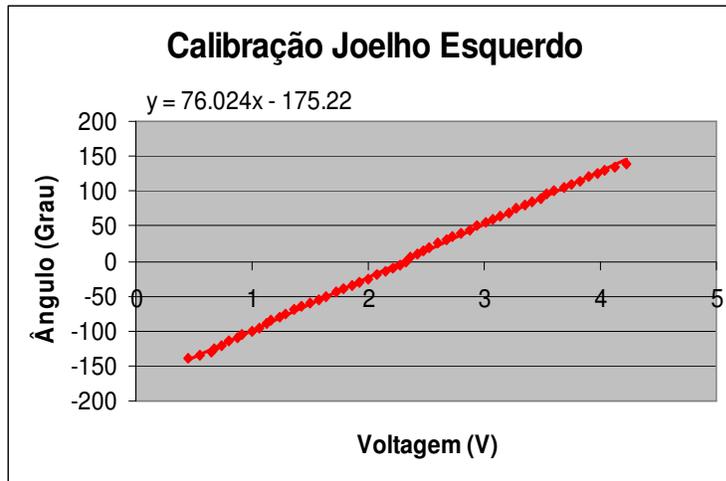


Figura 2.27 – Curva de calibração do eletrogoniômetro do joelho esquerdo

Conforme pode ser visto nas Figuras 2.26 e 2.27, o comportamento da variável ângulo mostrou-se fortemente linear, facilitando sua implementação na conversão via software.

#### 2.1.5.2 – Células de carga

No caso das células de carga, foi utilizado um processo semelhante ao da primeira tentativa, quando foram utilizados FSRs. Porém, desta vez, optou-se pela utilização de um dinamômetro modelo FGV-3000H, do fabricante Nidec-Shimpo (NIDEC-SHIMPO, 2004). Este modelo possui capacidade para 150 kgf, valor este que é apropriado para o trabalho. Houve necessidade da usinagem de um novo atuador para o dinamômetro, a fim de se obter uma área maior de contato, garantindo desta forma pressões aplicadas de modo uniforme em toda a superfície transversal da célula. A montagem realizada está ilustrada na Figura 2.28.

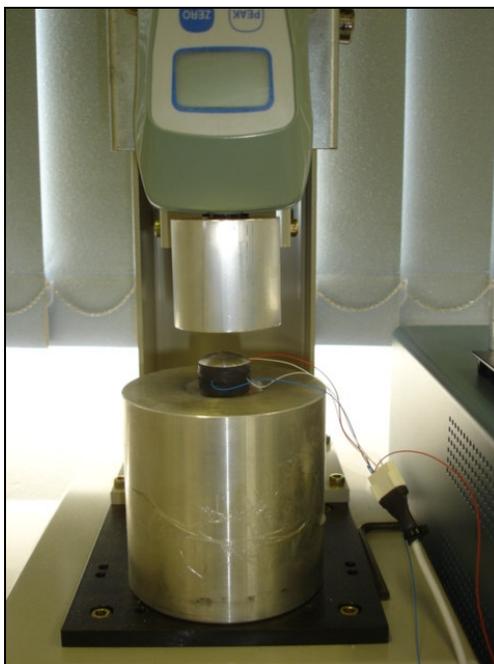


Figura 2.28 – Montagem para calibração das células de carga

Foram coletados então os valores da voltagem fornecida pelo transdutor, para cada valor de força considerado, de 0 a 1000 N, em intervalos de aproximadamente 50 N. As curvas resultantes para retropé direito, antepé direito, retropé esquerdo e antepé esquerdo estão representadas na Figura 2.29, 2.30, 2.31, e 2.32, respectivamente. A Tabela 2.1 contém os valores ajustados dos ganhos para os amplificadores referentes às células de carga.

Tabela 2.1 – Valores dos ganhos para os amplificadores

<b>Célula de Carga</b>	<b>Ganho</b>
Retropé Direito	500
Antepé Direito	545
Retropé Esquerdo	260
Antepé Esquerdo	685

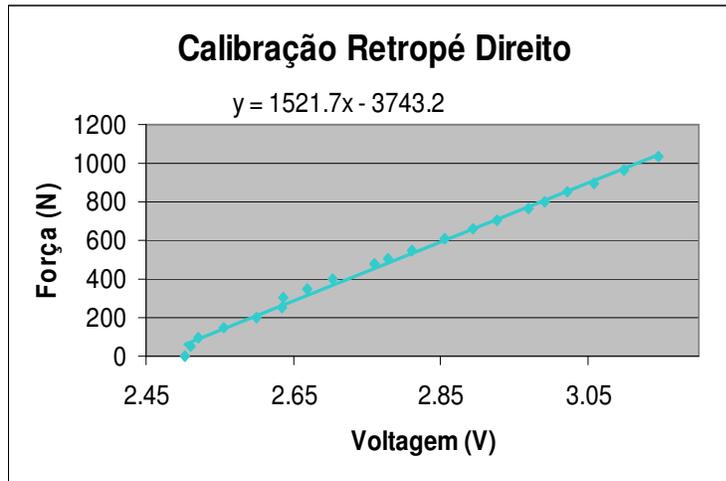


Figura 2.29 – Curva de calibração da célula de carga do retropé direito

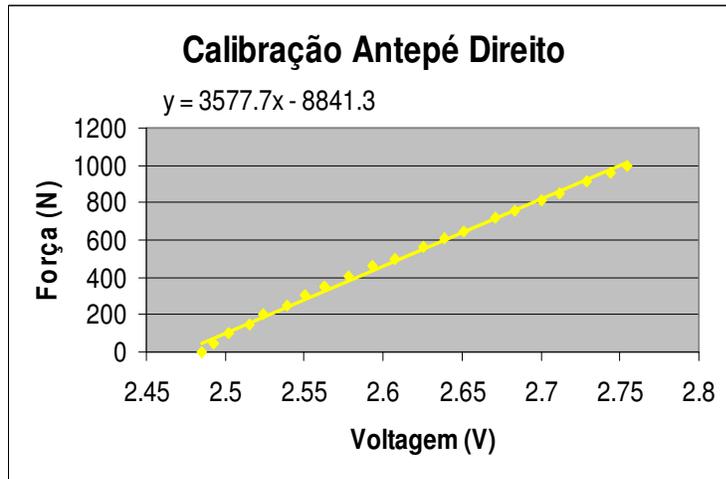


Figura 2.30 – Curva de calibração da célula de carga do antepé direito

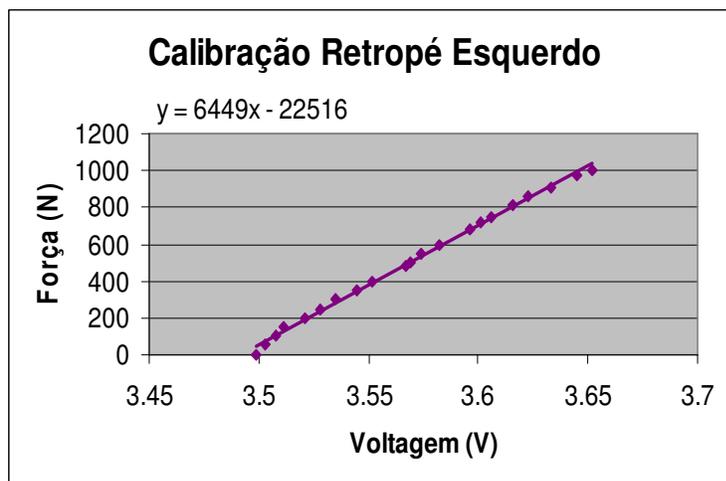


Figura 2.31 – Curva de calibração da célula de carga do retropé esquerdo

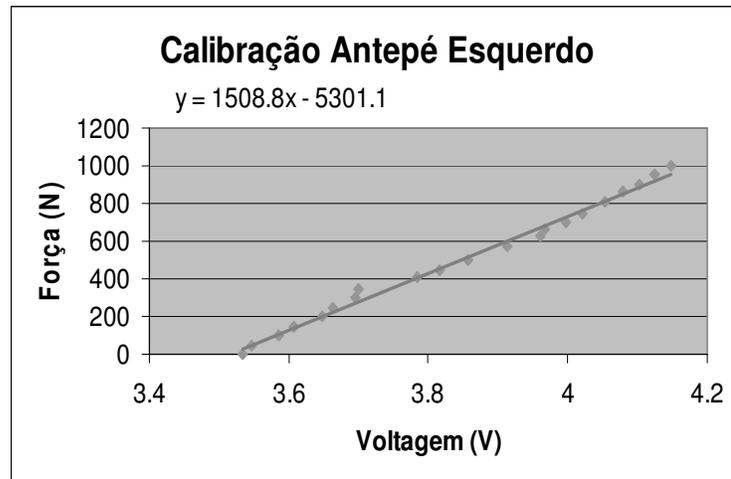


Figura 2.32 – Curva de calibração da célula de carga do antepé esquerdo

Assim como no caso do ângulo com o eletrogoniômetro, a variável força, medida utilizando-se extensômetros, apresentou um comportamento altamente linear, conforme pode ser visto nas Figuras 2.29 a 2.32. Este fato confirma as expectativas para este tipo de transdutor, quando comparado ao FSR.

## 2.2 – Software

O software utilizado para este trabalho foi o LabVIEW 6.1, do fabricante National Instruments (NATIONAL, 2006). Este software possui como características:

- Programação gráfica, altamente intuitiva;
- Compatibilidade com a placa de aquisição de dados;
- Interface gráfica que permite monitorar as variáveis.

O software desenvolvido possui dois módulos: o módulo de monitoramento de ângulo e força, e o módulo de controle de EENM para a marcha.

### 2.2.1 – Módulo de monitoramento

O módulo de monitoramento pode ser selecionado escolhendo-se a opção “Monitoramento” no campo “Módulo”. Neste módulo, o usuário pode simplesmente monitorar as variáveis ângulo e força de reação do solo, ou mesmo realizar a gravação dos dados, para acompanhamento na reabilitação e/ou futura utilização no módulo de controle. O programa disponibiliza gráficos com os valores instantâneos, bem como o comportamento dessas variáveis ao longo do tempo.

A interface visual do programa está dividida em três telas, que podem ser acionadas selecionando-se as respectivas abas no canto superior esquerdo. A tela “Principal” oferece todos os comandos e configurações do programa, a tela “Ângulos” apresenta os gráficos da variável ângulo para os joelhos direito e esquerdo, e finalmente a tela “Forças” apresenta os gráficos da variável força para os pés direito e esquerdo (retropé e antepé). As Figuras 2.33 a 2.35 ilustram as telas “Principal”, “Ângulos”, e “Forças”, respectivamente.

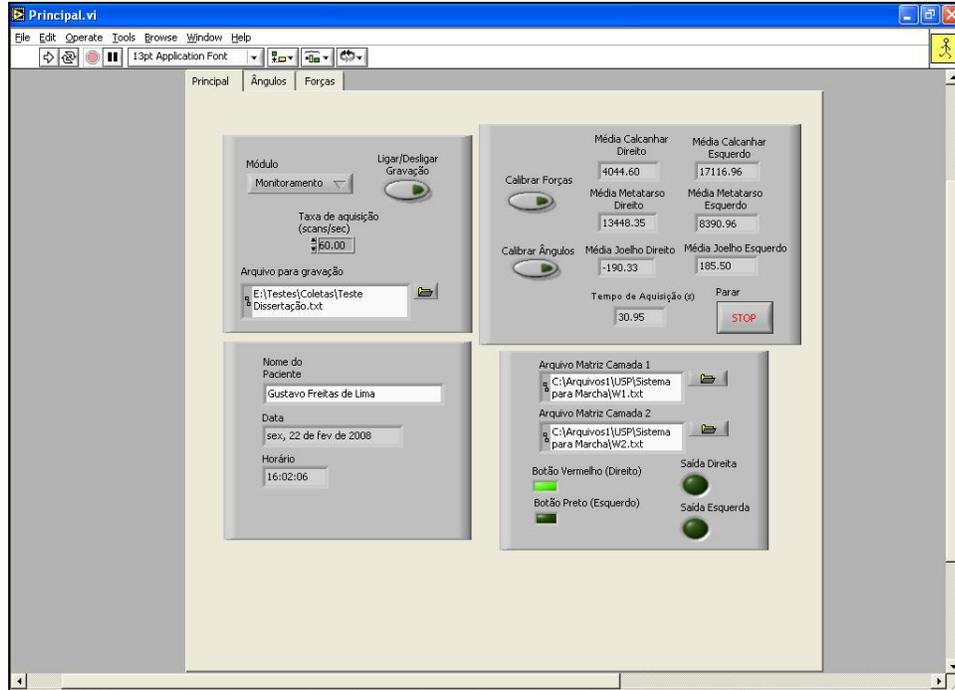


Figura 2.33 – Tela “Principal”

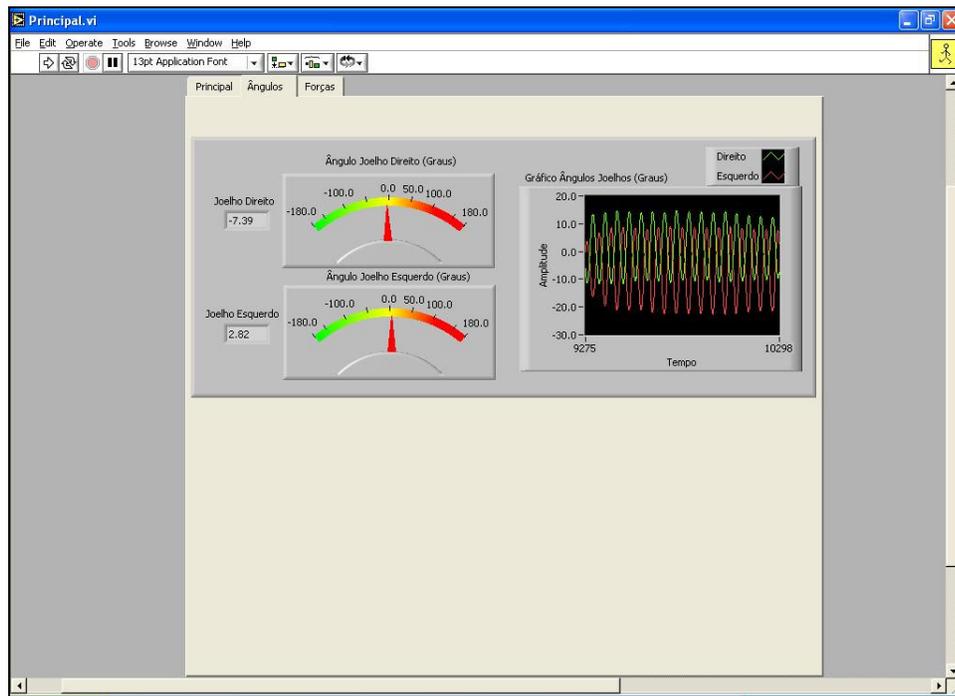


Figura 2.34 – Tela “Ângulos”

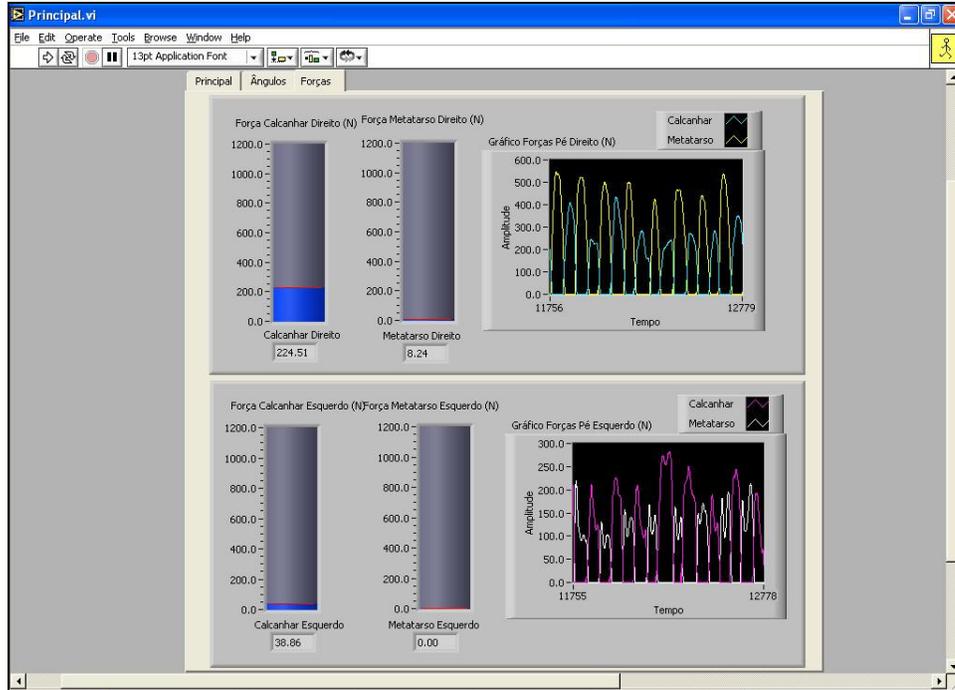


Figura 2.35 – Tela “Forças”

Conforme pode ser visto na Figura 2.33, o software possui uma função de calibração dos transdutores, que pode ser ativada apertando-se os botões “Calibrar Forças” e “Calibrar Ângulos”. Esta função deve ser acionada no início de cada sessão de utilização do sistema, com os transdutores em repouso (eletrogoniômetros totalmente estendidos, e calçados instrumentados devidamente posicionados nos pés, porém sem tocar o chão).

Cada vez que a função é acionada, são coletados 200 pontos de cada transdutor, que são multiplicados pelos respectivos coeficientes lineares das retas de calibração, e então é realizado o cálculo da média destes valores. Os resultados obtidos correspondem aos valores médios das leituras de cada transdutor em repouso, e estes valores serão então subtraídos de cada leitura posteriormente realizada pelos transdutores, de modo que a leitura resultante seja aproximadamente zero para o estado de repouso. Imediatamente depois de

realizada a coleta dos 200 pontos, surge uma janela com o aviso “Forças calibradas” ou “Ângulos calibrados”. Clicando-se no botão “OK”, conclui-se a calibração.

Outra possibilidade oferecida por este módulo é a de gravação dos dados. A gravação pode ser interessante para que o terapeuta possa acompanhar o progresso do paciente em sua reabilitação, comparando aquisições periódicas. Outra utilização da gravação se dá no treinamento da rede neural que comanda o módulo de controle, pois é desta forma que os dados reais do próprio paciente são adquiridos e então utilizados como entradas no processo de aprendizagem para o controle da EENM na marcha.

Na Figura 2.33, pode-se observar que há um campo “Nome do Paciente” a ser preenchido. Esta informação, juntamente com “Data” e “Horário” (fornecidos automaticamente pelo sistema) comporá o cabeçalho de cada arquivo de gravação, a fim de facilitar sua organização e o acompanhamento de cada paciente.

Para iniciar a gravação, deve-se preencher o campo “Arquivo para gravação” – que corresponde a um caminho para um arquivo tipo texto, no qual serão gravados os dados – bem como o valor da “Taxa de aquisição” – que possui como padrão o valor 60,0 aquisições por segundo – e finalmente o botão “Ligar/Desligar Gravação” deve ser acionado. O tempo de aquisição, em segundos, é exibido no campo “Tempo de aquisição (s)” e ao final da gravação, deve-se acionar o botão “Parar” para desligar o sistema, ou “Ligar/Desligar Gravação” novamente, para continuar realizando o monitoramento, porém sem gravar os dados. Este botão pode ser acionado quantas vezes forem necessárias, resultando em diversos intervalos de gravação distintos. Como padrão, o sistema acrescenta os dados ao final do arquivo selecionado; deste modo, o usuário deve ter cautela ao realizar uma nova gravação em que deseje utilizar um novo arquivo, desligando o sistema, e selecionando um



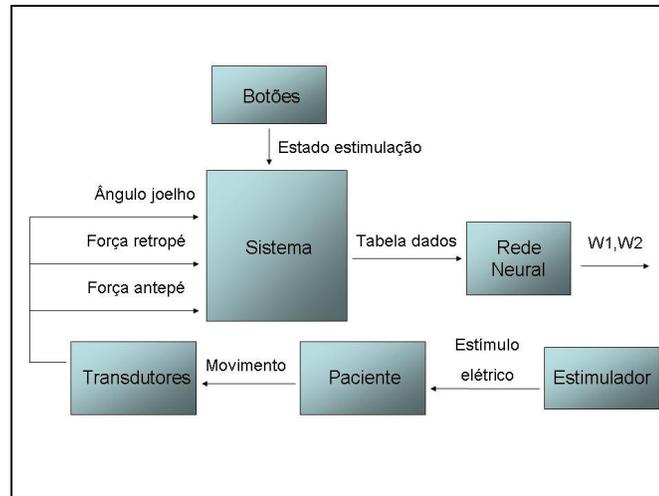


Figura 2.37 – Diagrama de blocos para a gravação

Foi implementado em software um filtro Butterworth ponto a ponto, tipo passa-baixa, com freqüência de corte de 3,0 Hz.

### 2.2.2 – Módulo de controle

Para o módulo de controle, a opção “Controle” deve ser selecionada no campo “Módulo”. Para o funcionamento deste módulo, devem ser preenchidos os campos “Arquivo Matriz Camada 1” e “Arquivo Matriz Camada 2”, correspondentes aos caminhos para os arquivos de texto contendo os valores das matrizes de peso para a camada escondida e a camada de saída, respectivamente. Estes valores são conhecidos somente após a realização do treinamento da rede neural. Para o treinamento, os dados do próprio paciente já devem ter sido coletados e gravados, utilizando-se o módulo de monitoramento. Desta forma, cada paciente terá matrizes

de peso únicas para o sistema, obtidas após treinamento da rede neural, utilizando-se seus próprios dados como entradas.

Neste módulo, é possível acompanhar o comportamento das variáveis por meio dos gráficos, tal qual no módulo de monitoramento. Porém, a cada instante de tempo, os valores das entradas fornecidas pelos transdutores são processados pelo sistema (são ponderados de acordo com os pesos fornecidos, são aplicadas as respectivas funções de ativação, e finalmente os valores finais são comparados a limiares) e na saída têm-se os valores binários, correspondentes aos sinais de controle do estimulador elétrico. Estes sinais são enviados para portas de saída digital da placa de aquisição de dados, que por sua vez acionam relés. São feitas ligações por meio de cabos entre a caixa de controle e o estimulador elétrico, e desta forma a cada instante de tempo, o sistema utiliza as informações dos sensores para controlar o acionamento do estimulador elétrico. O diagrama de blocos para o módulo de controle encontra-se ilustrado na Figura 2.38, onde  $W1$  e  $W2$  correspondem respectivamente às matrizes de pesos para a camada escondida e a camada de saída.

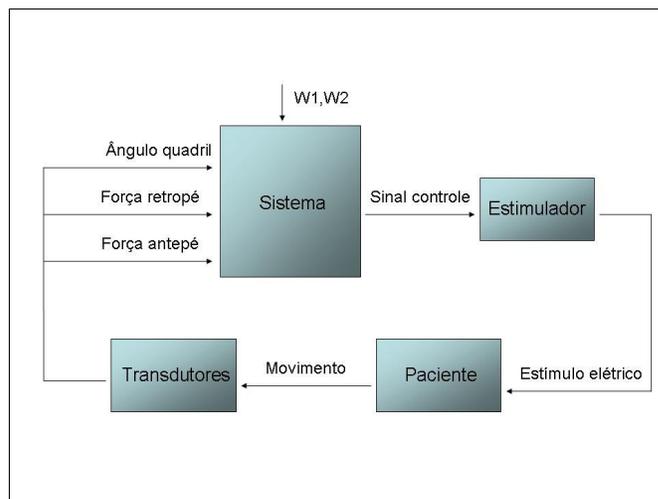


Figura 2.38 – Diagrama de blocos para controle da EENM na marcha

## CAPÍTULO 3 – RESULTADOS

Após a conclusão da construção do sistema, foram realizados alguns testes preliminares a fim de validar sua funcionalidade. Primeiramente, o sistema foi testado utilizando-se um indivíduo saudável, com o objetivo de verificar a resposta dos transdutores, bem como a capacidade de generalização da rede neural. Em seguida, foram realizados testes com indivíduos portadores de lesão medular, visando checar o comportamento do sistema no ambiente de sua aplicação objetivada. Os resultados dos testes estão descritos a seguir.

### 3.1 – Teste em indivíduo saudável

Para os testes iniciais com o sistema, foi utilizado um indivíduo saudável. As características do indivíduo estão presentes na Tabela 3.1

Tabela 3.1 – Características do indivíduo saudável utilizado para teste

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Idade	27
Massa	68,0 kg
Altura	1,81 m

Para este teste, foi solicitado que o indivíduo caminhasse uma distância de aproximadamente 15 metros, com comprimento de passada normal, e cadência lenta, calçando as sandálias instrumentadas e com os eletrogoniômetros devidamente posicionados nas articulações dos joelhos. Para efeito de treinamento da rede neural, foi solicitado ao indivíduo que simulasse uma EENM, acionando os respectivos botões de entrada do sistema – direito e esquerdo – antes de cada passo. Desta forma, a cada instante de tempo, o sistema recebeu como informação o valor das forças de reação do solo nos retropés e antepés, o valor dos ângulos dos joelhos, bem como o estado de estimulação para cada perna. Foi utilizada uma taxa de aquisição de 60 aquisições/segundo. O sistema completo montado no indivíduo está ilustrado na Figura 3.1.



Figura 3.1 – Sistema montado em indivíduo saudável

Após a gravação, os dados puderam ser tratados, e foram gerados os gráficos referentes aos ângulos dos joelhos (Figura 3.2), forças de reação do solo no pé direito (Figura 3.3) e no pé esquerdo (Figura 3.4).

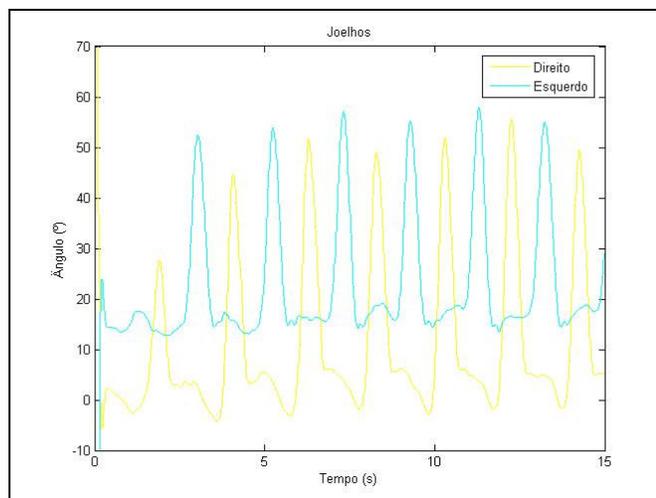


Figura 3.2 – Gráfico com ângulos dos joelhos no indivíduo saudável

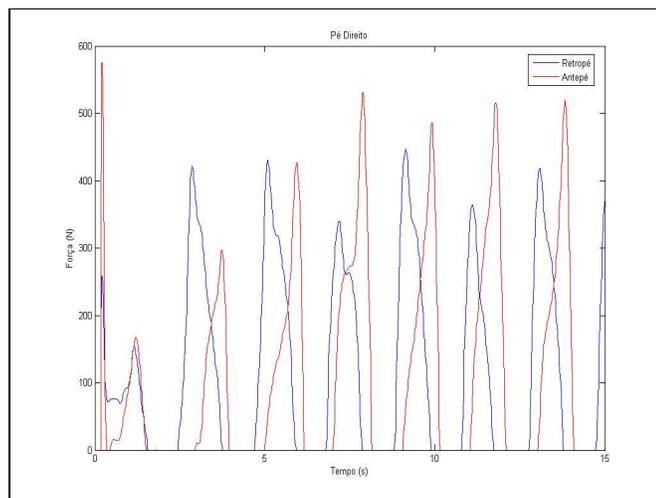


Figura 3.3 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé direito no indivíduo saudável

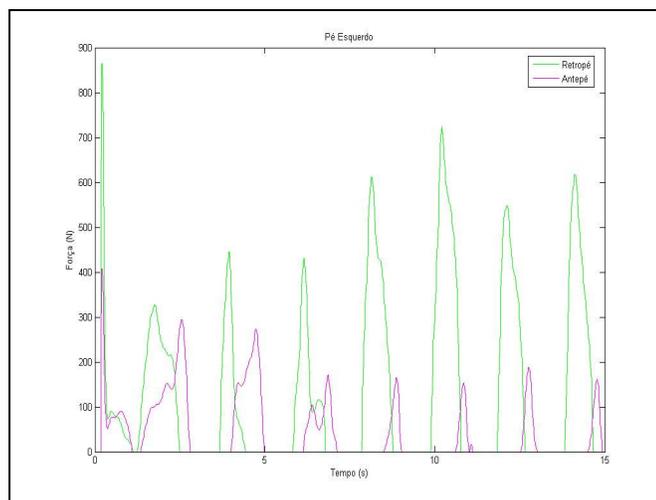


Figura 3.4 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé esquerdo no indivíduo saudável

Após a gravação, os dados foram utilizados como entrada para uma rede neural, utilizando *toolbox* de redes neurais do software Matlab 7.0 R14 do fabricante The MathWorks (MATHWORKS, 2008). A rede utilizada foi do tipo *Feedforward Perceptron*, com 15 neurônios na camada escondida, e 2 neurônios na camada se saída. Para ambas as camadas foi utilizada a função de ativação sigmóide (Figura 3.5). Esta configuração foi escolhida por apresentar a melhor relação erro x tempo de treinamento, dentre as configurações testadas. A Figura 3.6 ilustra um diagrama representando a topologia escolhida para a rede neural, onde  $W1$  e  $W2$  são as matrizes de pesos sinápticos e  $b1$  e  $b2$  são os vetores com os limiares de ativação dos neurônios das camadas 1 e 2, respectivamente.

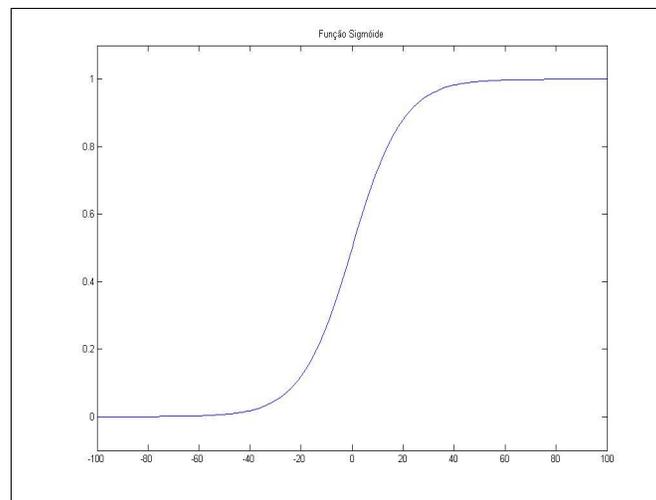


Figura 3. 5 – Exemplo de função sigmóide

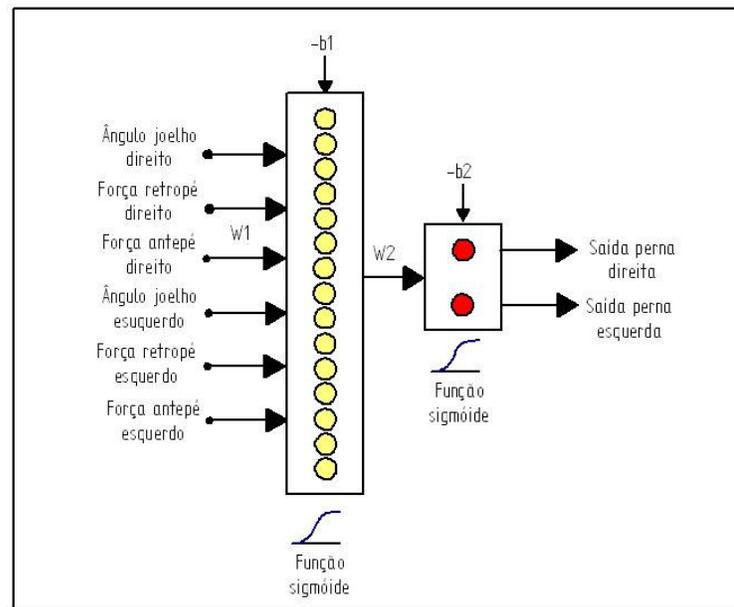


Figura 3.6 – Diagrama da topologia da rede neural utilizada no treinamento

A matriz com os dados coletados foi dividida em 2 grupos: o primeiro para o treinamento e o segundo para teste. Para o treinamento foi utilizado o algoritmo Levenberg-Marquardt *backpropagation*, e foi determinado um limite de 2000 épocas de treinamento (a cada época de treinamento, todos os padrões de treinamento são totalmente apresentados). Depois de finalizado o treinamento, o erro obtido foi de  $3,5 \cdot 10^{-2}$ .

Para testar o poder de generalização da rede treinada, foi realizada uma simulação utilizando o segundo grupo de dados. Depois de realizada a simulação, foram comparadas as saídas resultantes da rede com as saídas desejadas (estado de estimulação registrado durante a gravação dos dados por meio dos botões). Para isto, foi utilizado um pós-processamento com limiar de 0,5 para as saídas da rede. Desta forma, saídas menores ou iguais a 0,5 foram consideradas 0, e caso contrário foram consideradas 1. A performance da rede treinada neste teste foi de 86,7% de acerto.

O próximo passo foi então salvar as matrizes de peso W1 e W2, resultantes do treinamento, em arquivos de texto, para serem utilizadas pelo módulo de controle do sistema.

O indivíduo caminhou novamente, porém desta vez sem acionar os botões que simulam a EENM. O sistema então, utilizando as matrizes de peso como fator de ponderação das variáveis de entrada, foi capaz de emitir saídas coerentes com as esperadas, independente da velocidade da marcha. Foram realizados alguns testes para verificar a resposta do controle realizado pelo sistema: primeiramente, o indivíduo permaneceu parado, e somente movimentou seu peso simulando um movimento pendular invertido. O sistema não apresentou falsas interpretações, e as saídas permaneceram desativadas; em seguida, o sujeito realizou uma marcha sem sair do lugar, apenas levantando as pernas e flexionando o joelho. Novamente, o sistema fez uma interpretação correta, desta vez, ativando as saídas a cada movimento.

### **3.2 – Teste em indivíduo portador de lesão medular**

Foram realizados dois testes, utilizando indivíduos com características de lesão distintas. Para o primeiro teste, foi utilizado um indivíduo que normalmente realiza treinamento de marcha suspensa em esteira, porém sem EENM. A idéia para este teste foi somente verificar o comportamento dos transdutores durante a marcha suspensa. As características do primeiro indivíduo estão presentes na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Características do primeiro indivíduo lesado medular utilizado para teste

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Idade	51
Massa	63,0 kg
Altura	1,60 m
Nível da lesão	T9 A
Data da lesão	14/11/05

Neste caso, foi realizado normalmente o procedimento para marcha suspensa sobre a esteira, com a diferença que o indivíduo utilizou as sandálias instrumentadas e os eletrogoniômetros nos joelhos.

Foram realizadas gravações dos dados coletados durante a marcha, e os gráficos referentes aos ângulos dos joelhos, forças de reação do solo no pé direito e no pé esquerdo estão representados nas Figuras 3.7 a 3.9, respectivamente.

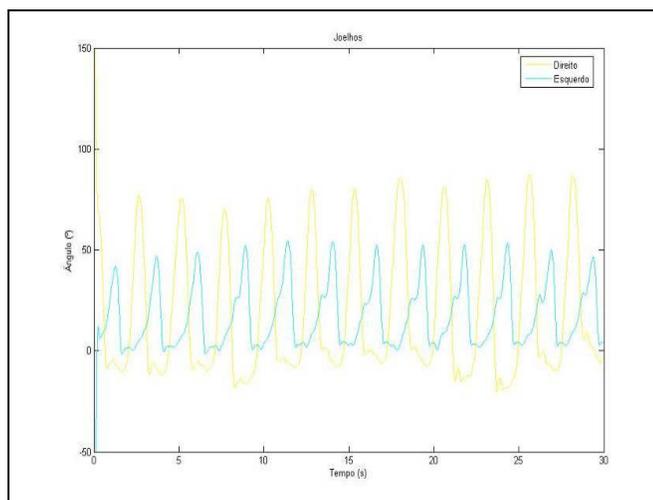


Figura 3.7 – Gráfico com ângulos dos joelhos no primeiro indivíduo lesado medular

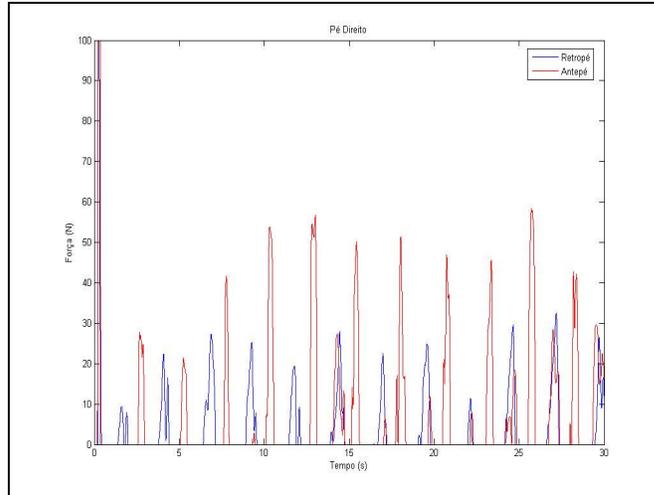


Figura 3.8 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé direito no primeiro indivíduo lesado medular

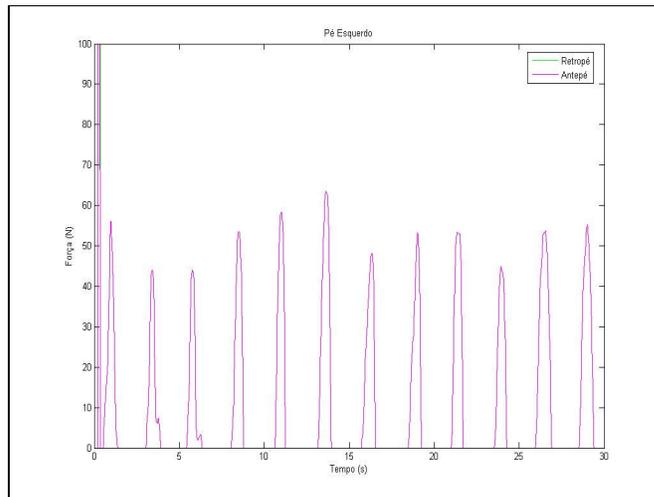


Figura 3.9 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé esquerdo no primeiro indivíduo lesado medular

Para o segundo teste, foi utilizado um indivíduo que utiliza EENM normalmente durante o treinamento na esteira com suspensão. As características do segundo indivíduo estão presentes na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Características do segundo indivíduo lesado medular utilizado para teste

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Idade	34
Massa	80,1 kg
Altura	1,56 m
Nível da lesão	T5 A
Data da lesão	13/07/05

Para este caso, foi realizado o mesmo procedimento do primeiro indivíduo; porém, além disso, foram utilizados os botões de acionamento, dessa vez ligados ao estimulador. Desta forma, ao invés de simular uma EENM (como foi feito no caso do indivíduo saudável) os botões foram utilizados para acionar de fato o estimulador. A Figura 3.10 ilustra a montagem do sistema no paciente, e as Figuras 3.11 a 3.13 representam os gráficos referentes aos ângulos dos joelhos, forças de reação do solo no pé direito e no pé esquerdo, respectivamente.

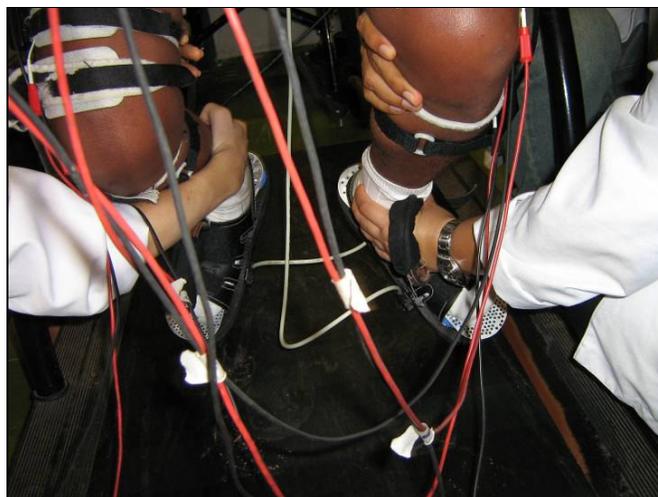


Figura 3.10 – Montagem do sistema no segundo indivíduo lesado medular

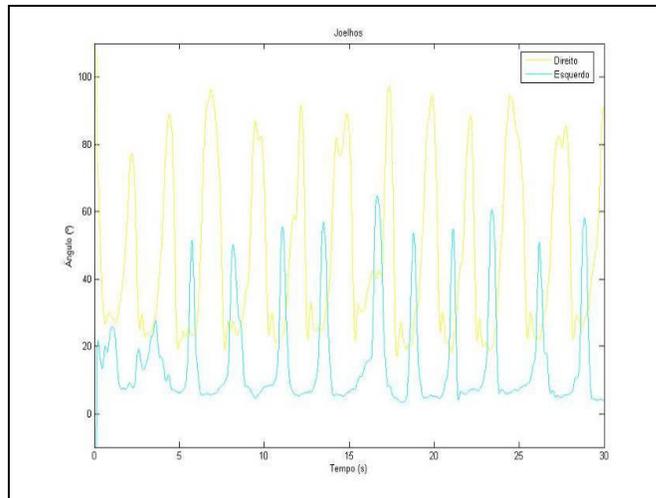


Figura 3.11 – Gráfico com ângulos dos joelhos no segundo indivíduo lesado medular

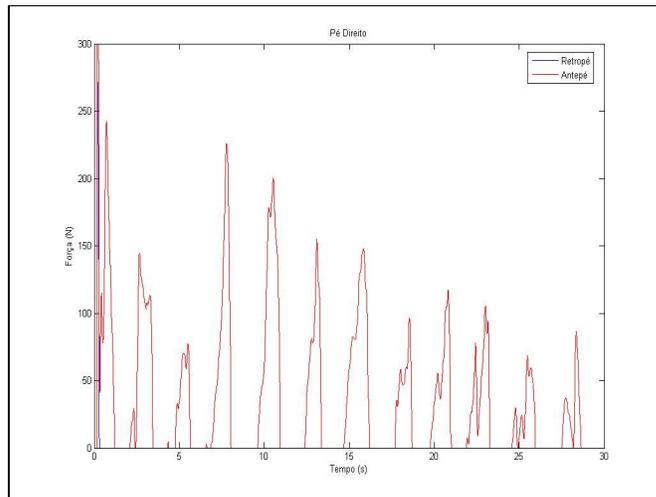


Figura 3.12 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé direito no segundo indivíduo lesado medular

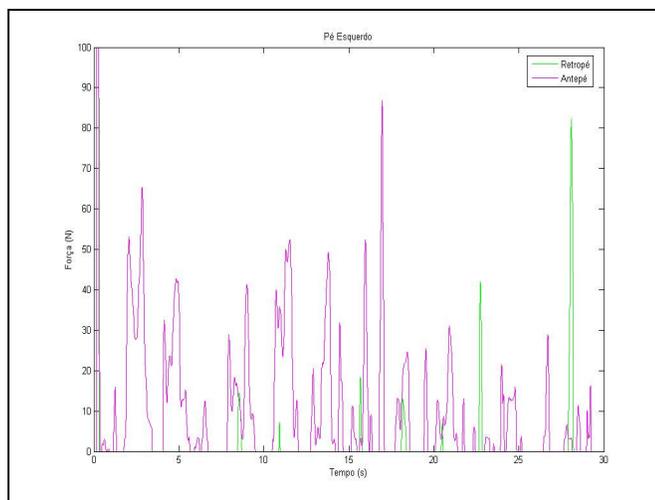


Figura 3.13 – Gráfico com forças de reação do solo para o pé esquerdo no segundo indivíduo lesado medular

Novamente, foi realizado o procedimento tal qual para o indivíduo saudável. A mesma topologia da Figura 3.6 foi utilizada, a matriz de dados foi dividida em treinamento e teste, e foi utilizado o mesmo algoritmo para treinamento da rede neural. Neste caso, o erro apresentado após 2000 épocas de treinamento foi de  $6,2 \cdot 10^{-2}$ , e a taxa de acerto da rede nos dados de teste foi de 79,0%.

Porém, neste caso, não foram realizados testes práticos com o sistema controlando a estimulação.

## CAPÍTULO 4 – DISCUSSÃO

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema para monitoramento de variáveis relacionadas à análise da marcha, bem como controle em malha fechada da EENM na marcha.

Considerando-se as características dos transdutores de força estudados, optou-se primeiramente pela utilização dos FSR. O modelo utilizado foi o 406, do fabricante Interlink Electronics (INTERLINK, 2005). A Figura 4.1 ilustra o FSR utilizado.

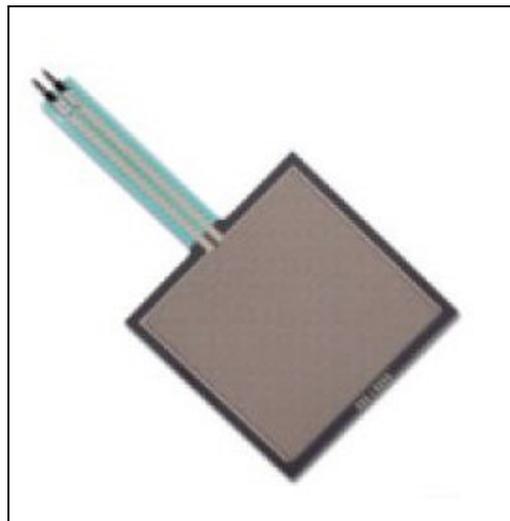


Figura 4.1 – FSR utilizado (Adaptado de INTERLINK, 2005)

A partir da determinação da utilização de FSR como transdutores de força, a próxima etapa foi a construção da célula de carga. A idéia inicial foi montar uma palmilha instrumentada, semelhante às comerciais existentes, porém com a vantagem de haver acesso direto ao sinal emitido pelos transdutores, possibilitando seu processamento, além de sua utilização como entrada no sistema.

Para a montagem, foi utilizada uma palmilha de espuma comum, e nesta foram posicionados dois FSR quadrados, um no retopé e outro na região do antepé. Estes transdutores foram posicionados entre chapas quadradas de aço inox, a fim de garantir a sustentação e aplicação uniforme de força. O protótipo inicial está ilustrado na Figura 4.2.



Figura 4.2 – Palmilha instrumentada utilizando FSR

Por sugestão do fabricante, os FSR foram ligados em um circuito, conectados a amplificadores operacionais modelo LM324N, do fabricante Texas Instruments (TEXAS, 2006), com um valor da resistência  $R_G$  de  $4,7\text{ k}\Omega$ , conforme a Figura 4.3.

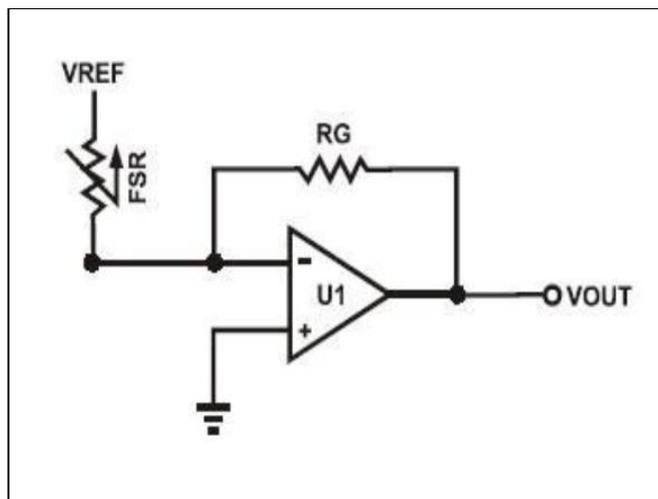


Figura 4.3 – Circuito utilizado para FSR (Retirado de INTERLINK, 2005)

Para a calibração da palmilha, foi utilizado um dinamômetro modelo DFS-100, do fabricante Nidec-Shimpo (NIDEC-SHIMPO,2004), e o processo foi realizado já com a palmilha acoplada ao calçado a ser utilizado (Figura 4.4).



Figura 4.4– Calibração da palmilha instrumentada

A partir daí, começaram a surgir os problemas com a utilização dos FSR. A calibração foi impossível de ser realizada com precisão. Os transdutores mostraram-se altamente sensíveis a deformações durante o posicionamento da palmilha no calçado (ao contrário do que era esperado), alterando assim os valores lidos. Além disso, outros fatores que influenciaram negativamente a calibração foram: histerese (quando aplicada uma força e em seguida retirada, os valores iniciais e finais não correspondiam), baixa repetibilidade (a cada nova tentativa, valores diferentes eram apresentados para as mesmas forças), e comportamento altamente não-linear (dificuldade em representar matematicamente a curva resultante).

Sendo assim, houve necessidade de uma nova abordagem. As opções consideradas foram as seguintes:

- Utilizar os FSR como gatilho;
- Utilizar um novo modelo de transdutor de força.

Considerando-se que, para este trabalho, houve a premissa de que a aquisição dos valores efetivos das forças de reação do solo seria possível, a primeira opção foi descartada. Portanto, o próximo passo foi a determinação de um novo modelo de transdutor de força a ser utilizado.

Com isso, todo o conceito dos transdutores de força teve que ser modificado, levando a inúmeros novos testes, e finalmente à adoção de um calçado instrumentado, ao invés de uma palmilha instrumentada. A partir daí, como o solado original da sandália era feito de um material macio, houve a necessidade de fazer vários reforços na estrutura, visando a minimização do efeito de amortecimento do solado sobre as forças medidas. Com isso, a massa final da sandálias ficou bem acima de um calçado comum (1420 g o par, comparado a 700 g para um par de tênis comum) além disso, houve a necessidade de se escolher um tamanho fixo de calçado para construção da sandália instrumentada (no caso, tamanho 38). Assim, para indivíduos com tamanhos de pé menores que o determinado, o posicionamento das células de carga na sandália não foi favorável à medição correta das forças. Como sugestão para trabalhos futuros, pode ser desenvolvido um novo modelo de calçado instrumentado, mais maleável em relação ao tamanho do pé do indivíduo sendo avaliado (por exemplo, semelhante aos utilizados antigamente para patins, que acomodavam uma faixa ampla de tamanhos de pé, chegando a até 4 números).

O hardware do sistema funcionou corretamente, possibilitando a conexão entre os transdutores e a placa de aquisição de dados, bem como o acionamento do estimulador elétrico utilizando os botões. A alimentação utilizando baterias recarregáveis mostrou-se viável, visto que as baterias apresentaram uma boa autonomia de trabalho, e as calibrações dos transdutores não foram alteradas em nada pelo fato de se utilizarem baterias ao invés de fonte DC. Isto garantiu uma

portabilidade maior ao sistema. No entanto, o desenvolvimento de uma comunicação via porta serial ou paralela evitaria a necessidade da utilização da placa de aquisição de dados, e tornaria o sistema mais flexível em termos de requisitos computacionais. Além disso, um sistema de transmissão de dados sem fio (por exemplo, via ondas infravermelhas) facilitaria bastante a montagem do sistema nos pacientes e seu manuseio, visto que o sistema atual de EENM já utiliza diversos cabos para ligação dos eletrodos ao estimulador.

O software de interface mostrou-se razoavelmente amigável ao usuário, e possibilitou o acompanhamento visual das variáveis monitoradas, bem como a gravação dos dados em forma de planilha em arquivo de texto, com cabeçalho identificando cada coleta de dados. Estas planilhas puderam ser utilizadas como entradas para a montagem de gráficos e dos conjuntos de dados para treinamento e teste da rede neural. Cabe apenas a sugestão de gerar um arquivo executável do programa criado, a fim de evitar que os usuários tenham acesso à programação, que possam acidentalmente mudar alguma configuração indevida, e também para evitar a necessidade de possuir o software LabVIEW instalado no computador para executar o programa.

Os testes realizados com indivíduo saudável apresentaram para os ângulos do joelho (Figura 3.2) formas de onda e valores compatíveis com as apresentadas na literatura (WALL, 2001; CGA, 2008; CHESTER, TINGLEY, BIDEN, 2007). Apenas para o joelho direito houve um deslocamento no gráfico em relação ao esquerdo. Isto pode ter ocorrido devido à assimetria no posicionamento dos eletrogoniômetros durante o teste. Para corrigir este problema, poderia ser aprimorado o sistema de fixação dos eletrogoniômetros ao membro do indivíduo, garantindo um melhor posicionamento, e evitando seu deslocamento durante a marcha.

Com relação às forças de reação do solo no pé direito (Figura 3.3), observaram-se picos por volta de 550 N, na região do antepé (correspondendo a 81% do peso do indivíduo), e 430 N na região do retopé (correspondendo a 63% do peso do indivíduo). Para o pé esquerdo (Figura 3.4), os picos registrados na região do antepé foram cerca de 300 N (correspondendo a 44% do peso do indivíduo), e 740 N na região do retopé (correspondendo a 110% do peso do indivíduo). Estes valores diferem dos apresentados na literatura (Figura 1.5), e o formato da onda resultante apresentou valores mais altos para a retirada do pé do que para o contato inicial do retopé no pé direito; no caso do pé esquerdo, esta situação se inverteu. Estes fatos podem ser explicados pela questão construtiva das sandálias instrumentadas, que possuem células de carga apenas em 3 pontos, e não sob todo o pé; além disso, apesar de todo o esforço no sentido de minimizar o fator de absorção de forças pelo solado macio da sandália, seu efeito ainda mostrou-se considerável nos resultados. Outra questão relevante foi a montagem das células de carga, que foi realizada de forma artesanal. Apesar do intuito de equalizar a faixa dos valores na calibração por meio de ajuste do ganho dos amplificadores, cada célula teve uma montagem própria, e conseqüentemente um comportamento próprio.

A rede neural teve um bom comportamento no treinamento, apresentando um valor de erro razoavelmente baixo. Nos testes utilizando dados coletados com indivíduo saudável, foram obtidas taxas de acerto próximas a 90%, e nos testes práticos a resposta do sistema foi a esperada. Uma vez realizado o treinamento, mantendo-se o posicionamento e a calibração correta dos transdutores, a resposta do sistema se mostrou repetitiva. Porém, um fator limitante inicialmente foi o processamento dos dados no módulo de controle. Utilizando um computador do

Labciber (processador família x86) para rodar o sistema, obtiveram-se respostas lentas e incorretas. Este problema foi solucionado substituindo o computador por um com processador mais rápido (foi utilizado um do tipo *dual core*). Futuramente, o treinamento da rede neural poderia ser integrado ao software principal, evitando assim a necessidade da utilização de um programa específico para tal.

Em ambos os testes com pacientes lesados medulares, os gráficos apresentados para ângulos do joelho (Figuras 3.6 e 3.10) mostraram um comportamento razoável, comparando-se com os testes em indivíduo saudável, porém podem-se observar flexões de joelho bem maiores que as da marcha saudável. Isto possivelmente ocorreu pelo fato da movimentação das pernas nos pacientes ser realizada manualmente pelos terapeutas.

Com relação às forças de reação do solo, nos pacientes observaram-se valores bem abaixo da marcha normal para a região do antepé (Figuras 3.7, 3.8, 3.10, e 3.11), e praticamente nulos para o retropé. Observou-se que, devido à forma como é realizada a marcha em esteira utilizando suspensão, os pés dos pacientes fazem contato com a esteira quase que somente na região do antepé. Além disso, notou-se que as forças de reação do solo registradas pelas células de carga na região do antepé dependem fortemente da força aplicada pelos terapeutas ao pressionar o pé do paciente contra a esteira durante a marcha. Portanto, os valores de força apresentados possuem um caráter subjetivo, variando conforme a ação do terapeuta auxiliando a marcha. Neste ponto, o fato do tamanho dos pés dos pacientes diferir do tamanho das sandálias também prejudicou a aquisição das forças.

No entanto, mesmo com toda a dificuldade mencionada para aquisição de valores confiáveis para as forças de reação do solo em pacientes realizando marcha suspensa, o resultado do treinamento da rede neural apresentou uma taxa de acerto

próxima de 80%. Uma nova abordagem de controle que pode ser proposta para trabalhos futuros utiliza sistemas tipo *Fuzzy* (nebulosos) ou *Neurofuzzy* (que englobam redes neurais e sistemas *Fuzzy*), devido à sua grande aplicabilidade para tomadas de decisão que envolvem regiões de incerteza.

Uma possível aplicação alternativa para este sistema seria na marcha estimulada em indivíduos paraplégicos, utilizando o andador, pois nesta situação o indivíduo deposita grande parte do peso do seu corpo sobre as pernas, possibilitando assim valores mais significativos para as forças de reação do solo. Em contrapartida, na marcha utilizando andador, os valores obtidos para flexão de joelhos são reduzidos. Porém, neste caso a questão segurança é crítica, pois qualquer erro de interpretação do sistema de controle poderia resultar na queda do paciente, e a segurança deve ser sempre considerada em primeiro lugar.

## CAPÍTULO 5 - CONCLUSÕES

De forma geral, os objetivos propostos para este trabalho foram atingidos.

O hardware desenvolvido pode ser utilizado para aquisição de ângulos das articulações dos joelhos e forças de reação do solo nas regiões do antepé e retropé.

O software desenvolvido possibilita monitoramento das variáveis durante a aquisição de dados, bem como implementação do controle para EENM, utilizando redes neurais.

A taxa de acerto da rede neural apresentada no teste com paciente em marcha suspensa mostra a robustez da arquitetura e topologia selecionadas, e pode ser considerada promissora na busca pelo controle automático da EENM na marcha. Porém, ainda há pontos a serem aprimorados no sistema desenvolvido.

Concluindo, é importante ressaltar que, somente quando os valores para as variáveis coletadas pelo sistema forem totalmente confiáveis e estáveis, poderão ser realizados testes práticos com o módulo de controle. A integridade física dos pacientes deve ser preservada acima de tudo.

## REFERÊNCIAS\*

ABBAS, J. J.; RIENER, R. Using Mathematical Models and Advanced Control Systems Techniques to Enhance Neuroprosthesis Function. **Neuromodulation**, v. 4, p.187-195, 2001.

ALMEIDA, P. A. O. **Introdução à Extensometria Elétrica de Resistência**. Notas de aula da disciplina Análise Experimental de Tensões PEF 795. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Departamento de Engenharia de Estruturas e Fundações, Laboratório de Estruturas e Materiais Estruturais, 1996.

**ARIEL Dynamics**. Produzido por Ariel Dynamics Inc., 2002. Disponível em: <<http://www.sportsci.com/adi2001/adi/services/support/tutorials/gait/chapter1/1.1.asp>>. Acesso em: 22 fev. 2006.

BENTON, L. A.; BAKER, L. L.; BOWMAN, B. R.; WATERS, R. L. **Functional Electrical Stimulation – A Practical Guide**. California: Rancho Los Amigos Rehabilitation Engineering Center, 1981.

BOGATAJ, U.; GROS, N.; KLJAJIC, M.; ACIMOVIC-JANEZIC, R. Enhanced Rehabilitation of Gait After Stroke: a Case Report of a Therapeutic Approach Using Multichannel Functional Electrical Stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**. Jun 1997. Disponível em: <<http://www.periodicos.capes.gov.br/portugues/index.jsp>>. Palavra-Chave: Bogataj. Acesso em: 03 mar. 2006.

BRAGA, A. P.; LUDERMIR, T. B.; CARVALHO, A. P. L. F. **Redes Neurais Artificiais: Teoria e Aplicações**. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

BROMLEY, I. **Paraplegia & Tetraplegia: Um Guia Teórico-Prático para Fisioterapeutas, Cuidadores e Familiares**. Rio de Janeiro: REVINTER, 1997.

CARVALHO, D. C. L.; GARLIPP, C. R.; BOTTINI, P. V.; AFFAZ, S. H.; MODA, M. A.; CLIQUET JUNIOR, A. Effect of Treadmill Gait on Bone Markers and Bone Mineral Density of Quadriplegic Subjects. Bone responses after gait training in quadriplegia **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 39, p. 1357-1363, 2006.

CARVALHO, D. C. L.; MARTINS, C. L.; CARDOSO, S. D.; CLIQUET JUNIOR, A. Improvement of Metabolic and Cardiorespiratory Responses Through Treadmill Gait Training With Neuromuscular Electrical Stimulation in Quadriplegic Subjects. **Artificial Organs**, v. 30, p. 56-63, 2006.

**CASIA Gait Database**. Produzido por Center for Biometrics and Security Research. 2005. Disponível em: < <http://www.cbsr.ia.ac.cn/english/index.asp>>. Acesso em: 09 jul. 2008.

CASTRO, M. C. F. **Desenvolvimento e Aplicação de um Sistema para Reabilitação Sensoriomotora de Membros Superiores Paralisados**. 2000. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica). Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas-SP, Brasil.

CASTRO, M. C. F.; CLIQUET JUNIOR, A. An Artificial Grasping System for the Paralysed Hand. **Artificial Organs**, v. 24, p. 185-188, 2000.

**CGA Normative Gait Database**. Produzido por Dr. Chris Kirtley MD PhD. Disponível em: < <http://www.univie.ac.at/cga/data/index.html>>. Acesso em: 09 jul. 2008.

CHESTER, V. L.; TINGLEY, M.; BIDEN, E. N. Comparison of Two Normative Paediatric Gait Databases. **Dynamic Medicine**, v. 6, 2007.

CUNHA, F. L. **Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemáticos Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores**. 1999. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica – Automação). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória-ES, Brasil.

**DEFICIENTE Online**. Produzido por Francisco Burzi, 2004. Disponível em: <[http://www.deficiente.com.br/html.php?file=deficiente/tipos\\_def/Lesao\\_Medular.htm](http://www.deficiente.com.br/html.php?file=deficiente/tipos_def/Lesao_Medular.htm)>. Acesso em: 02 mar. 2006.

FORMAL, C. S.; CAWLEY, M. F.; STIENS, S. A. Spinal Chord Injury Rehabilitation. 2. Functional Outcomes. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 78, p. 59-64, mar. 1997.

FRANCA, J. E. M. **Avaliação da Locomoção do Paraplégico sob Estimulação Elétrica Neuromuscular**. 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos-SP, Brasil.

GRAUPE, D. EMG Pattern Analysis for Patient-Responsive Control of FES in Paraplegics for Walker-Supported Walking. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 36, p. 711-719, 1989.

GRAUPE, D.; KOHN, K. H.; BASSEAS, S. P. Control of Electrically-Stimulated Walking of Paraplegics Via Above- and Below-Lesion EMG Signature Identification. **IEEE Transactions on Automatic Control**, v. 34, p. 130-138, 1989.

HOSHIMIVA, N.; MATSUKI, H.; HANDA, Y. Implantable Multichannel FES System with High Performance Immunity to Electromagnetic Interference. Engineering in Medicine and Biology Society. **Proceedings of the 20<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE**. Hong Kong, 1998. Disponível em: <<http://www.periodicos.capes.gov.br/portugues/index.jsp>>. Palavra-Chave: Handa. Acesso em: 03 mar. 2006.

**IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística**. Tabela 2.3.1 – População residente, por tipo de deficiência, segundo as Grandes Regiões e as Unidades da Federação; Tabela 1.1.3 – População residente, por situação do domicílio e sexo, segundo o tipo de deficiência – Brasil. Disponível em: <<http://www.ibge.gov.br>>. Palavra-Chave: Tetraplegia. Acesso em: 03 mar. 2006.

INRICH, W. The Fundamental Law of Electrostimulation. Department of Medical Engineering, Justus-Liebig-University, Giessen, F.R.Germany. In: **2<sup>nd</sup> Vienna International Workshop on Functional Electrostimulation: Basics, Technology and Application**, Sep. 21-24,1986, Vienna, Austria. Proceedings. Bioengineering Laboratory, 2<sup>nd</sup> Surgical Clinic, University of Vienna.

INMAN, V. T. The Classic: Human Locomotion. **Clinical Orthopedics and Related Research**, v. 288, p. 3-9, 2000.

**INTERLINK Electronics**. Produzido por Interlink Electronics, Inc., 2005. Disponível em: <<http://www.interlinkelec.com/>>. Acesso em: 17 mar. 2006.

KOSTOV, A.; ANDREWS, B.; POPOVIC, D. Machine Learning in Control of Functional Electrical Stimulation Systems for Locomotion. **IEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 42, p. 541-551, 1995.

LEITE, F. I. L. **Desenvolvimento de uma Muleta Instrumentalizada Para Fins de Acompanhamento Clínico**. 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos-SP, Brasil.

**LESAOMEDULAR.com.br**. Produzido por Sergio Antonio Giannini Nogueira. Disponível em: <<http://www.lesaomedular.com.br/>>. Acesso em: 13 fev. 2003.

LYNCH, C.; POPOVIC, M. Closed-Loop Control for FES: Past Work and Future Directions. In: **10<sup>th</sup> Annual Conference of the International FES Society**. July 2005. Montreal, Canada. p. 47-49.

**MATHWORKS**. Produzido por The MathWorks, Inc. 2008. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/>>. Acesso em: 21 fev. 2008.

MCCULLOCH, W. S.; PITTS, W. A Logical Calculus of the Ideas Immanent in Nervous Activity. **Bulletin of Mathematical Biophysics**, v. 5, p.115-133, 1943.

**MEASUREAND Shape Advantage**. Produzido por Measurand Inc., 2005. Disponível em: <<http://www.measurand.com/>>. Acesso em: 17 mar 2006.

**MICRO Análise**. Desenvolvido por Antonio da Costa Neves, 1997. Disponível em: <<http://www.microanalise.com.br/page1.htm>>. Acesso em: 17 mar. 2006.

MOURSELAS, N.; GRANAT, M. Evaluation of Patterned Stimulation for Use in Surface Functional Electrical Stimulation Systems. **Medical Engineering & Physics**, v. 20, p. 319-324, 1998.

**NATIONAL Instruments**. Produzido por National Instruments Corporation, 2006. Disponível em: <<http://www.ni.com/>>. Acesso em: 22 mar. 2006.

**NIDEC-SHIMPO**. Produzido por Nidec-Shimpo Corporation, 2004. Disponível em: <<http://www.nidec-shimpo.co.jp/en/index.htm>>. Acesso em: 17 mar. 2006.

PAPPAS, I.; KELLER, T.; MANGOLD, S.; POPOVIC, M. R.; DIETZ, V.; MORANI, M. A Reliable Gyroscope-based Gait-Phase Detection Sensor Embedded in a Shoe Insole. **IEEE Sensors**, v. 4, p. 268-274, 2004.

PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Funcion**. New Jesrey: SLACK Incorporated, 1992.

POPOVIC, M. R.; CURT, A.; KELLER, T.; DIETZ, V. Functional Electrical Stimulation for Grasping and Walking: Indications and Limitations. **Spinal Cord**, v. 39, p. 403-412, 2001.

POPOVIC, M. R.; KELLER, T.; IBRAHIM, S.; VON BÜREN, G.; MORANI, M. Gait Identification and Recognition Sensor. **International Workshop on Functional Electrical Stimulation**, Vienna, Austria, p. 153-156, 1998.

QUINTERN, J.; RIENER, R.; RUPPRECHT, S. Comparison of Stimulation and Experiments of Different Closed-Loop Strategies for Functional Electrical Stimulation: Experiments in Paraplegics. **Artificial Organs**, v. 21, p. 232-235, 1997.

**REHABTEAMSITE**. Produzido por the Louis Calder Memorial Library of the University of Miami/Jackson Memorial Medical Center. 2001. Disponível em: <<http://calder.med.miami.edu/providers/MEDICINE/parap.html>>. Acesso em: 2 mar. 2006.

SCOTT, T. R. D.; HAUGLAND, M. Command and Control Interfaces for Advanced Neuroprosthetic Applications. **Neuromodulation**, v. 4, p.165-175, 2001.

SOLBERG, J. **Closed-Loop Control of Functional Electrical Stimulation for Human Gait: Introduction, Feedback Sensors, and Foreseeable Difficulties.** Submitted for fulfillment of ELEC 8900 (full-time project) to the School of Electrical and Information Engineering. 2000.

**SOUTHAMPTON Human ID at a Distance database.** Produzido por Mike Grant. 2004. Disponível em: < <http://www.gait.ecs.soton.ac.uk/database/>>. Acesso em: 09 jul. 2008.

SUDARSKY, L. Geriatrics: Gait Disorders in the Elderly. **The New England Journal of Medicine**, v. 20, p. 1441-1445, 1990.

**TEXAS Instruments.** Produzido por Texas Instruments, Inc., 2006. Disponível em: <<http://www.ti.com/>>. Acesso em: 17 mar. 2006.

TONG, H.; GRANAT, M. H. A Practical Gait Analysis System Using Gyroscopes. **Medical Engineering & Physics**, v. 21, p. 87-94, 1999.

**VISHAY Micro-Measurements.** Produzido por Vishay Intertechnology, Inc., 2006. Disponível em: <<http://www.vishay.com/company/brands/measurements-group/>>. Acesso em: 22 mar. 2006.

VOSSIUS, G. Comparison of FES of the Upper Extremities by Means of Surface and of Implanted Electrodes. Institut für Biokybernetik und Biomedizinische Technik, Universität Karlsruhe, Germany. In: **2<sup>nd</sup> Vienna International Workshop on Functional Electrostimulation: Basics, Technology and Application**, Sep. 21-24, 1986, Vienna, Austria. Proceedings. Bioengineering Laboratory, 2<sup>nd</sup> Surgical Clinic, University of Vienna.

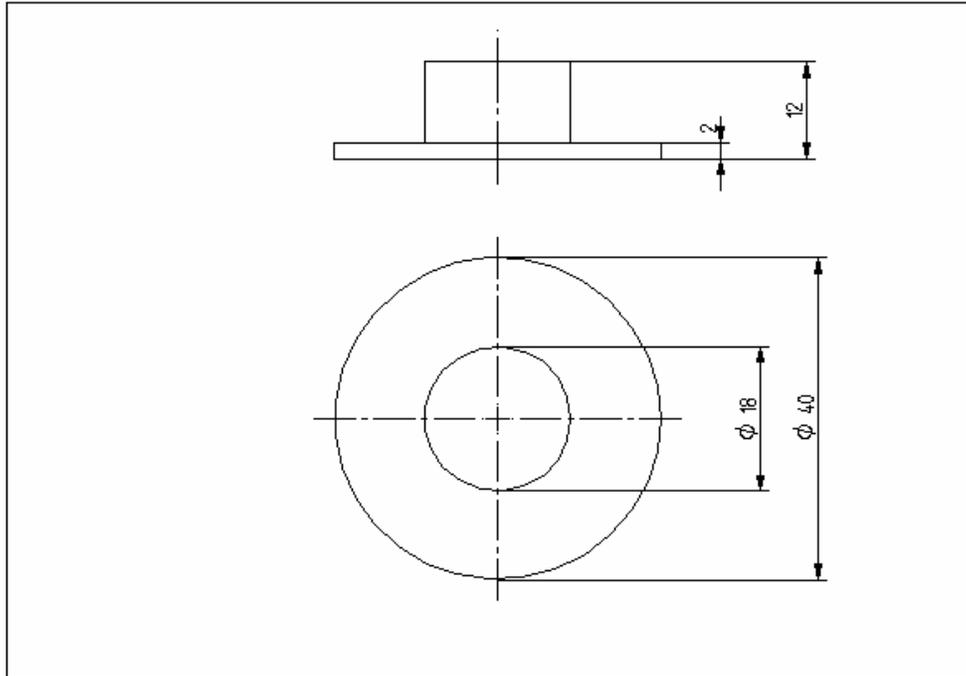
WALL, J. C. A Marcha. In: DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento Funcional Humano: Mensuração e Análise.** São Paulo: Ed. Manole Ltda, 2001. cap. 6, p. 93-105.

---

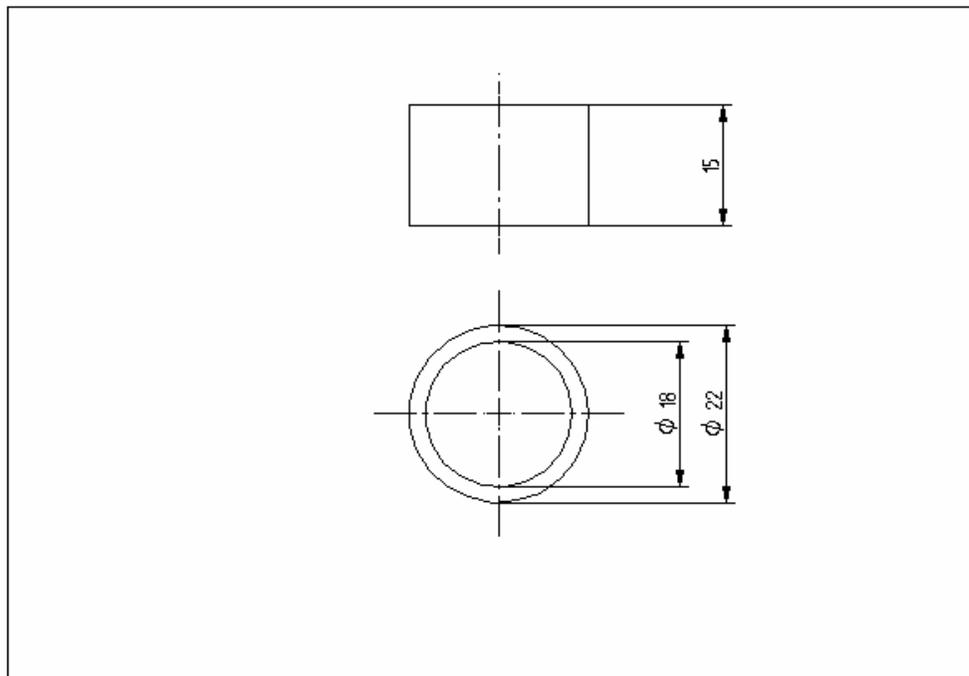
\* De acordo com:  
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023:** informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

# APÊNDICE A – DESENHOS

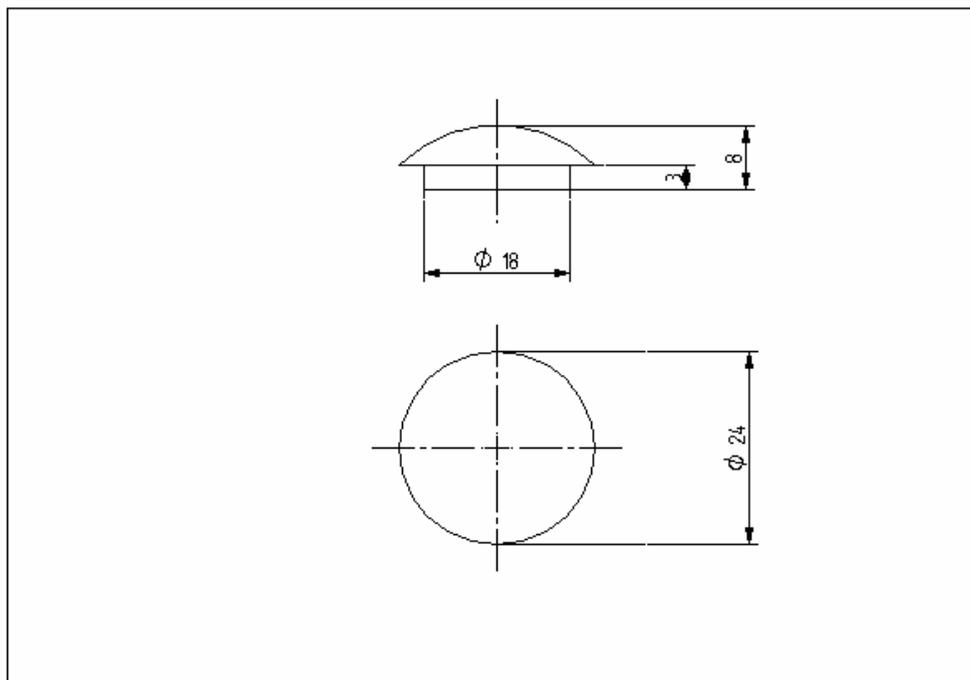
Base da célula de carga:



Corpo da célula de carga:

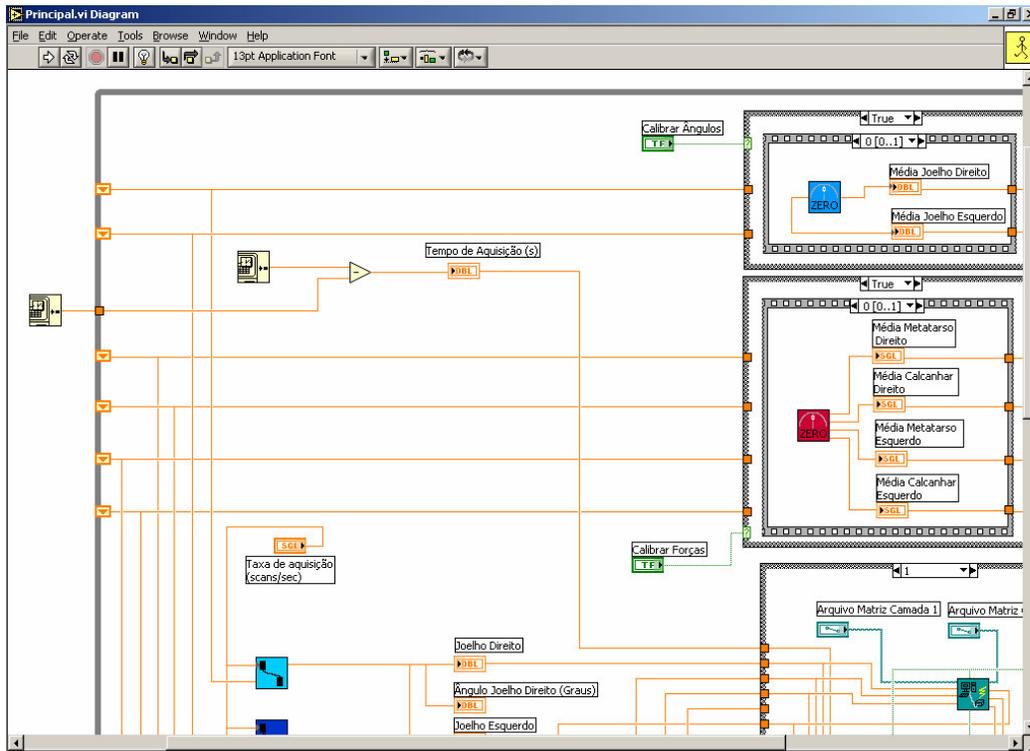


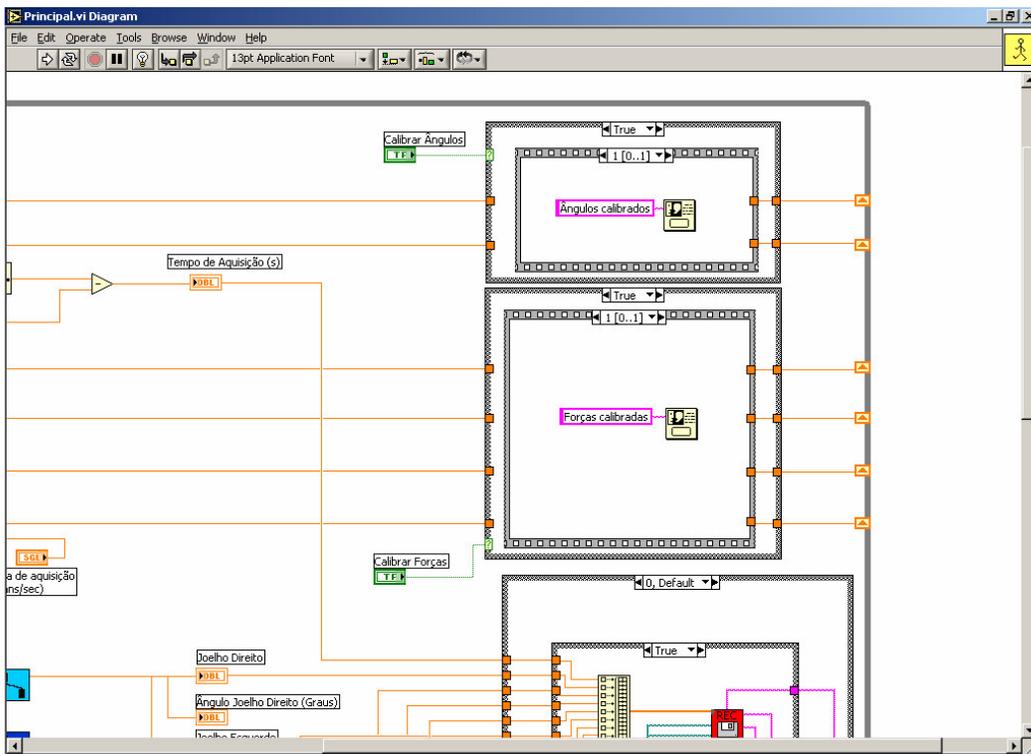
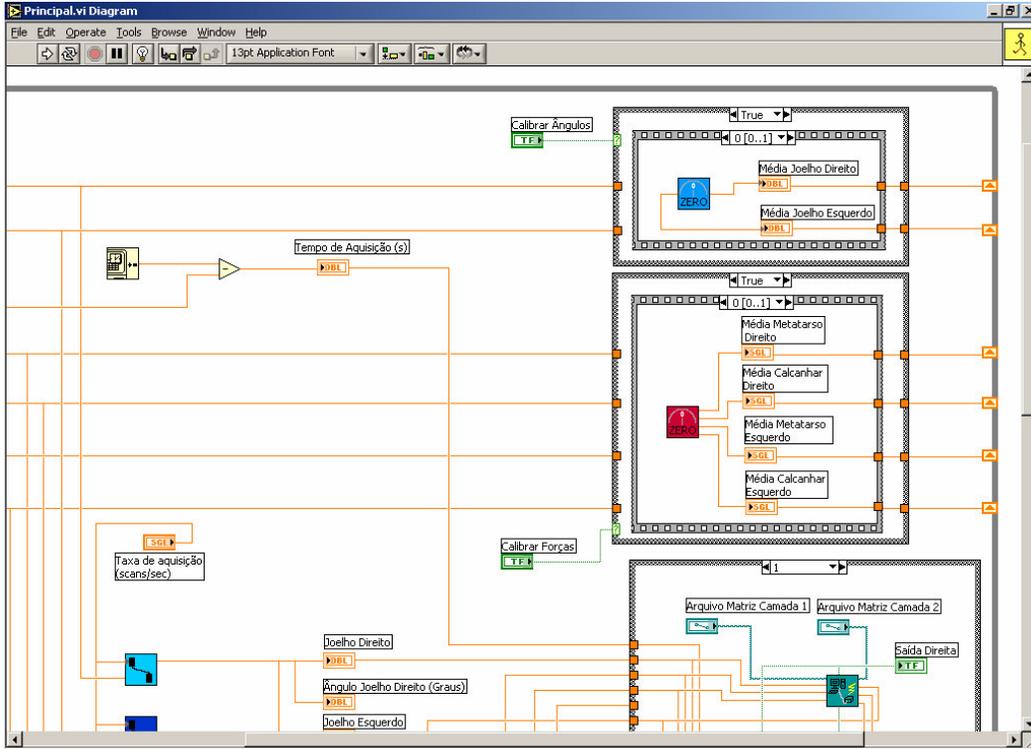
Topo da célula de carga:

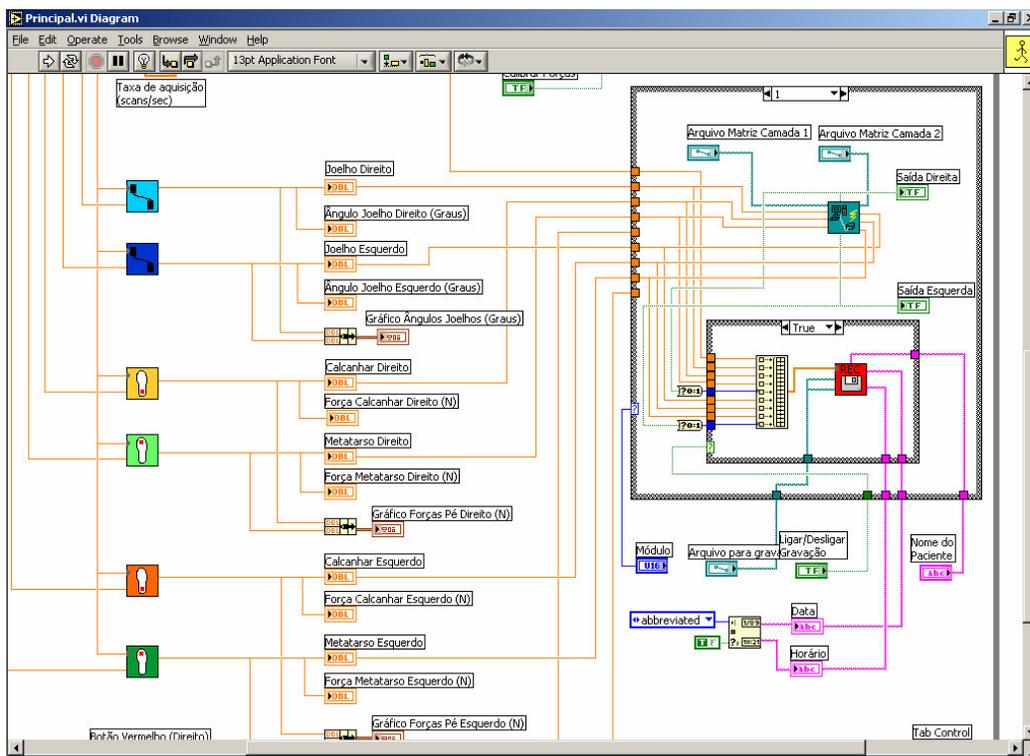
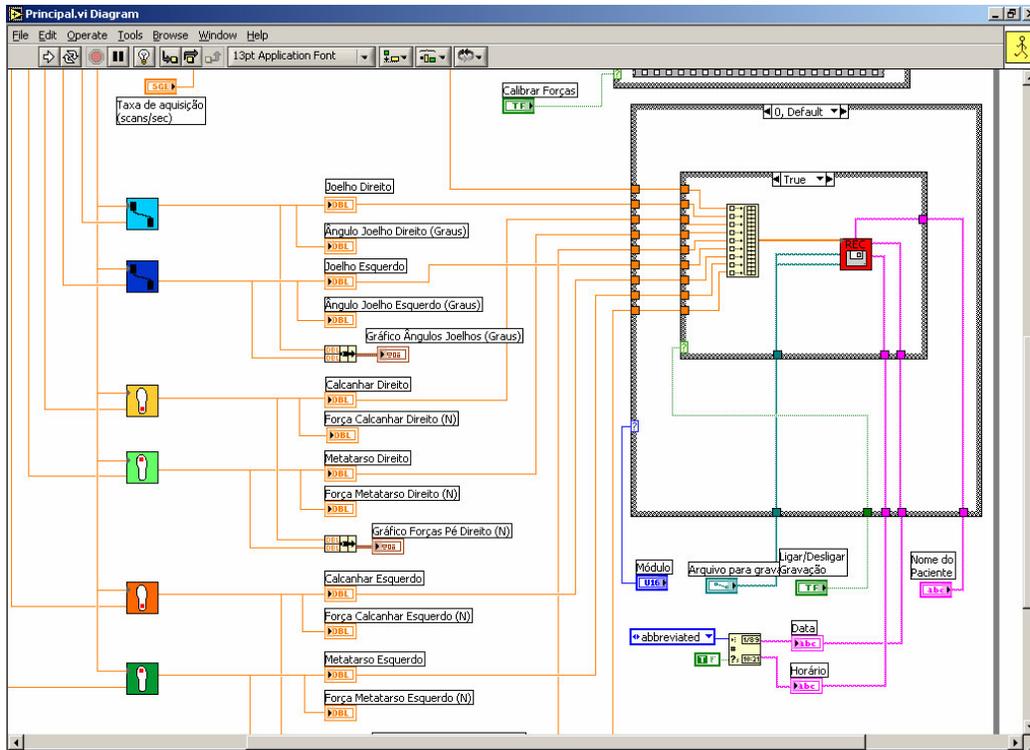


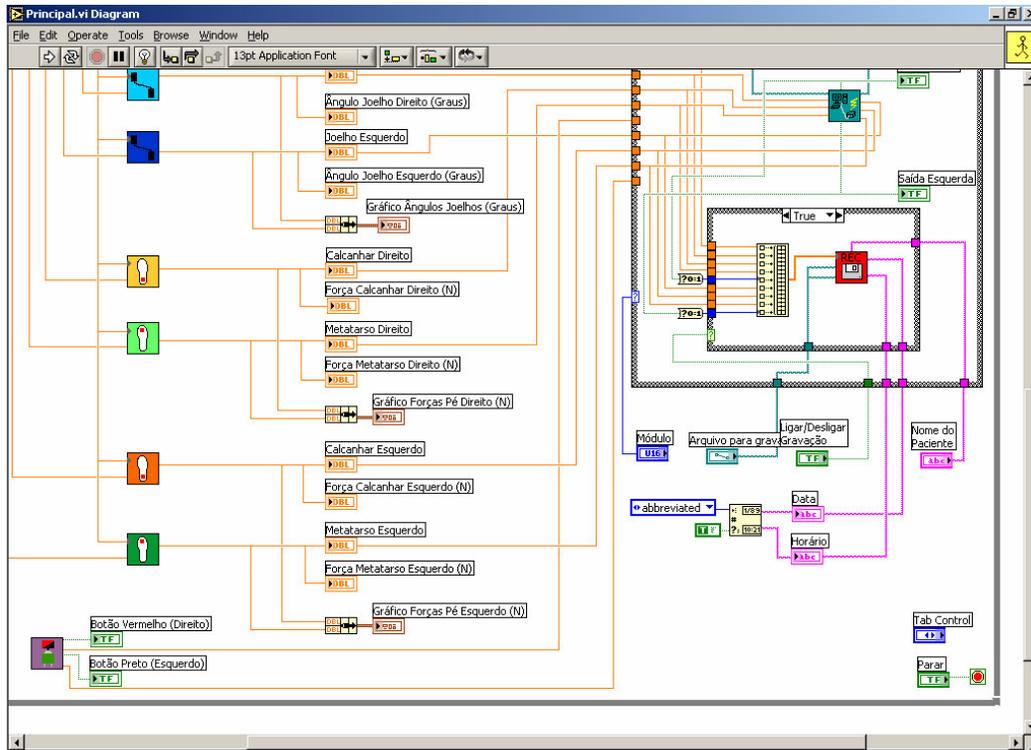
# APÊNDICE B – SOFTWARE

Programa Principal - LabVIEW:

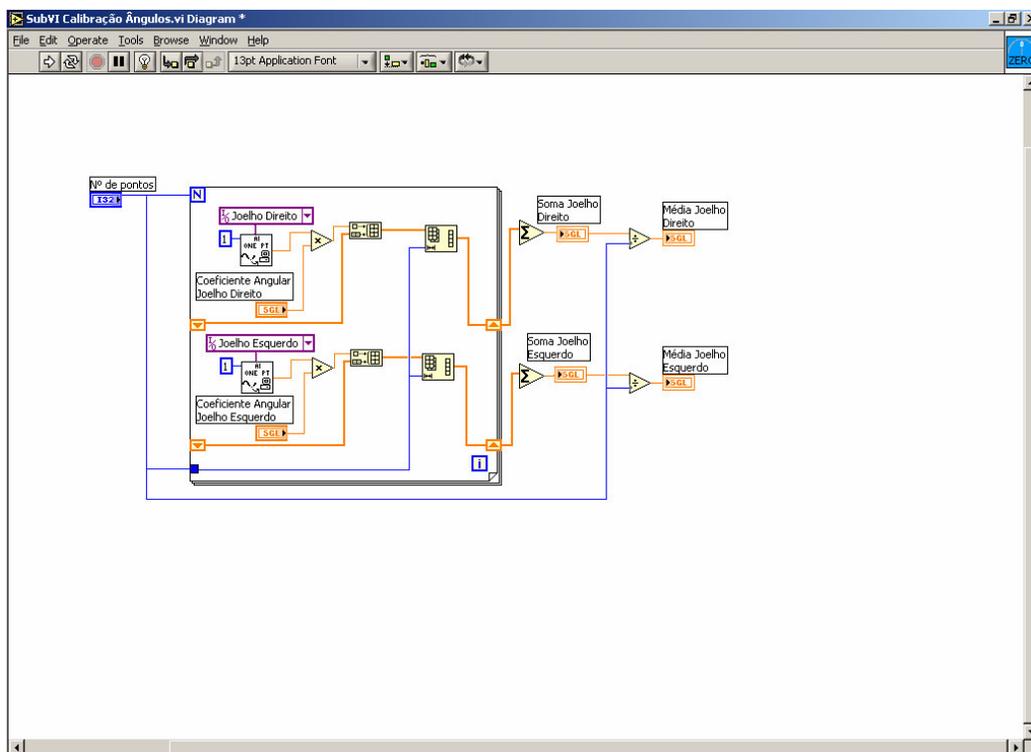




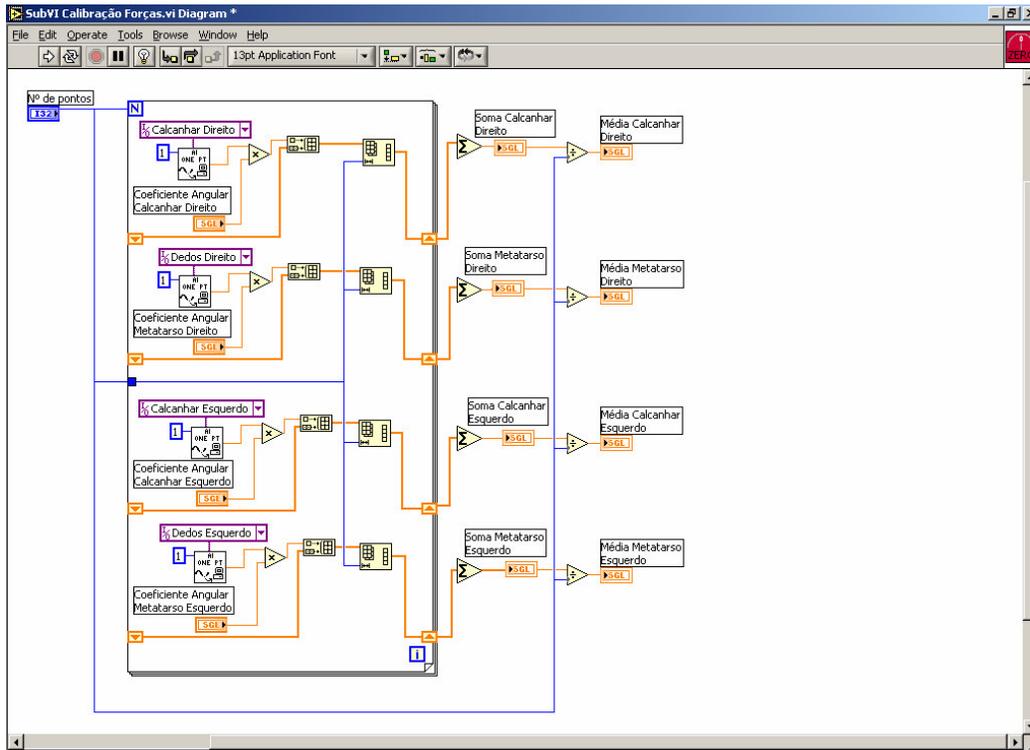




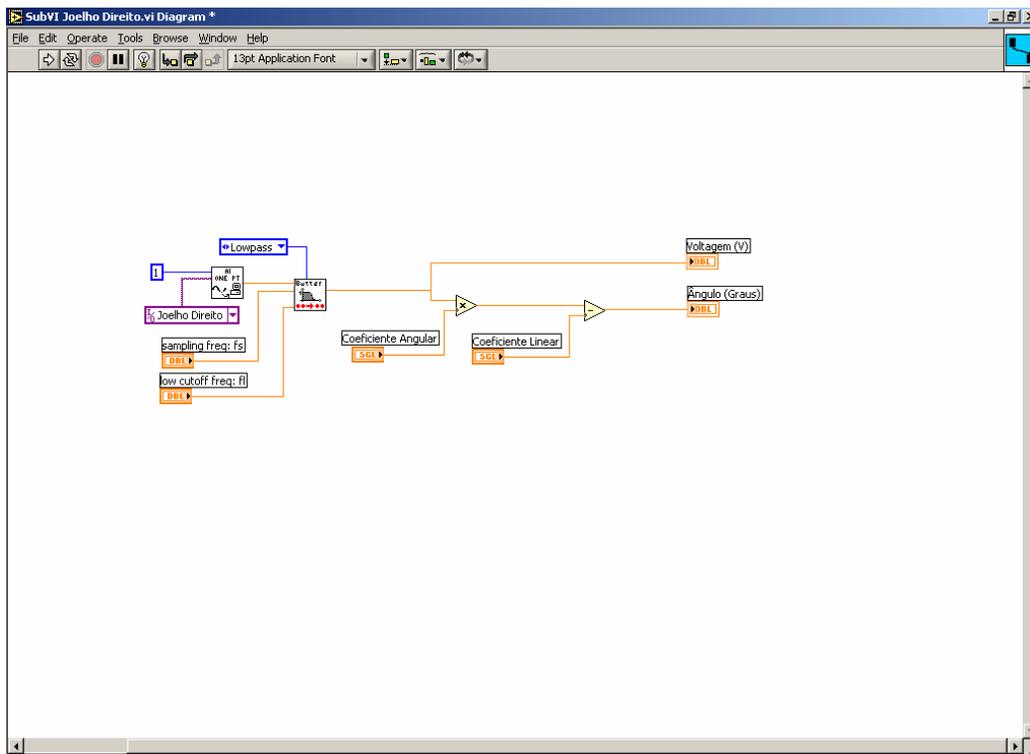
Subprograma de calibração de ângulos - LabVIEW:



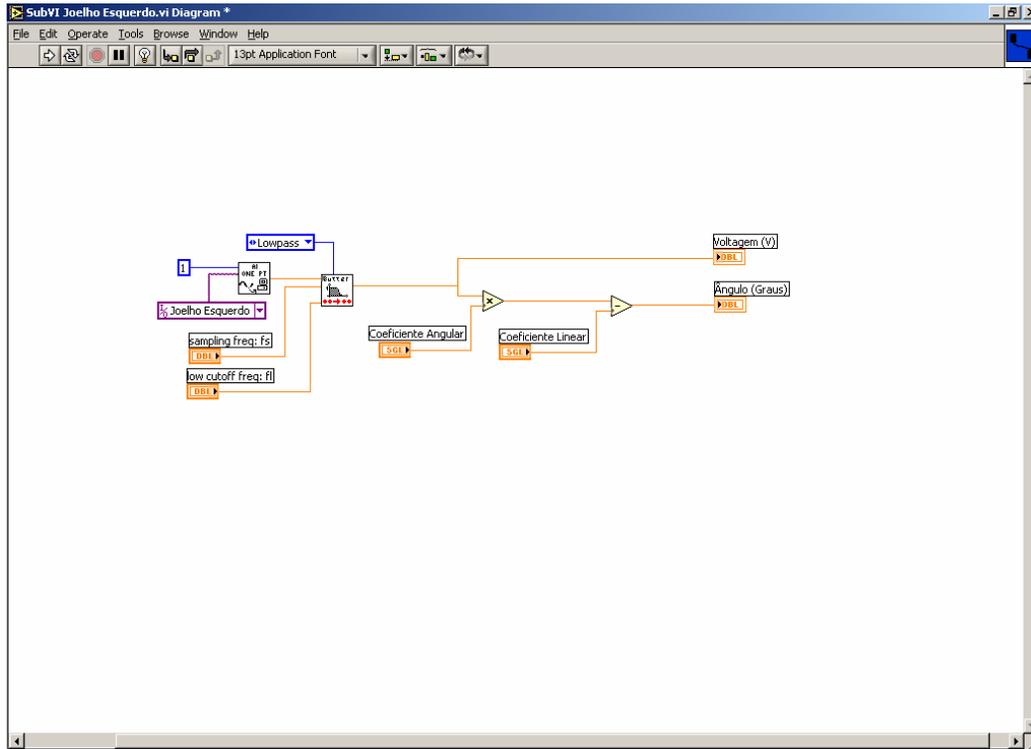
## Subprograma de calibração de forças - LabVIEW:



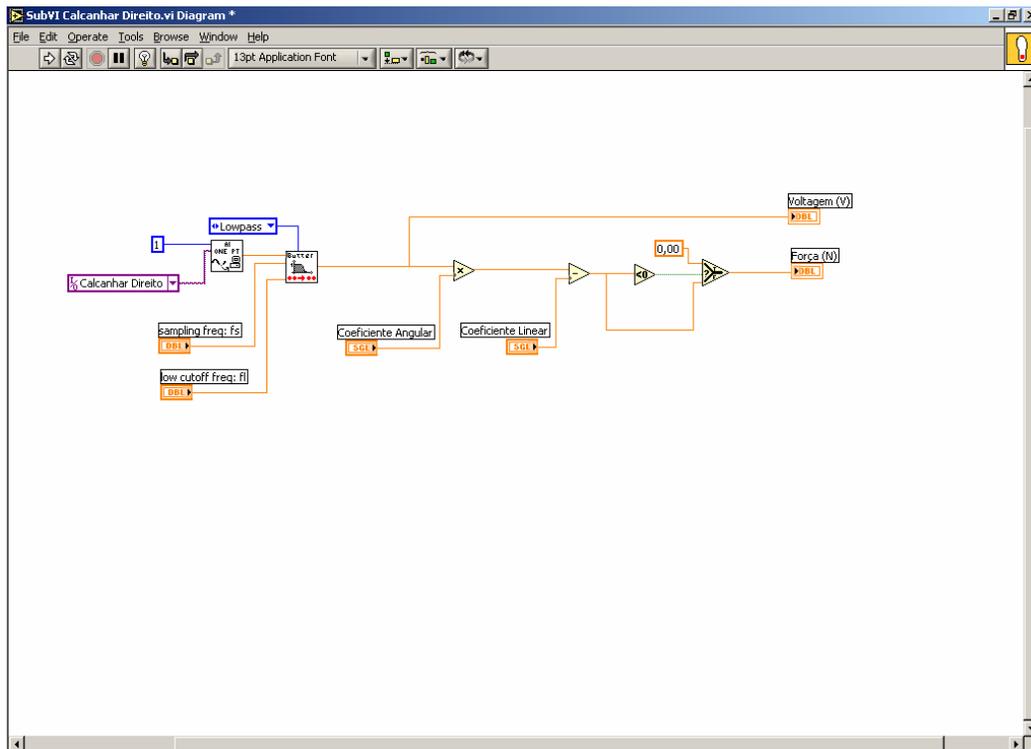
## Subprograma de aquisição do joelho direito - LabVIEW:



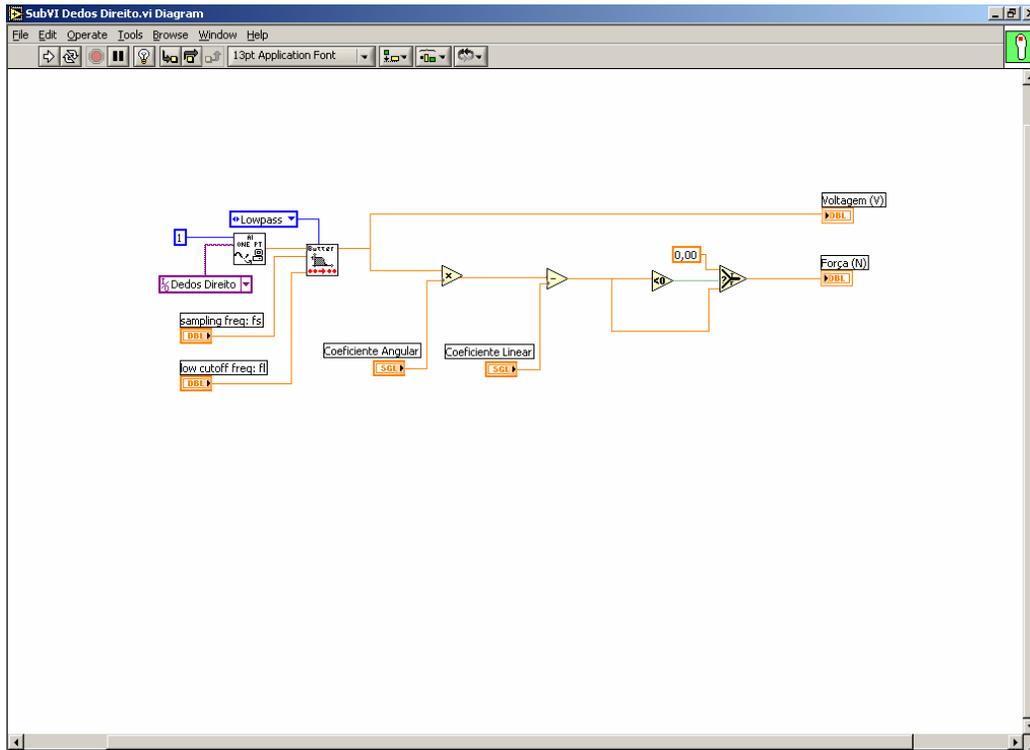
### Subprograma de aquisição do Joelho esquerdo - LabVIEW:



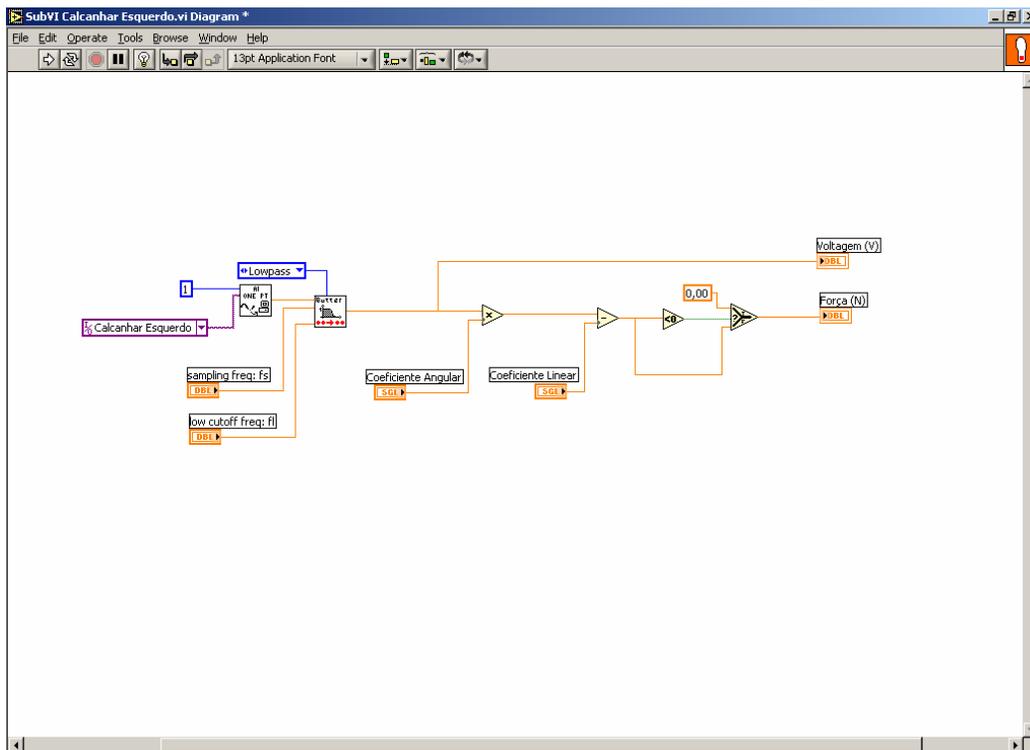
### Subprograma de aquisição do retopé direito - LabVIEW:



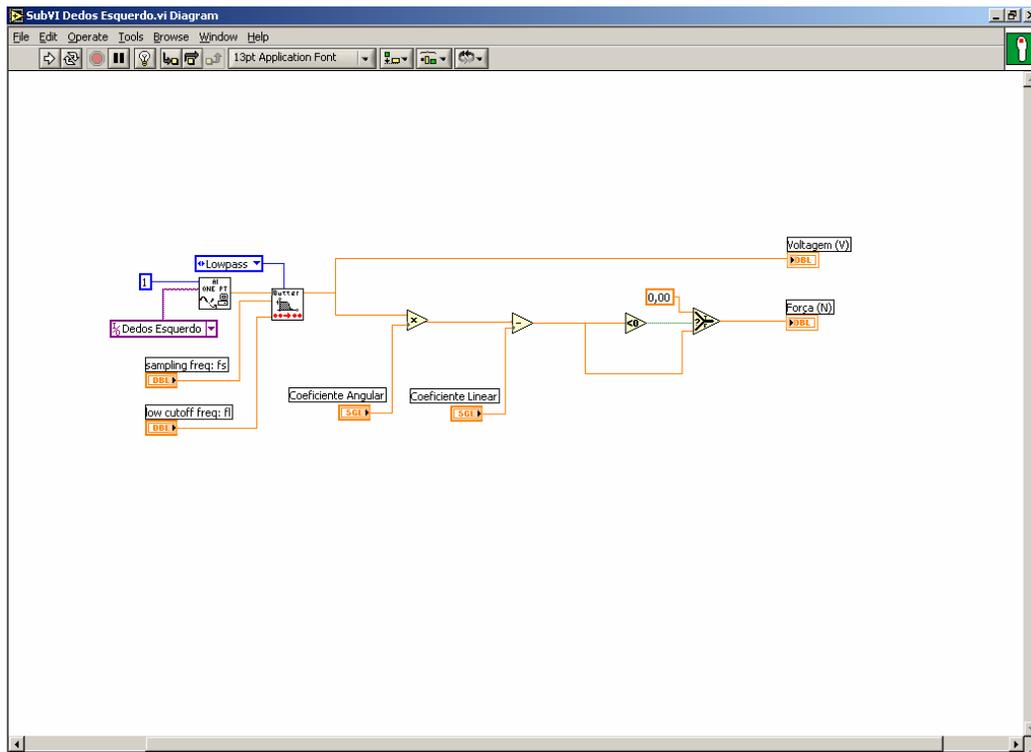
## Subprograma de aquisição do antepé direito - LabVIEW:



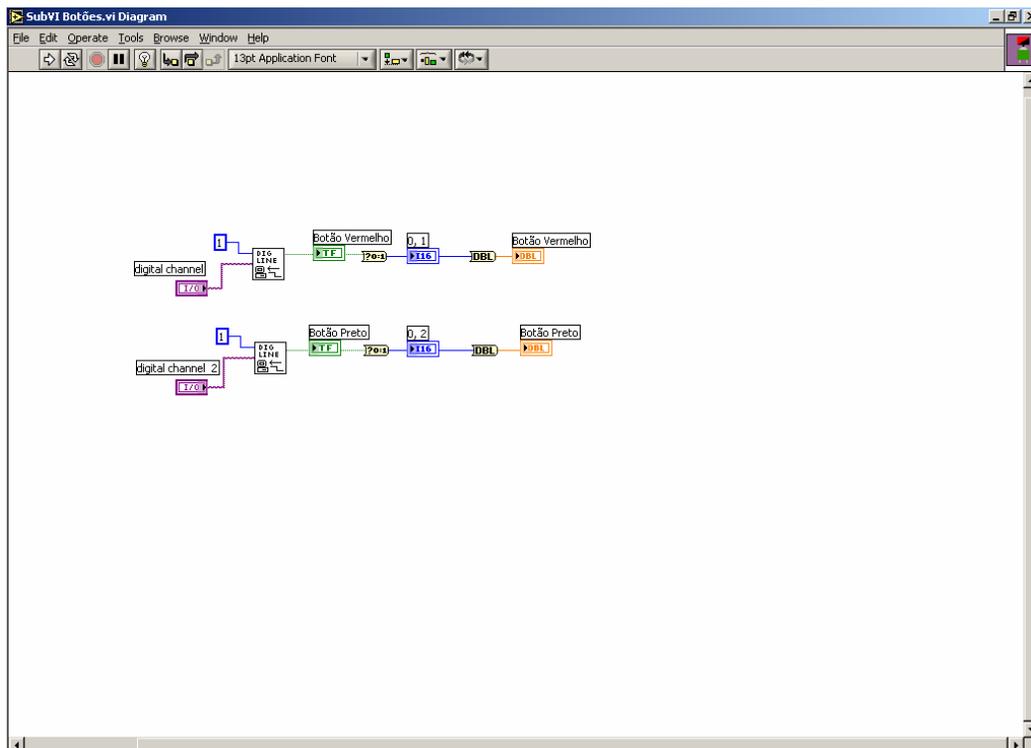
## Subprograma de aquisição do retopé esquerdo - LabVIEW:



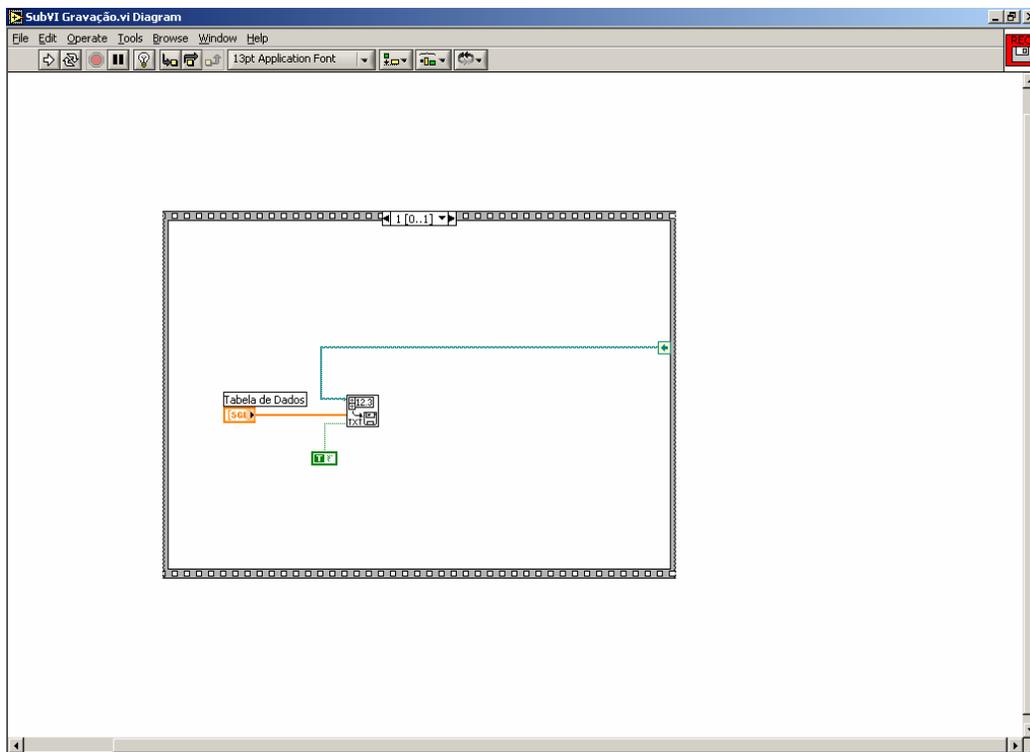
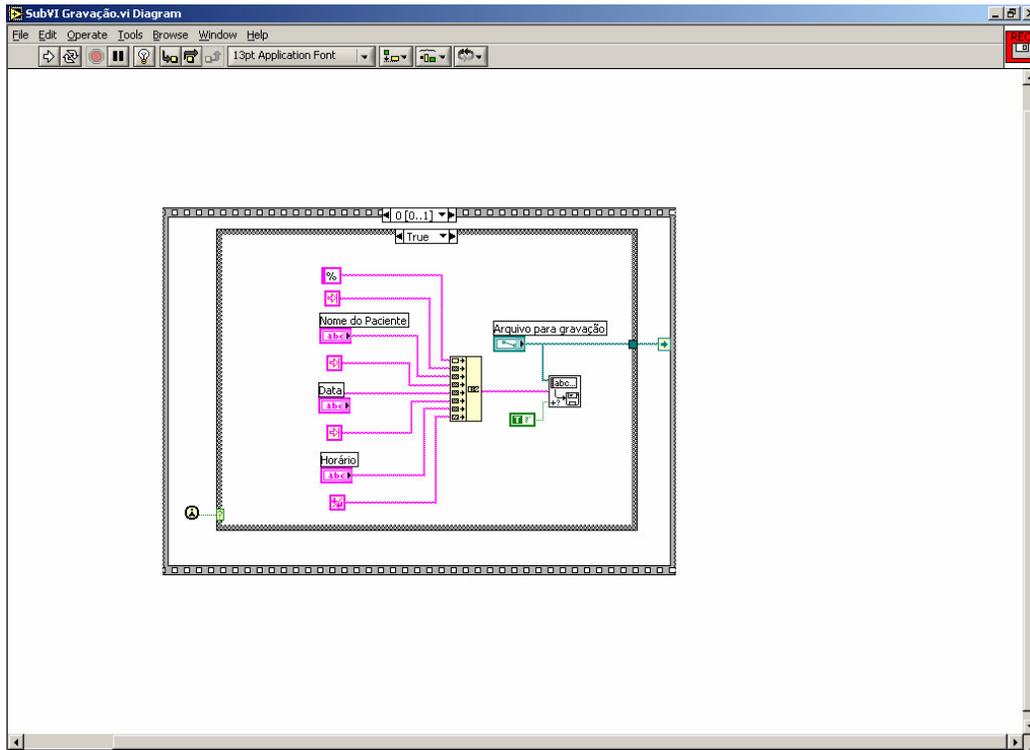
### Subprograma de aquisição do antepé esquerdo - LabVIEW:



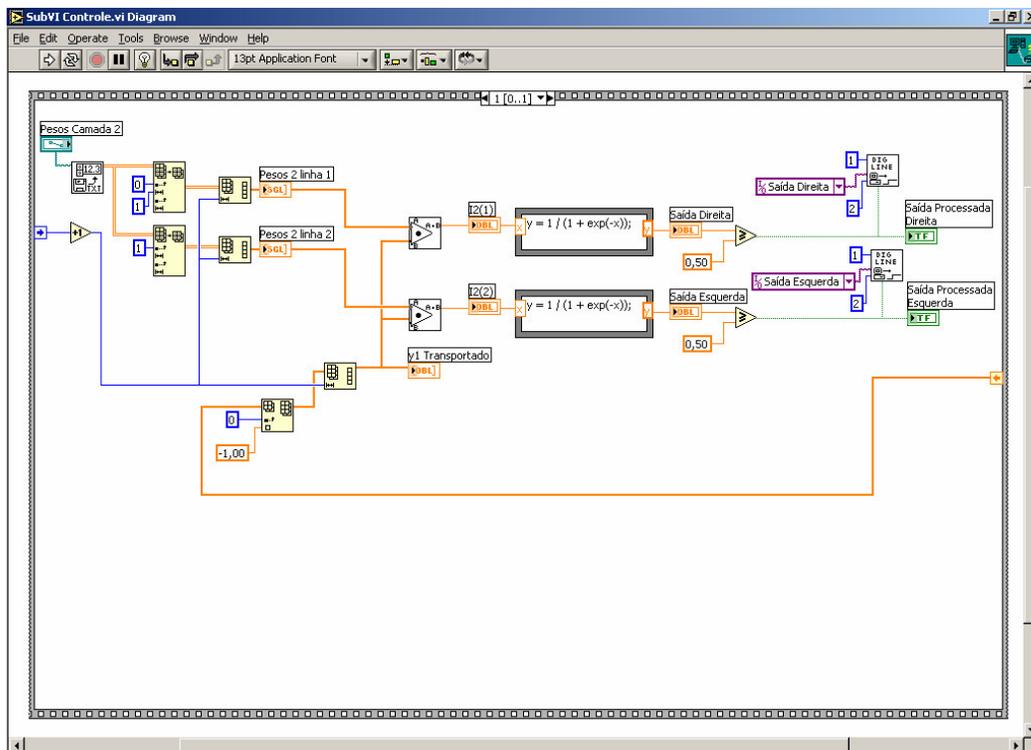
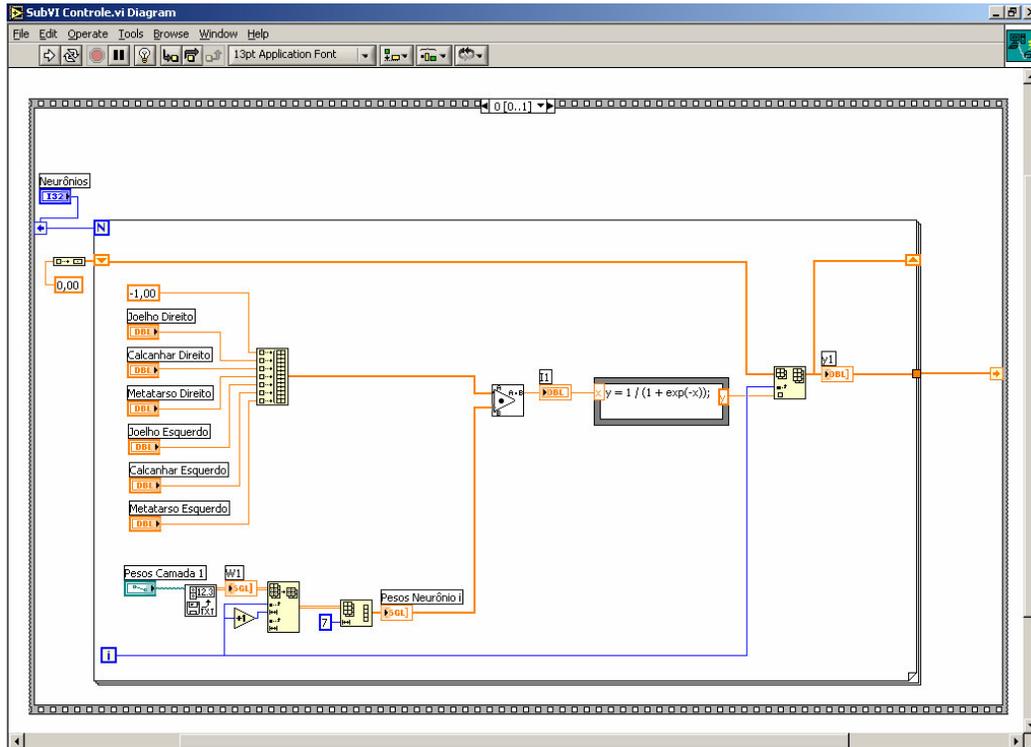
### Subprograma de aquisição dos botões - LabVIEW:



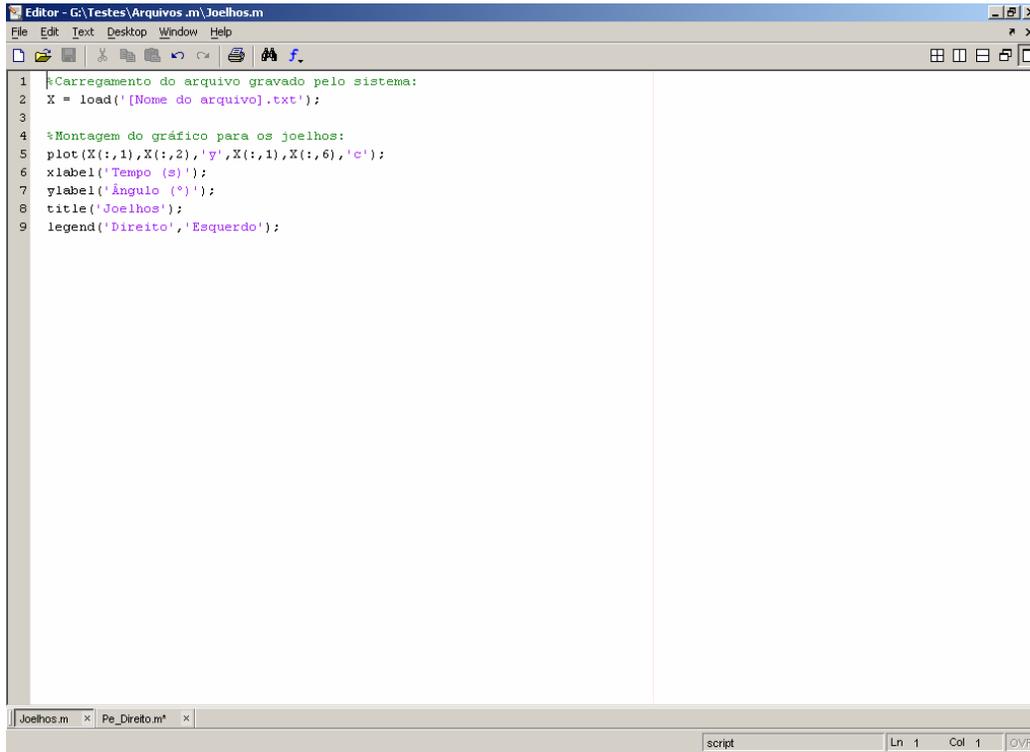
## Subprograma de gravação dos dados - LabVIEW:



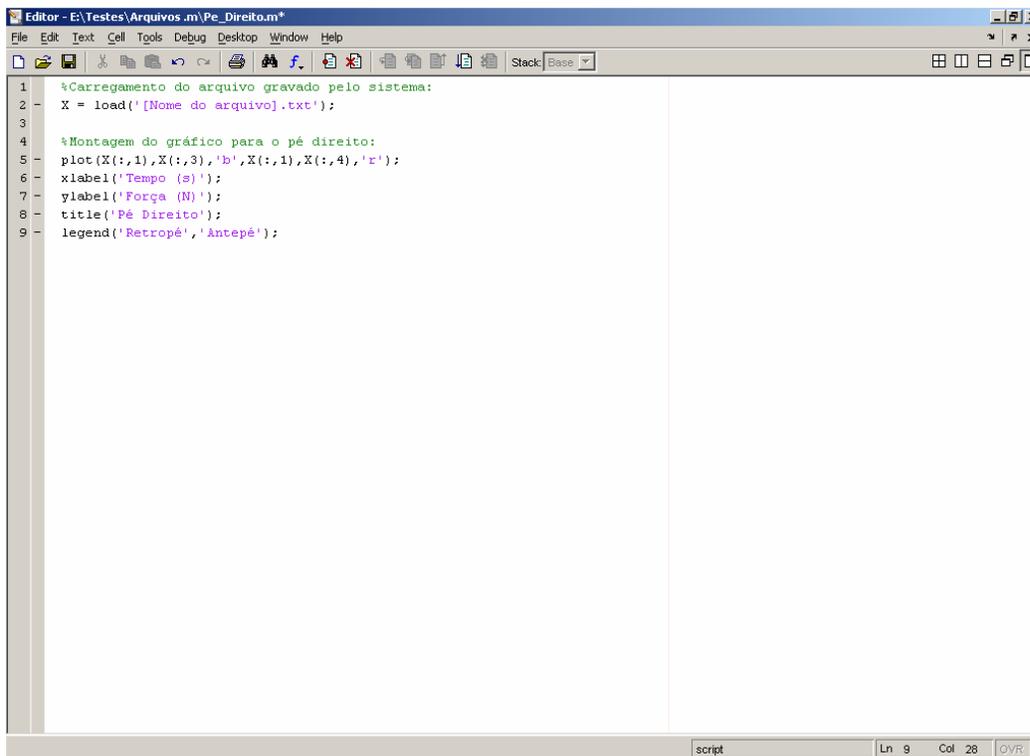
## Subprograma de controle - LabVIEW:



## Programas para tratamento dos dados coletados – Matlab:



```
Editor - G:\Testes\Arquivos.m\Joelhos.m
File Edit Text Desktop Window Help
Joelhos.m x Pe_Direito.m x
1 %Carregamento do arquivo gravado pelo sistema:
2 X = load(['Nome do arquivo].txt');
3
4 %Montagem do gráfico para os joelhos:
5 plot(X(:,1),X(:,2),'y',X(:,1),X(:,6),'e');
6 xlabel('Tempo (s)');
7 ylabel('Ângulo (°)');
8 title('Joelhos');
9 legend('Direito','Esquerdo');
```



```
Editor - E:\Testes\Arquivos.m\Pe_Direito.m*
File Edit Text Cell Tools Debug Desktop Window Help
Stack: Base
1 %Carregamento do arquivo gravado pelo sistema:
2 X = load(['Nome do arquivo].txt');
3
4 %Montagem do gráfico para o pé direito:
5 plot(X(:,1),X(:,3),'b',X(:,1),X(:,4),'r');
6 xlabel('Tempo (s)');
7 ylabel('Força (N)');
8 title('Pé Direito');
9 legend('Retropé','Antepé');
```

```

Editor - E:\Testes\Arquivos.m\Pe_Esquerdo.m
File Edit Text Cell Tools Debug Desktop Window Help
Stack: Base
1 %Carregamento do arquivo gravado pelo sistema:
2 X = load(['Nome do arquivo'].txt');
3
4 %Montagem do gráfico para o pé esquerdo:
5 plot(X(:,1),X(:,7),'g',X(:,1),X(:,8),'m');
6 xlabel('Tempo (s)');
7 ylabel('Força (N)');
8 title('Pé Esquerdo');
9 legend('Retropé','Antepé');
script Ln 9 Col 28 OVR

```

```

Editor - G:\Testes\Arquivos.m\Inicializacao.m
File Edit Text Desktop Window Help
Stack: Base
1 %Carregamento do arquivo gravado pelo sistema:
2 X = load(['Nome do arquivo'].txt');
3
4 %Tamanho da matriz de treinamento:
5 Size_train = 2000;
6
7 %Entradas para treinamento da rede:
8 Inputs = X(1:Size_train,2:4);
9 Inputs(:,4:6) = X(1:Size_train,6:8);
10 Inputs = Inputs';
11
12 %Saídas esperadas para treinamento da rede:
13 Targets = X(1:Size_train,5);
14 Targets(:,2) = X(1:Size_train,9);
15 Targets = Targets';
16
17 %Entradas para teste da rede:
18 Inputs_t = X(Size_train + 1:size(X,1),2:4);
19 Inputs_t(:,4:6) = X(Size_train + 1:size(X,1),6:8);
20 Inputs_t = Inputs_t';
21
22 %Saídas esperadas para teste da rede:
23 Targets_t = X(Size_train + 1:size(X,1),5);
24 Targets_t(:,2) = X(Size_train + 1:size(X,1),9);
25 Targets_t = Targets_t';
26
27 %Número de neurônios na camada escondida:
28 Neurons = 15;
script Ln 11 Col 1 OVR

```

```
Editor - G:\Testes\Arquivos_m\Treinamento.m
File Edit Text Desktop Window Help
1 %Inicialização da rede:
2 net = newff;
3 net = newff(minmax(Inputs),[Neurons 2],('logsig' 'logsig'));
4
5 %Inicialização dos pesos:
6 net = init(net);
7
8 %Definição do número de épocas de treinamento:
9 net.trainParam.epochs = 2000;
10
11 %Treinamento:
12 net = train(net, Inputs, Targets);

script Ln 1 Col 1 OVR
```

```
Editor - G:\Testes\Arquivos_m\Teste.m
File Edit Text Desktop Window Help
1 %Teste da rede:
2 Saidas = sim(net,Inputs_t);
3
4 %Normalização das saídas:
5 for j=1:size(Saidas,2)
6     for i = 1:2
7         if Saidas(i,j)>= 0.5
8             Saidas_n(i,j) = 1;
9         else
10            Saidas_n(i,j) = 0;
11        end
12    end
13 end
14
15 %Porcentagem de acerto na perna direita:
16 Soma_d = 0;
17 for j = 1:size(Saidas_n,2)
18     if isequal(Saidas_n(1,j),Targets_t(1,j))
19         Soma_d = Soma_d +1;
20     end
21 end
22
23 Porcent_d = Soma_d / size(Saidas_n,2) * 100;
24
25 %Porcentagem de acerto na perna esquerda:
26 Soma_e = 0;
27 for j = 1:size(Saidas_n,2)
28     if isequal(Saidas_n(2,j),Targets_t(2,j))
29         Soma_e = Soma_e +1;
30     end
31 end
32
33 Porcent_e = Soma_e / size(Saidas_n,2) * 100;
34
35 %Porcentagem de acerto geral:
36 Porcent = (Soma_d + Soma_e) / (2 * size(Saidas_n,2)) * 100;

script Ln 1 Col 1 OVR
```

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)