

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

Tony Inácio da Silva

Implementação de um Sistema para
Geração e Avaliação de
Movimentos em Pacientes Hemiplégicos

Tese submetida à Universidade Estadual Paulista -
UNESP, Campus de Ilha Solteira, como parte dos
requisitos necessários para a obtenção do título de
Doutor em Engenharia Elétrica.

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho
Orientador

ILHA SOLTEIRA/SP, Fevereiro de 2007.

FICHA CATALOGRÁFICA

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

S586i	Silva, Tony Inácio da. Implementação de um sistema para geração e avaliação de movimentos em pacientes hemiplégicos / Tony Inácio da Silva. – Ilha Solteira : [s.n.], 2007 xxii, 171p. : il. (algumas fotos, color.) Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, 2007 Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho Bibliografia: (contém bibliografia por capítulos) 1. Deficientes físicos - Reabilitação. 2. Hemiplégicos. 3. Engenharia biomédica. 4. Estimulação elétrica nervosa transcutânea. 5. Detectores.
-------	---

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

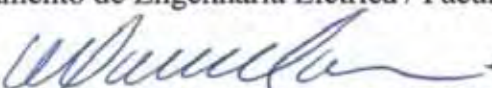
TÍTULO: Implementação de um Sistema para Geração e Avaliação de Movimentos em Pacientes Hemiplégicos

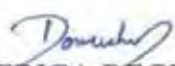
AUTOR: TONY INÁCIO DA SILVA

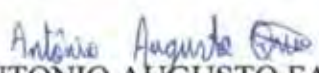
ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

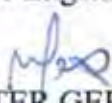
Aprovada com parte das exigências para obtenção do Título de DOUTOR em ENGENHARIA ELÉTRICA pela Comissão Examinadora:


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

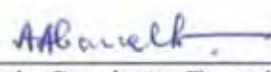

Prof. Dr. MARCELO CARVALHO MINHOTO TEIXEIRA
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof.^a Dr.^a ERICA REGINA MARANI DARUICHI MACHADO
Departamento de Matemática / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. ANTONIO AUGUSTO FASOLO QUEVEDO
Departamento de Engenharia Biomédica / Universidade Estadual de Campinas


Prof. Dr. WALTER GERMANOVIX
Departamento de Engenharia Elétrica / Universidade Estadual de Londrina

Data da realização: 26 de fevereiro de 2007



Presidente da Comissão Examinadora
Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

*À minha Amada Aline Macedo
Dedico*

*Aos meus pais José Inácio e Ruth.
As minhas irmãs Sílvia, Ruth, Carolina e Marisa.
A minha família.
Aos meus amigos.
Ofereço*

“Ele te declarou, ó homem, o que é bom e que é o que o SENHOR pede de ti: que pratiques a justiça, e ames a misericórdia, e andes humildemente com o teu DEUS.”

(Miquéias 6:8)

Agradecimentos

Quero agradecer primeiramente e principalmente a Deus, pois Ele tem me dado forças para prosseguir, e Paz para saber que no meio de fios, resistores, transistores e circuitos integrados, tudo não dando certo, nada funcionando, nenhuma resposta obtida, ELE é soberano, e capaz de me ensinar para solucionar os problemas, e mexer naquele capacitor escondido e tudo voltar a funcionar. “Até aqui o Senhor tem nos ajudado!!”

A minha esposa Aline pelo carinho e compreensão, por caminharmos juntos!

Aos meus pais e irmãs e a toda minha família que me acompanharam desde sempre, com entusiasmo e incentivo a continuar. E também a família de minha esposa, que me apoiaram a cada instante.

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

Ao professor Marcelo Teixeira (DEE/FEIS) e a professora Erica Regina (MAT/FEIS) pelas suas valiosas contribuições.

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

Aos técnicos Diego Moreno e Sebastião pela montagem de alguns dos circuitos de condicionamento, confecção das placas de circuito impresso, e confecção mecânica de alguns componentes.

Aos meus colegas Edson Batista, Uender Faria, Wesley Pontes, Marcelo Sanches, Fausto Dantas, Jurandir Soares, Marcio Portela, João Onofre, Fábio Toshiaki, Flávio Alessando, Jean Marcos, Cristiano Quevedo, Sergio Nazário, Wendel, Marcos, Marilene Mantovani, Mara, Marcelo Almeida, Wagner Ferreira, Josivaldo Godoy, Ruberlei Gaino, Adriano Cardoso, Vlademir, Wilson Borges, Pedro Cox, Silvano Rossi, Ricardo Freitas, Mateus, Rodrigo Koji, Celso Miasaki, que de muitas formas, em muitas ocasiões, deram valiosas contribuições durante a realização deste trabalho.

Aos técnicos Adilson, Everaldo, Hidemassa, Aderson e Chaves pelo apoio

técnico em algumas deste trabalho.

Aos técnicos Deoclécio, Roberto, e Carlos Alex, pelo apoio nos problemas de informática. Ao Kleber Fogaça por sua imensa colaboração na compra dos equipamentos de informática, não mediu esforços para encontrar diversos componentes do sistema implementado. A todos listeiros da lista de discussão HardBr, do Yahoo Grupos, pois das diversa dúvidas de sobre hardware que surgiram, eles sanaram muitas.

À Sueli *in memorian*, Luzinete, Sandra, João, Cleide, Elaini, Marta, Neide, Terezinha, Arlindo, entre muitos outros funcionários da FEIS/UNESP agradeço por me ajudarem em diversas ocasiões. Em especial à Maria Cristina, Onilda Akasaki, Adelaide Passipieri, Maria Fátima que por inúmeras vezes foram muito além de suas obrigações para me ajudarem e me atenderem, reafirmando nossa grande amizade.

Aos meus amigos e pastores Odécio Nogueira, Carlos Castilho, Carlos Lee, Nativa Gaspar, Joaquim Sabino, Sebastião, e Vagner de Paula por suas sempre valiosas orientações e orações por minha vida.

Ao Nelson Takahashi, a Beatriz Martins, Mariângela Caciari, Mauro Conti pelas oportunidades de trabalho conjunto.

Ao Colégio Impacto (Três Lagoas/MS), a FAR – Faculdade Reunida (Ilha Solteira/SP), a Universidade Dom Bosco (Campo Grande/MS), e ao CEFETMT (Cuiabá/MT) e todos os seus colaboradores, e me deram a oportunidade de colaborar junto a estas instituições, além de me apoiarem e incentivarem a realizar o presente trabalho.

À CAPES e à FAPESP pelo suporte financeiro.

Resumo

Foi desenvolvido um sistema eletrônico de eletroestimulação funcional e de monitoramento, para geração e avaliação de movimentos nos membros inferiores de pacientes hemiplégicos, com rotinas de acompanhamento do progresso do tratamento, visando melhorar e abreviar a reabilitação do hemiplégico. O sistema eletrônico é constituído por uma estação de controle, um módulo de monitoramento e um estimulador neuromuscular microcontrolado. Pode ser acoplado ao paciente, é portátil, autônomo e independente, permitindo livre trânsito do indivíduo, com menores riscos de erro e interferência na transmissão de dados para a estimulação. A estação de controle é constituída, essencialmente, por um computador formado por uma placa mãe Micro-ATX, disco rígido e demais periféricos, formando uma unidade de controle independente e autônoma. Pode ser integrada a uma rede local por meio de comunicação sem fio. Contém um programa com rotinas para gerenciar a aquisição de sinais produzidos pelo módulo de monitoramento e um algoritmo de controle que utiliza modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno, baseado em desigualdades lineares matriciais - LMI. Este modelo de controle tem tido um interesse crescente em estudos recentes, e não há nenhum relato, na literatura especializada, de seu uso em sistemas de reabilitação de pacientes hemiplégicos. O módulo de monitoramento é constituído por sensores de força, eletrogoniômetros, eletrodos de eletromiografia, e seus respectivos circuitos de condicionamento de sinais, medidor de pressão arterial e de frequência cardíaca. Os sinais produzidos pelo módulo de monitoramento são conectados ao computador da estação de controle via interface USB/serial. Sinais de pressão arterial e frequência cardíaca serão monitorados com o intuito de preservar a integridade do paciente, uma vez que hemiplégicos apresentam quadro de hipertensão arterial, na maioria dos casos. O estimulador neuromuscular possui 10 canais, é microcontrolado, com forma de onda de corrente de estimulação bifásica retangular, com carga balanceada. É empregada a modulação por largura de pulso devido sua simplicidade de implementação com circuitos eletrônicos digitais. Os parâmetros de estimulação são enviados pela estação de controle, sendo definidos pelo computador, especificamente por um

programa gerado em Visual Basic, em função dos sinais produzidos pelo módulo de monitoramento. O programa pode alterar a rotina de eletroestimulação do paciente objetivando melhorar a desempenho da marcha conforme o progresso individual verificado no tratamento fisioterápico. O envio dos dados ao estimulador é por meio de porta USB do computador, visando a portabilidade do subsistema acoplado ao paciente. Para a averiguação do progresso do paciente, podem ser executadas rotinas de testes, tal como o Teste do Pêndulo. Este sistema constitui a terceira etapa de um projeto mais amplo, que está sendo realizado no Campus da Unesp, de Ilha Solteira, com o escopo de contribuir para a restauração do movimento de portadores de deficiência. Não há relato, na literatura especializada, de um sistema com características similares às características do sistema eletrônico implementado neste trabalho.

ABSTRACT

A functional electrical stimulation (FES) system was developed for monitoring and generation of hemiplegic patient lower limb movements, with an accompaniment routine of treatment progress for the purpose of improving and abbreviating the hemiplegic rehabilitation. The electronic system consists of a control station, a monitoring module and a microcontrolled neuromuscular stimulator. It can be connected to the patient as it is portable and independent, thus enabling free locomotion of the individual, with lower risks of error and interference in the transmission of data for stimulation. The control station is constituted essentially of a computer with a Micro-ATX motherboard, a hard disk and peripherals, making up an independent control unit. It can be integrated to a local net by means of wireless communication. In addition to this, it has a software with routines for managing the acquisition of signals produced by the monitoring module and a control algorithm that uses fuzzy Takagi-Sugeno models, based on Linear Matrix Inequalities - LMI. In recent studies there has been increasing interest on this model of control, and has not yet been used in hemiplegic patients' rehabilitation. The monitoring module is composed of force sensors, eletrogoniometers, electromyography electrodes, and its respective signal conditioning circuits, as well as devices for measuring arterial pressure and cardiac frequency. The signals produced in the monitoring module are connected to the computer of the control station by means of a USB/serial interface. Signals of arterial pressure and cardiac frequency will be monitored aiming to preserve the integrity of the patient, considering that very often hemiplegics have arterial hypertension. The neuromuscular stimulator has 10 microcontrolled channels, with rectangular bi-phasic stimulation waveforms, with balanced charges. Pulse width modulation (PWM) was used owing to its implementation simplicity with digital electronic circuits. The stimulation parameters are sent to the station control, where they are defined in the computer, specifically through a program generated in Visual Basic, as function of the signals produced by the monitoring module. The program can modify the routine of the patient electric stimulation in order to improve the gait performance in conformity with individual progress during the physiotherapy

treatment. The data are sent to the stimulator by means of the computer USB bus, aiming at the portability of the subsystem connected to the patient. In order to follow the patient's treatment progress, test routines can be executed, such as the Pendulum Test. This system constitutes the third stage of a larger project, which is being developed at the Unesp Campus, in Ilha Solteira, with the purpose of contributing for hemiplegic and paraplegic movement restoration.

ÍNDICE

Resumo.....	VII
Abstract	IX
Índice de Figuras	XV
Índice de Tabelas	XX
Abreviaturas	XXI
 Capítulo 1 Introdução Geral	 1
1.1. Introdução.....	1
1.2. Objetivo.....	8
1.3. Justificativa	9
1.4. Organização dos Capítulos.....	10
1.5. Referências Bibliográficas do Capítulo.....	10
 Capítulo 2 Estimulação Elétrica Neuromuscular e Instrumentação	 13
2.1. Estimulação Elétrica Neuromuscular	13
2.1.1. Potenciais da Ação	13
2.1.2. A Célula Muscular e sua Contração	14
2.1.3. Unidade Motora Muscular.....	17
2.1.4. Estimulação Elétrica Clínica do Nervo e do Músculo	18
2.2. Hemiplegia.....	19
2.2.1. Marcha Hemiplégica	20
2.3. Estrutura Anatômica e Funcional do Membro Inferior.....	22
2.3.1. Ossos do Membro Inferior.....	23
2.3.2. A Abóbada Plantar.....	23
2.4. Eletromiografia.....	25
2.5. Goniometria	29
2.6. Referências Bibliográficas do Capítulo.....	30

Capítulo 3 Tecnologias Utilizadas no Trabalho	32
3.1. Redes Sem Fio - Wireless	32
3.1.1. Padronização	33
3.2. Conexão de Área de Trabalho Remota.....	35
3.3. Sistema de Comunicação e Interface USB.....	35
3.3.1. Aspectos Gerais	35
3.3.2. Conexão	36
3.3.3. Software	37
3.4. Microcontroladores – MCU´s	39
3.4.1. Microcontroladores PIC	39
3.4.2. Uso de Microcontroladores Acoplados a Sensores.....	41
3.4.3. Microcontroladores com Porta USB	42
3.4.4. MPLAB – Software de Desenvolvimento.....	45
3.4.5. MikroBasic e MikroC – Programas para MCU´s em Basic e C	47
3.5. Integração MATLAB e Visual Basic	48
3.6. Eletrogoniômetro	50
3.6.1. Eletrogoniômetro resistivo.....	51
3.6.2. Eletrogoniômetro com Acelerômetros.....	52
3.7. Medidor de Pressão Arterial Automático.....	55
3.7.1. Medição da Pressão Arterial – Modo Convencional	56
3.7.2. Medição da Pressão Arterial – Aparelho Digital.....	57
3.8. Referências Bibliográficas do Capítulo.....	57
Capítulo 4 Modelamento e Teoria de Controle.....	59
4.1. O Músculo Humano	59
4.1.1. Histórico.....	59
4.1.2. Gerador de Pulsos	61
4.2. Modelo do Músculo	62
4.3. Modelo da Junção do Joelho e Conjunto Perna-Pé	65
4.4. Controlador Angular para a Junção do Joelho	69
4.5. Projeto de um Controlador Digital	74

4.5.1.	Procedimento de Projeto com Uso de Emulação.....	75
4.5.2.	Controlador Projetado.....	77
4.6.	Controlador Fuzzy Takagi-Sugeno para Controle da Posição da Perna de um Paciente	79
4.6.1.	Introdução.....	79
4.6.2.	Modelos Fuzzy Takagi-Sugeno	80
4.6.3.	Forma Geral do Sistema Fuzzy Takagi-Sugeno	82
4.6.4.	Modelagem e Projeto do Controlador Utilizando o Modelo Exato Fuzzy Takagi-Sugeno.	84
4.6.5.	Projeto Regulador Fuzzy	87
4.6.6.	Resultado de Simulação	90
4.6.7.	Considerações.....	92
4.7.	Referências Bibliográficas do Capítulo.....	92

Capítulo 5 Sistema Eletrônico Para Geração e Avaliação de Movimentos em Pacientes 94

5.1.	A Estação de Controle.....	95
5.2.	O Eletroestimulador Neuromuscular	99
5.2.1.	O Conversor Flyback.....	100
5.2.2.	O Circuito Formador de Onda.....	102
5.2.3.	O Microcontrolador	104
5.2.4.	O Software de Controle do Eletroestimulador.....	106
5.3.	O Módulo de Monitoramento	107
5.3.1.	Sensores de Força.....	108
5.3.2.	Software de Aquisição de Dados para os Sensores de Força	120
5.3.3.	Conexão dos Eletrogoniômetros e Eletromiógrafos	125
5.3.4.	Eletrogoniômetro com Sensor Resistivo	126
5.3.5.	Eletrogoniômetro com Acelerômetro	126
5.3.6.	Eletromiógrafos.....	130
5.3.7.	Software de Aquisição dos Sinais dos Eletrogoniômetros e Eletromiógrafos	132

5.4. Software de Controle de Eletroestimulação	132
5.5. Fonte de Alimentação	135
5.5.1. Bateria	135
5.5.2. Fonte ATX 12V	136
5.5.3. Fonte Simétrica ± 12 V	139
5.6. Rede Wireless	141
5.7. Conexão Remota	143
5.7. Referências Bibliográficas do Capítulo.....	146
 Capítulo 6 Resultados e Discussão	 148
6.1 Estação de Controle.....	148
6.2 Eletroestimulador Neuromuscular.....	150
6.3 O Módulo de Monitoramento	154
6.3.1 Sensores de Força.....	155
6.3.2 Eletrogoniômetro e Eletromiógrafo	157
6.4 Alimentação da Estação de Controle.....	160
6.5 Algoritmos de Controle.....	161
6.6 Referências Bibliográficas do Capítulo.....	162
 Capítulo 7 Conclusão	 163
7.1. Publicações Decorrentes	165
7.2. Propostas para Trabalhos Futuros	166
 Apêndice – Modelos e Rotinas Utilizadas	 168

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 – Ilustração do Sistema Completo Implementado.	8
Figura 2.1 – Ilustração da despolarização e repolarização de membrana, formando um Potencial de Ação – PA	15
Figura 2.2 – Diagrama das estruturas formadoras do músculo, em diversos níveis	16
Figura 2.3 – Ilustração da Contração muscular vista dentro de uma célula	17
Figura 2.4 – Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos externos	18
Figura 2.5 – Relação entre tempo de eletroestimulação e intensidade e os seus resultados	19
Figura 2.6 – Ilustração do desenvolvimento dos passos em uma marcha	22
Figura 2.7 - Tempo de passada e de passo	22
Figura 2.8 - Ossos do pé direito, vista plantar	24
Figura 2.9 - Abóbada plantar sustentada por três arcos	24
Figura 2.10 - Pontos de apoio do pé direito	25
Figura 2.11 - Vista interna da abóbada plantar do pé direito	25
Figura 2.12 – Diagrama de blocos de um sistema para eletromiografia	27
Figura 2.13 – (a) um goniômetro universal, (b) uso do goniômetro	30
Figura 3.1 - Rede sem fio ad-hoc.	34
Figura 3.2 – Ilustração de integração das portas USB ao chipset da motherboard[.]	36
Figura 3.3 – (a) Plugs do tipo A, em geral usado na placa mãe, e do tipo B, usado no periférico, a nomenclatura original foi mantida. (b) Plug tipo A e o mini USB	37
Figura 3.4 – (a) assistente para adicionar Hardware, (b) o Windows XP mostrando que o novo hardware está pronto para ser utilizado.	38
Figura 3.5 - Camadas de software e hardware da comunicação USB.	39
Figura 3.6 - Diagrama interno do PIC 16C765/16C745.	43
Figura 3.8 – Representação da conectividade do PIC18F4550 e seus periféricos internos disponíveis	45
Figura 3.9 - Tela do software MPLAB da Microchip.	46
Figura 3.10 – Tela de trabalho do MikroBasic.	48
Figura 3.11 – Tela inicial do ComTool.	49
Figura 3.12 – Configurações do ComTool.	50
Figura 3.13 – Tela do Resultado final do ComTool.	50
Figura 3.14 – Foto do eletrogoniômetro da Lynx.	52
Figura 3.15 – Variação de tensão correspondente a do ângulo, medido pelo do eletrogoniômetro da Lynx.	52
Figura 3.16 – Ilustração da Célula G do Acelerômetro[.]	53
Figura 3.17 – Diagrama simplificado do circuito interno do CI MMA1260D	54
Figura 3.18 – Valores de tensão na saída do CI MMA1260D quando colocado em diferentes posições e alimentado por $\pm 5V$.	54
Figura 3.19 – Ilustração do eletrogoniômetro implementado com	

acelerômetros.	55
Figura 3.20 – O esfigmomanômetro e o estetoscópio utilizado para medir a pressão arterial	56
Figura 3.21 – Medidor de Pressão modelo BP 3BT0-A da Microlife.	57
Figura 4.1 - Pulsos gerados pelo sistema.	61
Figura 4.2 – Modelo de músculo representado por blocos.	62
Figura 4.3 – Simulação da força versus pulsos digitais.	64
Figura 4.4 – Nestas duas simulações $B=11.4$, e independente da amplitude do pulso, a força resultante é praticamente igual nos dois casos.	64
Figura 4.5 – Esquema dos membros inferiores, mostrando o significado de cada um dos parâmetros θ , θ_v e M_a .	65
Figura 4.6 – Ganho estático G da função de transferência identificada, para cada paciente e para várias frequências	68
Figura 4.7 – Relação entre o torque produzido, o ângulo θ_v resultante com os pulsos aplicados, no tempo.	69
Figura 4.8 – Diagrama de blocos do sistema de controle da posição da perna de um paraplégico/hemiplégico, considerando o sistema linearizado.	72
Figura 4.9 – Root Locus do sistema com controlador $G_c(s) = k_0$.	72
Figura 4.10 – Root Locus do sistema com controlador de 4.18.	73
Figura 4.11 – Resposta transitória para entrada $\Delta r(t) = 2\pi/18\text{rad}$ e ganho $k_0 = 1.5$.	74
Figura 4.12 – Controle digital diagramado em blocos.	75
Figura 4.13 – Sistema de controle em malha fechada com o controle digital implementado.	77
Figura 4.14 – Sistema Emulado para a Planta da Perna do Paraplégico/Hemiplégico	78
Figura 4.15 – Curva da função $\tilde{f}_{21}(x_1)$ exata e aproximação por série de Taylor.	87
Figura 4.16 - Resposta para o controlador fuzzy projetado com $x(0) = [-\pi/3 \ 0 \ -4,6]^T$, $x_1(t) = \theta_v$, $x_2(t) = \dot{\theta}_v$, $x_3(t) = M_a$, $un(t) = P_N$.	91
Figura 4.17 - Resposta para o controlador fuzzy projetado.	92
Figura 5.1 – Placa-mãe P4VM8 das AsRock, extraído no manual do fabricante, mantido as nomenclaturas originais.	97
Figura 5.2 – Foto da Estação de Controle, vista Externa.	98
Figura 5.3 – Foto da Estação de Controle, vista Interna.	98
Figura 5.4 – Ilustração dos componentes do Eletroestimulador.	100
Figura 5.5 – Circuito construído no Schematics.	101
Figura 5.6 – Resultado da Simulação do Circuito, três tensões de saída do conversor Flyback.	101

Figura 5.7 – Circuito formador de onda simulado.	102
Figura 5.8 – Forma de onda na saída do amplificador diferencial.	103
Figura 5.9 – Corrente imposta na saída dos espelhos de corrente.	104
Figura 5.10 – Forma de Onda Construída pelo Eletroestimulador, na saída de cada canal.	105
Figura 5.11 – Foto do Eletroestimulador.	106
Figura 5.12 – Tela do Software implementado em Visual Basic.	107
Figura 5.13 - Diagrama de blocos do sistema de sensores de força implementado.	109
Figura 5.14 – Localização dos transdutores em uma palmilha baseado pelos pontos de aplicação de força do pé.	109
Figura 5.15 - Extensômetro tipo diafragma.	110
Figura 5.16 - Vista 3D e os componentes em corte da célula de carga.	111
Figura 5.17 – Foto das peças constituintes da célula de carga.	111
Figura 5.18 – Foto da célula de carga montada.	112
Figura 5.19 – Conexão elétrica dos extensômetros.	112
Figura 5.20 – Dados do diafragma do transdutor do calcanhar (300 N).	113
Figura 5.21 - Tensão normal no diafragma do calcanhar.	114
Figura 5.22 - Dimensões da célula de carga do transdutor do calcanhar.	114
Figura 5.23 - Dados do diafragma dos transdutores do hálux, metatarso 1 e 5 (150 N).	115
Figura 5.24 - Tensão normal do diafragma dos transdutores do hálux, metatarso 1 e 5.	115
Figura 5.25 – Dimensões da célula de carga do transdutor do hálux, metatarso 1 e 5.	116
Figura 5.26 - Esquema elétrico do circuito de alimentação.	117
Figura 5.27 – Circuito esquemático com filtro e amplificador para um extensômetro.	118
Figura 5.28 – Foto do circuito de condicionamento de sinais para os extensômetros.	119
Figura 5.29 - Foto do circuito com os MCU's PIC18F4550 e ATMEGA8.	119
Figura 5.30 – Tela do software em teste estático.	122
Figura 5.31 – Tela do software em teste estático com quatro barras desativadas.	122
Figura 5.32 - Tela 2, opção do software em apresentar a soma das forças em cada pé.	123
Figura 5.33 – Telas indicando caixa de mensagem de erro.	124
Figura 5.34 – Configuração dos eletrogoniômetros e eletromiógrafos.	125
Figura 5.35 – Circuito de condicionamento do eletrogoniômetro com sensor resistivo.	126
Figura 5.36 – Circuito de adequação da tensão de saída do MMA1260D.	127
Figura 5.37 – Sinais de tensão na saída o circuito implementado.	127
Figura 5.38 - Estrutura implementada para medidas com os acelerômetros, (a1) e (a2) motores de passo, (b) controlador dos motores.	128
Figura 5.39 - Comportamento do acelerômetro 1 em função do ângulo formado com o plano horizontal.	129

Figura 5.40 – Comportamento do acelerômetro 2 em função do ângulo formado com o plano horizontal.	129
Figura 5.41 – Fluxograma de operação do microcontrolador do eletrogoniômetro.	131
Figura 5.42 – Eletrodos EMG utilizados.	131
Figura 5.43 – Circuito de amplificador e filtro do sinal EMG.	132
Figura 5.44 – Ilustração do hardware utilizado para controle.	133
Figura 5.45 – Tela do software de controle da posição angular da perna.	133
Figura 5.46 – Foto da Bateria NP&-12 utilizada neste trabalho.	135
Figura 5.47 – Configuração Boost com o CI LM2587-ADJ com o regulador de tensão LM1084IT-12	136
Figura 5.48 – Configuração Buck com o CI MAX787 e a união dos conversores em uma única saída.	138
Figura 5.49 – Configuração regulador de tensão com CI LM1084IT - 3,3 e a união dos reguladores em uma única saída.	138
Figura 5.50 – Foto da Fonte ATX alimentada com 12 V implementada.	139
Figura 5.51 – Foto da Fonte ATX alimentada com 12 V implementada.	140
Figura 5.53 – Circuito do conversor flyback com saída ± 12 V implementado.	140
Figura 5.54 – Foto do conversor flyback com saída ± 12 V implementado.	141
Figura 5.55 – Foto do adaptador wireless USB.	141
Figura 5.56 – Tela de configuração da rede wireless.	142
Figura 5.57 – Lista de redes sem fio disponíveis para conexão.	142
Fig. 5.58 – Caminho para conexão de Área de Trabalho Remota no Windows XP.	143
Fig. 5.59 – Tela de conexão.	144
Figura 5.60 – Tela de conexões com opções.	144
Figura 5.61 – Tela de Área de Trabalho Remota.	145
Figura 5.62 – Tela de configuração para permitir acesso remoto.	146
Figura 6.1 – Forma de onda na entrada do espelho de corrente do Eletroestimulador, gravada pelo osciloscópio.	151
Figura 6.2 – Arranjo estabelecido para a medição de corrente.	151
Figura 6.3 – Cálculo e resultado colhido através do osciloscópio.	152
Figura 6.4 – Forma de onda com alto valor de Interpulso (200).	152
Figura 6.5 – Forma de onda com maior número de pulsos, em relação a anterior.	153
Figura 6.6 – Forma de onda com maior número de pulsos OFF.	153
Figura 6.7 – Forma de onda com alto valor de Tempo ON (largura de pulso).	153
Figura 6.8 – Forma de onda de dois canais de eletroestimulação.	154
Figura 6.9 – Ao pressionar o botão Conectar, o software mostra uma lista de dispositivos conectados disponíveis.	154
Figura 6.10 – Medidas com célula de carga de 300 N com pesos conhecidos.	155
Figura 6.11 – Medidas com célula de carga de 150 N com pesos conhecidos.	156

Figura 6.12 – Software Mostrando o Peso Aplicado sobre o Pé Direito e Esquerdo. _____	157
Figura 6.13 – Sinal de 20 Hz mostrado na tela do osciloscópio TDS 2014. _____	158
Figura 6.14 – Sinal de 20 Hz mostrado na pelo software. _____	159
Figura 6.15 – Sinal do eletrogoniômetro observado pelo osciloscópio. _____	159
Figura 6.16 – Simulação de um teste de Pêndulo. _____	160
Figura 6.17 – Leitura do sinal EMG observado em osciloscópio, na entrada do MCU. _____	160
Figura 6.18 – Software desenvolvido para atuar com o eletroestimulador e com o sensor eletrogoniômetro. _____	162
Figura A.1 – Modelo do músculo representado no Simulink _____	168
Figura A.2 – Modelo da junção do joelho implementado no Simulink _____	169

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 – Características dos Padrões 802.11	33
Tabela 3.2 – Características dos MCU's PIC16C765/745 e PIC18F4550	42
Tabela 4.1 – Utilizada para a Obtenção do Valo de τ para a Perna de um Paciente Obtidos com Aplicação de Padrões Degrau e Rampa	69
Tabela 5.1 – Principais Características da Motherboard P4VM8	96
Tabela 5.2 – Parte do Programa Desenvolvido em VB para Lógica de Controle	134
Tabela 5.3 – Tensões e Correntes para uma Fonte ATX	136
Tabela 6.1 – Comparação entre correntes na saída de eletroestimulação	152
Tabela A.1 – Parte da Rotina em MATLAB para obter o Root Locus de 4.10	170
Tabela A.2 – Parte do Programa em MATLAB	170

ABREVIATURAS UTILIZADAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
A/D	Conversor Analógico Digital
ALS	Esclerose Lateral Amiotrófica
API	Application Programming Interface
ATP	Adenosina Tri-Fosfato
BBS	Berg Balance Scale
B-POMA	Balanced scale of the Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment
COM	Component Object Model
D/A	Conversor Digital Analógico
DIP	Dual In-Line Package
DLL	Dynamic Link Libraries
DMA	Direct Memory Access
DQPSK	Differential Quaternary Phase Shift Keying
DSSS	Direct Sequence Spread Spectrum
EPROM	Erasable Programmable Read-Only Memory
EEPROM	Electric Enhanced Programmable Read-Only Memory
EMG	Eletromiografia, Sinal Eletromiográfico
EMI	Interferência Eletromagnética
FAC	Categoria de Deambulação Funcional - Functional Ambulation Category
FES	Functional Electric Stimulation – Estimulação Elétrica Funcional
FF	Unidade de fibra muscular de rápida contração e muito fatigável
FR	Unidade de fibra muscular de rápida contração e resistente a fadiga
FHSS	Frequency Hopping Spread Spectrum
HID	Dispositivo de Interface Humana
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IP	Internet Protocol
JFET	Transistor de Efeito de Campo
JNM	Junção Neuromuscular
LCC	Leaded Chip Carrier
LCD	Display de Cristal Líquido
MATLAB	MATrix LABoratory
Mbps	Mega bits por Segundo
MCU	Microcontrolador
MIPS	Milhões de instruções por Segundo
N	Unidade de Força – Newton
OFDM	Orthogonal Frequency Division Multiplexing
PA	Potencial de Ação
PC	Program Counter
PLL	Phase Locked Loop
PRM	Potencial de Repouso da Membrana
PWM	Modulação por Largura de Pulso
RF	Rádio Frequência
RISC	Reduced Instruction Set Computer

ROM	Read Only Memory
S	Unidade de fibra muscular de lenta contração e resistente a fadiga
SNC	Sistema Nervoso Central
TUG	Timed get up and go Test
USB	Universal Serial Bus – Barramento Serial Universal
USUART	Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
UTP	Unshielded Twisted Pair
VB	Visual Basic
WECA	Wireless Ethernet Compatibility Alliance
WEP	Wireless Equivalent Privacy
Wi-Fi	Wireless Fidelity
WLAN	Wireless Local Area Networks

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO GERAL

1.1. Introdução

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é um importante problema de saúde pública que se situa entre as quatro principais causas de morte em muitos países, responsável por uma grande proporção de doenças neurológicas^[1].

O AVC é a terceira causa mais comum de morte nos EUA e a desordem neurológica incapacitante mais freqüente^[2]. A sua incidência aumenta com a idade, sendo mais alta nos homens e em negros que em mulheres e em brancos. Os fatores de risco para o AVC incluem hipertensão arterial sistólica ou diastólica, hipercolesterolemia, tabagismo, e consumo exagerado de álcool. Apesar de sua importância como causa de incapacidade e morte, a incidência de AVC diminuiu nas décadas recentes, principalmente devido à melhora no tratamento da hipertensão^[1]. A prevalência é de duas em cada mil pessoas, sendo que o resultado final é o óbito nas três primeiras semanas em aproximadamente 30% dos casos, recuperação total em 30% e incapacidade residual em 40%^[2].

André^[3] (1999) define o AVC como sendo um déficit neurológico focal súbito,

determinado por uma alteração de origem vascular, devido às mudanças nas interações entre vaso, elementos do sangue e variáveis hemodinâmicas. A lesão aguda pode ser sugerida por aparecimento súbito de sintomas neurológicos, com perda de diversas funções corporais. A evolução temporal dos sinais clínicos demonstrará a natureza transitória ou não da lesão no sistema nervoso.

A hemiplegia ou a hemiparesia é o sinal secundário mais evidente de um AVC, sendo caracterizada por uma paralisia total ou parcial dos músculos voluntários com alteração do tônus muscular (espasticidade, por exemplo) e das sensações de um hemicorpo contralateral a lesão no sistema nervoso central. A perda da função motora do indivíduo hemiplégico é um dos sinais mais evidentes e também depende do grau de comprometimento sensorial apresentado^[4].

A espasticidade, em uma definição amplamente aceita, é uma desordem tônica caracterizada por um aumento da resistência ao movimento passivo dependente da velocidade de alongamento, associada com hiperreflexia e resultado de uma hiperexcitabilidade do reflexo miotático. Pode causar alterações musculares secundárias e desenvolvimento de contraturas. Alterações nas propriedades viscoelásticas e no tecido conjuntivo de músculos espásticos paréticos podem contribuir para restrição passiva ao movimento, que pode ser um fator limitante em termos da habilidade do músculo de gerar torque.

O tônus muscular é um parâmetro difícil de ser medido, em parte devido à complexidade encontrada ao tentar caracterizá-lo. A espasticidade é fácil de ser reconhecida, mas difícil de ser caracterizada e quantificada. Ocorrendo numa variedade de desordens do sistema nervoso central, a presença de espasticidade tem significância tanto diagnóstica quanto terapêutica. A presença de resistência durante a movimentação passiva é freqüentemente utilizada para quantificar o tônus muscular. Contudo, vários fatores contribuem para o aumento da resistência à movimentação passiva, observada em pacientes espásticos, e uma diferenciação entre as tensões causada pela espasticidade e pelas propriedades viscoelásticas dos tecidos moles nem sempre é possível, induzindo a tratamento inadequados^[5].

A avaliação do tônus muscular se torna difícil se apenas uma interpretação subjetiva baseada em movimentos passivos for utilizada. Métodos biomecânicos envolvem equipamentos caros, exigem recursos humanos especializados e nem

sempre podem ser disponíveis para aplicações em rotinas clínicas. Os métodos neurofisiológicos apresentam uma fraca correlação com o status clínico da espasticidade^[5].

O teste do pêndulo, utilizado para avaliação de tônus do músculo quadríceps, vem sendo endossado como uma medida prática. Os dados obtidos neste teste apresentam uma variabilidade mínima e uma precisão alta, requer mínima cooperação do paciente e, o mais importante, correlaciona-se significativamente com os achados clínicos. Esse teste tem sido utilizado para avaliação de espasticidade em pacientes portadores de hemiplegia, esclerose múltipla e lesão medular e também para avaliação da eficácia de drogas antiespásticas e de treinamento muscular^[5].

O paciente hemiplégico apresenta distúrbios nas reações posturais, no lado afetado, portanto a base para a realização dos movimentos voluntários normais e especializados é deficitária^[6]. Para o hemiplégico, as reações de endireitamento e equilíbrio variam de acordo com o grau de tônus anormal e a quantidade de movimento ativo presente^[7]. Estas alterações constituem a principal causa da incapacidade para a bipedestação e para a marcha, em muitos pacientes hemiplégicos^[8].

Para que o paciente caminhe funcionalmente e para obter prazer, sua marcha deve ser segura, automática e não exigir demasiado dispêndio de energia, tendo assim suficiente controle de membro inferior e tronco^[9,10,11].

A marcha dos pacientes hemiplégicos apresenta o comprimento do passo e a velocidade de oscilação do membro reduzidos no lado plégico. O tempo de apoio do lado sadio é mais longo do que o tempo de apoio do lado plégico, e a duração do duplo apoio (tempo de transferência do lado plégico para o lado sadio) também é aumentada. No quadril, do lado plégico, há insuficiência da extensão durante o tempo de apoio e de flexão durante o tempo de oscilação. No joelho plégico existe insuficiência da flexão, no tempo de apoio e de flexão no tempo de oscilação. No tornozelo plégico há insuficiência de dorso-flexão durante o tempo de apoio, e excesso de flexão plantar no ataque do passo^[12,13].

A reabilitação se baseia na avaliação das capacidades funcionais do paciente, por exemplo, a capacidade de realizar atividades da vida diária, e de deambular por si só. A avaliação e o tratamento devem estar intimamente relacionados. Uma

avaliação completa dos problemas de cada paciente, individualmente, é uma necessidade básica em que se deseja obter os melhores resultados com o tratamento, e os dois não podem ser considerados como entidades distintas^[14].

A terapia deve enfatizar a normalidade através de eventos a longo prazo, e direcionar as metas de tratamento, tentando alcançar o mais alto nível de função, concentrando-se na qualidade e não na quantidade de recuperação^[8].

A literatura tem demonstrado preocupação com a marcha de pessoas idosas, referindo-se aos cuidados com o medo e insegurança de quedas principalmente, devido ao alto custo para os cofres públicos e a deteriorização da qualidade de vida. Diversos testes têm sido aplicados para avaliar a performance da marcha destes idosos. Dentre eles destacam-se: Teste de caminhada de 6 min (6 MW), Berg Balance Scale (BBS), B-POMA^[15,16], e Timed get up and go Test - TUG^[17,18]. O TUG analisa também a habilidade do paciente de ajustar o centro de gravidade continuamente sobre a base de suporte durante o movimento^[18,19].

Para o profissional de saúde é importante o conhecimento quantitativo e qualitativo do tratamento do paciente, que os resultados de testes podem oferecer. Para o paciente, é interessante entender os testes, a sua patologia, e as seqüelas, pois ao obter estes conhecimentos terá maior habilidade para lidar com as conseqüências que caracterizam o quadro de um hemiplégico. Ainda, entenderá com clareza a sua atual situação, e que a plegia e outras disfunções podem ser conseqüências praticamente inevitáveis do AVC^[19,20].

A execução do programa de recuperação motora não pode ser iniciada sem a avaliação e a análise das condições clínicas funcionais do paciente. Com exceção dos casos em que se processa uma apreciável volta da função motora, de modo geral, o paciente hemiplégico precisa continuar seu programa de treinamento por muito tempo^[9].

Na reabilitação, a avaliação qualitativa é um método que dificulta a correlação dos dados levantados. Este problema pode ser resolvido com o emprego de escalas, que representam um bom modelo de avaliação quantitativa, traduzindo a informação clínica em uma linguagem objetiva e universal, proporcionando uma base científica para a comunicação em comum entre os vários profissionais^[21].

Vários esforços no sentido de reabilitar estes indivíduos vêm sendo feitos em

diversos lugares no mundo, com bons resultados nas áreas de ergonomia e construção civil. Projetos arquitetônicos voltados para deficientes físicos são muito importantes, mas o desenvolvimento de equipamentos e tecnologia específica para cada caso é essencial^[22].

A estimulação elétrica funcional (FES) tem sido usada em muitos casos na reabilitação, tal como a restauração de movimentos perdidos em pacientes paraplégicos, tetraplégicos, e hemiplégicos^[23], além de ser utilizada como realimentação visando substituição de atividade sensorial. Com relação ao tipo de sinal elétrico utilizado, ele deve atender principalmente a despolarização da membrana do nervo para um nível suficiente a gerar um potencial de ação.

Muitos trabalhos têm utilizado o eletromiograma (EMG), como sinal de realimentação, em sistema de controle de eletroestimulação, visando reabilitação muscular. O EMG normalmente é utilizado para indicar o estado fisiológico de um músculo ou grupo de músculos e dos nervos que controlam a contração muscular^[24]. Pode também ser empregado para detectar atividade elétrica muscular anormal que ocorre em condições patológicas, incluindo distrofia muscular, inflamação do músculo, pinçamento de nervos, lesões nervosas periféricas (em membros superiores e inferiores), esclerose lateral amiotrófica (ALS ou doença de Lou Gehrig), miastenia gravis, hérnia de disco e outras^[26].

O EMG tem componentes em frequência de 20 Hz a 10 kHz com amplitudes de 10 mV a 90 mV^[26], dependendo do músculo monitorado e do tipo do eletrodo utilizado. Portanto, a atividade elétrica dos músculos esqueléticos ocorre na faixa audível e seu registro é normalmente acompanhado por monitoração sonora. O EMG ajuda a distinguir entre condições patológicas, com origem nos músculos, de distúrbios nos nervos.

Handa *et al.*^[25] (1990) afirmam a importância dos sinais EMG para o controle da eletroestimulação funcional para a recuperação de movimentos em pacientes hemiplégicos e paraplégicos, ressaltando sua detecção estável e repetitiva, mesmo em longos períodos. Em seu trabalho foram utilizados eletrodos intramusculares para detectar os sinais EMG, controlando a abertura, a latência e o movimento pinça da mão do paciente, eletroestimulados através de eletrodos intramusculares. Os movimentos de flexão e extensão do punho do hemicorpo não afetado controlaram a

abertura e o movimento de pinça da mão do hemicorpo afetado, respectivamente, e a captação dos sinais EMG não tiveram interferência da eletroestimulação, devido à disposição dos eletrodos, dando precisão ao controle.

Chen *et al.*^[26] (1997) implementaram um aparato com assistência computacional de eletroestimulação para recuperação da deambulação de pacientes hemiplégicos. Um sensor localizado no calcanhar, do lado não afetado, aciona a estimulação elétrica do lado afetado, e para acompanhar a deambulação dos pacientes, seis câmeras com escaneamento de sinais EMG foram utilizadas para gravação das informações do movimento. O tratamento consistiu de 30 minutos diários, durante quatro meses. Neste trabalho, foram comparados dois grupos de pacientes, os que utilizaram o sistema de eletroestimulação e outro grupo que não o utilizou. Os resultados de melhoras foram claros para o hemicorpo afetado e também para o não afetado, nos dois grupos, porém o grupo que utilizou o aparato obteve melhor desempenho na Categoria de Deambulação Funcional (FAC – Functional Ambulation Category) em relação ao outro grupo, mostrando que a eletroestimulação funcional melhora os resultados no tratamento do paciente.

Salazar e Mayagoitia^[27] (1999) fizeram tratamento em oito hemiplégicos, submetendo-os a eletroestimulação funcional diária, com seções de trinta minutos, ao longo de um mês. O monitoramento da espasticidade foi realizado com o teste do pêndulo, utilizando eletrogoniômetro. A maioria dos pacientes obteve melhora na espasticidade e na flexão angular do joelho no caminhar.

Yu *et al.*^[28] (1999) implementaram um sistema de estimulação elétrica funcional adaptativo para membros inferiores de pacientes hemiplégicos, no qual sinais eletromiográficos, captados de determinados músculos de pacientes, foram utilizados como sinais de controle. No caso do caminhar, o sistema pode interpretar os movimentos do hemicorpo não afetado, gerando parâmetros para a eletroestimulação do hemicorpo afetado, adaptando-se as características de cada paciente. A eletromiografia também foi utilizada para prevenir a fadiga muscular. O sistema resultante adaptou-se corretamente às condições dos pacientes, demonstrando que o EMG pode ser utilizado como um importante sinal de realimentação.

Silva e Nohama^[29] (2000) apresentam um sistema de controle para um

estimulador elétrico neuromuscular utilizando como entradas um eletrogoniômetro e uma tabela com o ângulo da articulação em função do tempo, e como saída a amplitude de estimulação a ser aplicada ao músculo. O sistema de controle do estimulador utiliza lógica *fuzzy*, o qual tem como saída a quantidade que deve aumentar ou diminuir da amplitude de estimulação em relação ao valor atual. O sistema apresentou bons resultados, e com a vantagem de permitir outros tipos de movimentos além da marcha, como pedalar uma bicicleta, subir uma escada ou degrau, dependendo apenas da correta configuração dos ângulos a serem alcançados.

Watanabe *et al.*^[30] (2001) desenvolveram uma rede neural artificial que possui a habilidade de reconhecer um movimento específico monitorado por um sensor tridimensional de posição. Sinais produzidos por acelerômetros tridimensionais, acoplados no calcanhar do lado não afetado, foram utilizados como sinais de controle. O reconhecimento do padrão de caminhar foi de até 70% para pacientes hemiplégicos. Este método pode ser utilizado para o controle da eletroestimulação, garantindo segurança ao paciente e simplificando o controle, sem interferência dos membros superiores.

Kamono *et al.*^[31] (2002) também utilizaram sinais de EMG para controlar um estimulador neuromuscular funcional visando aumentar o ângulo de dorxiflexão, durante o caminhar de pacientes hemiplégicos. Os eletrodos de estimulação são os mesmos que captam os sinais EMG. De sete pacientes, cinco tiveram uma boa performance com o sistema, aumentando o ângulo de dorxiflexão.

Arifin *et al.*^[32] (2003) descreveram um controlador *fuzzy* (Mamdami), projetado para controlar o movimento do joelho e do tornozelo em pacientes hemiplégicos submetidos a tratamento com FES. Os controladores *fuzzy* regularam durações de trens de pulso da estimulação, objetivando manter certos ângulos máximos da flexão e da extensão do joelho, da flexão plantar e da dorxiflexão do tornozelo e para preparar o contato dos pés com o solo, posicionando-os adequadamente. As potencialidades do controlador foram testadas em simulações utilizando-se modelos de músculos.

Pappas *et al.*^[33] (2004) apresentaram resultados de experiências em pacientes que utilizaram sensor para detecção da fase de balanço. Aqueles que possuíam

alguma disfunção no ato de caminhar foram também submetidos a tratamento com FES. O sensor e sua unidade de processamento foram adaptados internamente no sapato, detectando as fases do caminhar. O dispositivo está baseado em um giroscópio, de tamanho reduzido, responsável por medir a velocidade angular do pé, e sensores resistivos que medem a carga de pesos sobre os pés. Estes sinais são processados localmente por um microcontrolador, e controla estímulos elétricos para contrações de músculos paralisados, que conduzem a um movimento maior do pé afetado. Os resultados mostraram melhorias significativas na marcha.

1.2. Objetivo

O objetivo precípua deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema portátil de estimulação neuromuscular funcional computadorizado, com controle em malha fechada, para geração e avaliação de movimentos padronizados em pacientes hemiplégicos. A Figura 1.1 ilustra o sistema desenvolvido no trabalho.

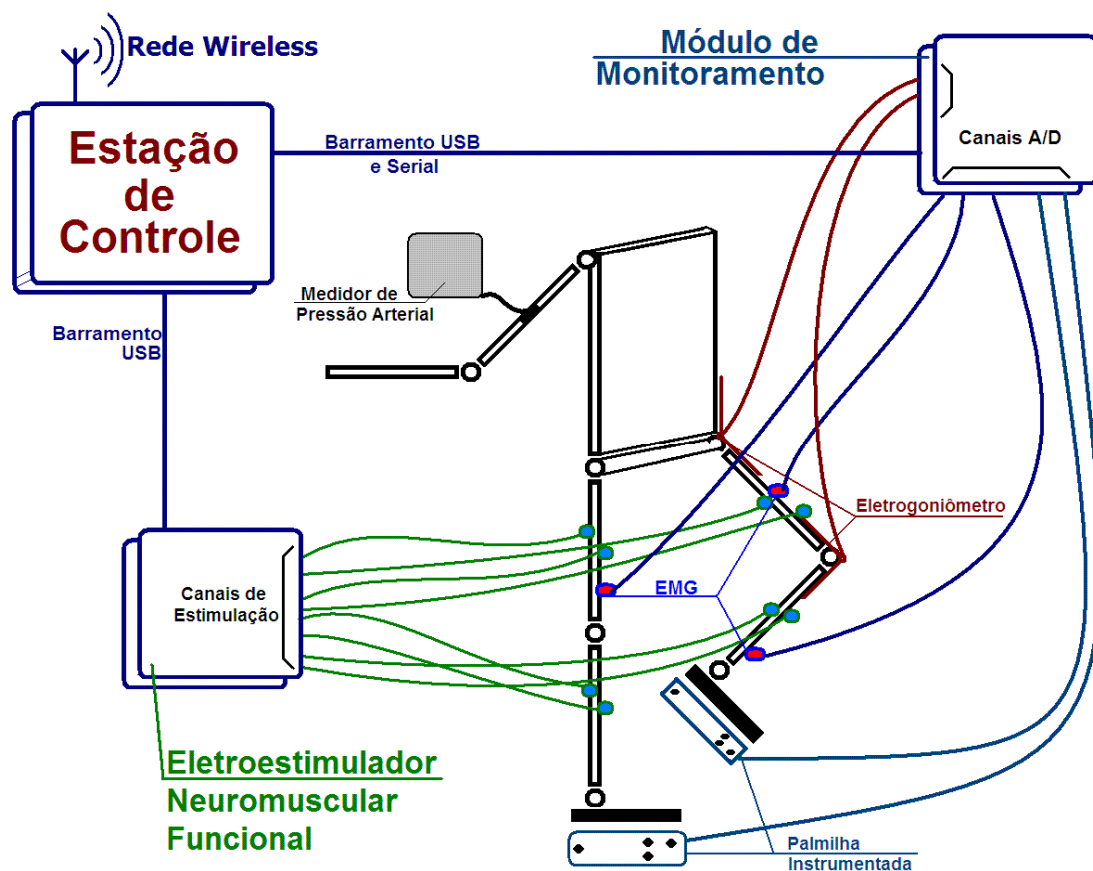


Fig. 1.1 – Ilustração do Sistema Completo Implementado.

1.3. Justificativa

Pacientes portadores de doenças cérebro vasculares, entre elas o acidente vascular cerebral (AVC), apresentam freqüentemente distúrbios sensório-motor, alterações do tônus muscular, perda de movimentos seletivos e equilíbrio, além da hemiplegia^[34].

No Brasil, no último censo demográfico (IBGE, 2001), foram contadas 955.287 pessoas acometidas de tetraplegia, paraplegia ou hemiplegia permanente, sendo 0,56% da população brasileira. Para pessoas com mais de 50 anos, esta porcentagem sobe para 1,76%^[35]. O IBGE não distinguiu os hemiplégicos, dos paraplégicos e tetraplégicos, mas seguramente o grupo dos hemiplégicos é o maior. No Censo de 1991, os hemiplégicos eram em número de 208.572, representando cerca de 46% do total dos deficientes físicos mencionados. Em 1991, só no Estado de São Paulo existiam 47.751 hemiplégicos.

Alguns destes pacientes que perderam as funções motoras, mas que possuem os nervos periféricos intactos apresentam grandes chances de recuperar movimentos perdidos através de estimulação neuromuscular funcional. Muitos pesquisadores têm buscado desenvolver novos equipamentos e técnicas de controle com o objetivo de fazer com que mais pacientes recuperem as funções motoras através da estimulação neuromuscular funcional. No Brasil há poucos pesquisadores e centros de reabilitação que trabalham nesta área da Engenharia de Reabilitação, fazendo com que apenas um reduzidíssimo número de pacientes possa ser beneficiado.

O sistema eletrônico implementado neste trabalho, com características avançadas de instrumentação e controle, poderá ser muito útil para auxiliar pacientes hemiplégicos em tratamento fisioterápico.

Este projeto constitui a terceira etapa de um projeto mais amplo, que está sendo realizado no Campus da Unesp, de Ilha Solteira, com o escopo de contribuir para a restauração do movimento de portadores de deficiência. Na primeira fase, com o objetivo de monitorar os esforços exercidos pelos membros superiores e inferiores de pacientes de forma informatizada, foi desenvolvido pelo grupo a instrumentação de um par de muletas tipo canadense, a instrumentação de duas palmilhas, circuitos de condicionamentos de sinais e um software implementado em

LabVIEW (National Instruments). Na segunda etapa foi implementado um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares (Processo FAPESP número 03/00220-9). A atual etapa também possui apoio financeiro da FAPESP (Processo FAPESP número 04/03223-1). Nas próximas etapas previstas pretende-se realizar testes práticos com pacientes, além da utilização de algoritmos de controle projetados com aplicações de restrições de entrada e saída.

1.4. Organização dos Capítulos

O texto foi organizado em sete capítulos.

No Capítulo 2 são apresentados conceitos sobre estimulação elétrica neuromuscular e instrumentação utilizada em sistemas de geração de marcha.

O Capítulo 3 aborda as principais tecnologias utilizadas no desenvolvimento deste trabalho.

O Capítulo 4 aborda o desenvolvimento de um controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno para variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente.

No Capítulo 5 são descritos os materiais e métodos empregados para se atingir o objetivo do trabalho.

O Capítulo 6 apresenta os resultados de simulação e experimentais obtidos com o sistema eletrônico implementado, e a correspondente discussão.

Finalmente, no Capítulo 7, são apresentadas as conclusões gerais desta tese.

1.5. Referências Bibliográficas do Capítulo

- [1] GRENBORG, D.A. AMINOFF, M.S. SIMON, R.P. “Neurologia clínica”. 2.ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1996. 378p.
- [2] STOKES, M. “Neurologia para fisioterapeutas: Cash”. São Paulo: Premier, 2000.
- [3] ANDRÉ, C. “Manual de AVC”. Rio de Janeiro: Revinter, 1999. 159p.
- [4] TODD, I.M.; DAVIES, P.M. “Hemiplegia: avaliação e abordagem”. In: DOWNIE, P. “Neurologia para fisioterapeutas”. 4. ed. São Paulo: Panamericana, 1988. p.171-204.
- [5] TEIXEIRA-SALMELA, L.F. NADEAU, S. OLNEY, S.J. BROUWER, B. “Pêndulo: um Teste Simples de Medida de Espasticidade”, Acta Fisiátrica 2002, vol. 9, pg. 63-70.
- [6] JOHNSTONE, M. “O paciente hemiplégico – Princípios de Reabilitação”. Editora Manole LTDA. São Paulo.1979.
- [7] UMPHRED, A.D.. Fisioterapia Neurológica. 2ª edição. Editora Manole LTDA.. São Paulo. 1994.

- [8] LEITÃO, A. “Clínica de Reabilitação na Hemiplegia”. Editora Artenova S.A. 1974.
- [9] DAVIES, P.M. “Exatamente no Centro – Atividade Seletiva do Tronco no Tratamento da Hemiplegia em Adulto”. 1ª Edição. Editora Manole LTDA, 1996.
- [10] -----, “Passos a Seguir – Um manual para o Tratamento da Hemiplegia Adulto”. 1ª Edição. Editora Manole LTDA, 1996.
- [11] -----, “Recomeçando Outra Vez – Reabilitação Precoce Após Lesão Cerebral Traumática ou outra Lesão cerebral Severa”. 1ª Edição, Editora Manole LTDA, 1997.
- [12] VIEL, E. “A marcha humana, a corrida e o salto”. Editora Manole LTDA. São Paulo. 2001.
- [13] ROSE, J. GAMBLE, J.G.. “Marcha humana”. 2ª Edição. Editorial Premier. São Paulo. 1998.
- [14] BOBATH, B. “Hemiplegia no adulto - Avaliação e Tratamento”. Editora Manole LTDA. São Paulo. 1978.
- [15] DI FABIO R.P. SEAY R. “Use of the ‘Fast evaluation of mobility, balance, and fear’ in Elderly Community Dwellers: Validity and Reliability”. *Phy Ther* 77(9). 904-917, 1997.
- [16] STEFFEN T.M. HACKER T.A. MOLLINGER L. “Age- and Gender- Related Test Performance in Community - Dwelling Elderly People: Six- Minute Walk Teste, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds”. *Phy Ther* 82(2). 128-137, 2002.
- [17] PODSIADLO D. TICHARDSON S. “The timed ‘up & go’: A test of basic functional mobility for frail elderly persons”. *JAGS* 39. 142-148. 1991.
- [18] ARNADOTTIR S.A. MERCER V.S. “Effects of Footwear on Measurements of Balance and Gait in Women Between the Ages of 65 and 93 Years”. *Phy Ther* 80(1). 17-27, 2000.
- [19] CARVALHO, A.C. VERONEZI, A.G. AUGUSTO, V. BACHIEGA, G.L. “Projeto Hemiplegia: Reinserção Física e Social do Hemiplégico”. II Congresso de Extensão Universitária da UNESP, 2002.
- [20] CARVALHO, A.C. ZANELATO, P.A. FREITAS, S.D.B. “Projeto Hemiplegia: fisioterapia em grupo – uma experiência na UNESP Presidente Prudente” VI Congresso IberoAmericano de Extensão. 2001.
- [21] GARCIA, M. F. “Escala de Valoración Funcional: Aplicaciones, Características y Criterios de Selección. Rehabilitación”, *Real*, v.28, n. 6, p. 373-376, 1994.
- [22] ORTOLAN, R. L. et al. “Tendências em Biomecânica Ortopédica Aplicadas à Reabilitação”. *Revista Acta Ortopédica Brasileira*. ISSN: 1413-7852, Julho/Setembro de 2001, Vol. 9, No 3, pp 44 - 58.
- [23] GRILL, W. M. e MORTIMER, J. T., “Stimulus Waveforms for Slective Neural Stimulation”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 14, nº 14, July/August 1995.
- [24] BUTTON, V.L.S.N. “Apostila de Instrumentação Biomédica”, UNICAMP/FEEC/Depto. Engenharia Biomédica, Abril de 2002.
- [25] HANDA, T. et al. “Development of an FES System Controlled by EMG Signals”, *Annual International Conference of the IEEE Engineerring in Medicine and Biology Society*, vol. 12, nº 5, 1990.
- [26] CHEN, Y. L. et al. “A Treadmill Apparatus with a Computer-Assisted Functional Electrical Stimulation System by Foot Switch Controlled for Restaration af Am bulation in Stroke Patients”, *Proceedins – 19th International Conference – IEEE/EMBS*, Chicago/IL: October/1997.
- [27] SALAZAR, J.J. MAYAGOITIA, R. E. “Functional and Therapeutical Effects of Electrical Stimulation in Hemiplegia”, *Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference*, Atlanta/Ga/USA, 1999, pp 663.
- [28] YU, W. et al. “An Architecture for Adaptive Functional Electrical Stimulation for Hemiplegic Lower Limb Activities”, *Proceedings of the 1999 IEEE International Workshop on Roobot and Human Interaction*, Pisa, Italy: Semtember, 1999.
- [29] SILVA, L. R. NOHAMA, P. “Estimulador Elétrico Neuromuscular Empregando Controlador Fuzzy” *Congreso Iberoamericano, Iberdiscap 2000*, Madri: Outubro/2000, pp 147-150.
- [30] WATANABE, T. et al. “Recognition of Lower Limb Moviments by Artificial Neural Network for restoring Gait of Hemiplegic Patients by Functional Electrical Stimulation”, *Istanbul/Turkey: Proceedings of 23rd Annual EMBS International Conference*, October/2001.

- [31] KAMONO, A. et al. "Development of EMG-Controlled Electrical Stimulation System". SICE 2002, 5 a 7 de Agosto de 2002, Osaka/Japan.
- [32] ARIFIN A. WATANABE T. HOSHIMIYA N. "Fuzzy Controller for Cycle-to-Cycle Control of Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait: A Computer Simulation in Two-joints Control", Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS , Cancun, Mexico September 17-21.2003, pp. 1519-1522.
- [33] PAPPAS, I. P. I. Keller, T. Mangold, S. Popovic, M. R. Dietz, V. Morari, M. "A Reliable Gyroscope-Based Gait-Phase Detection Sensor Embedded in a Shoe Insole", IEEE Sensors Journal, VOL. 4, NO. 2, Abril, 2004, pp 268-274.
- [34] Site do Projeto Hemiplegia: Reinserção Física e Social do Hemiplégico, <http://www.proex.org.br/resumos/Menu/Saude/Saude63.htm>, acessado em 24 de novembro de 2003.
- [35] IBGE, Censo Demográfico 2000.

CAPÍTULO 2

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

NEUROMUSCULAR E

INSTRUMENTAÇÃO

Neste capítulo são apresentados conceitos relacionados à estimulação elétrica neuromuscular, hemiplegia e instrumentação comumente utilizada na geração de marcha em pacientes.

2.1. Estimulação elétrica neuromuscular

A seguir são descritas as características de contração muscular pelo sistema nervoso central e por meio de eletroestimulação, citando algumas diferenças entre estas.

2.1.1. Potenciais da Ação

Na membrana celular existem alguns tipos de proteínas, entre elas as proteínas

de canal que em certas condições formam um canal por onde circulam íons como sódio – Na^+ e potássio – K^+ , e as proteínas transportadoras que podem transferir substâncias através da membrana contra o gradiente de concentração^[1].

Pela ação destas proteínas, a membrana possui uma bomba sódio-potássio, capaz de mover estes íons mesmo contra as forças eletroquímicas.

Devido a estas e outras características, a concentração de sódio é maior fora da célula, e a de potássio é maior no interior da membrana. Esta diferença de concentração provoca o potencial de repouso da membrana – PRM, de valor típico de -90 à -75 mV, dependendo do tecido^[1].

Observando a Figura 2.1, quando o estímulo adequado é aplicado na célula excitável, canais de sódio são abertos, e estes íons entram para o interior de célula, diminuindo o potencial (zerando-o)^[1]. Este zeramento, por sua vez, abre os canais de potássio, fazendo estes migrar para o exterior da célula. Pela diferença temporal em que estes processos ocorrem, há uma despolarização e uma repolarização da membrana da célula, gerando assim o que se chama Potencial de Ação – PA.

Os PA são responsáveis pela transmissão dos sinais dos neurônios do Sistema Nervoso Central – SNC para o corpo, no sentido inverso também é utilizado, e ainda no acionamento das células musculares.

2.1.2. A Célula Muscular e sua Contração

Na Figura 2.2 tem-se uma diagramação da estrutura do músculo até as micro estruturas protéicas no interior da célula muscular.

As moléculas de miosina são chamadas de filamentos grossos, e as de actina de filamentos finos. Os filamentos finos são constituídos ainda de outras duas proteínas reguladoras: a troponina e a tropomiosina. A primeira liga-se a íons de cálcio livres e controla a posição da segunda, sendo que esta é uma proteína longa e fina que atua no acoplamento actina-miosina no estado de repouso.

A terminação de um axônio junto a uma célula muscular chama-se junção neuromuscular – JNM. Para a transmissão de um estímulo elétrico para a célula, o axônio libera um transmissor: a acetilcolina.

Quando a acetilcolina entra em contato com a membrana muscular, ela aumenta a permeabilidade dos íons de cálcio para o interior da célula. Tomando por

base a Figura 2.3, a contração muscular ocorre nos seguintes passos.

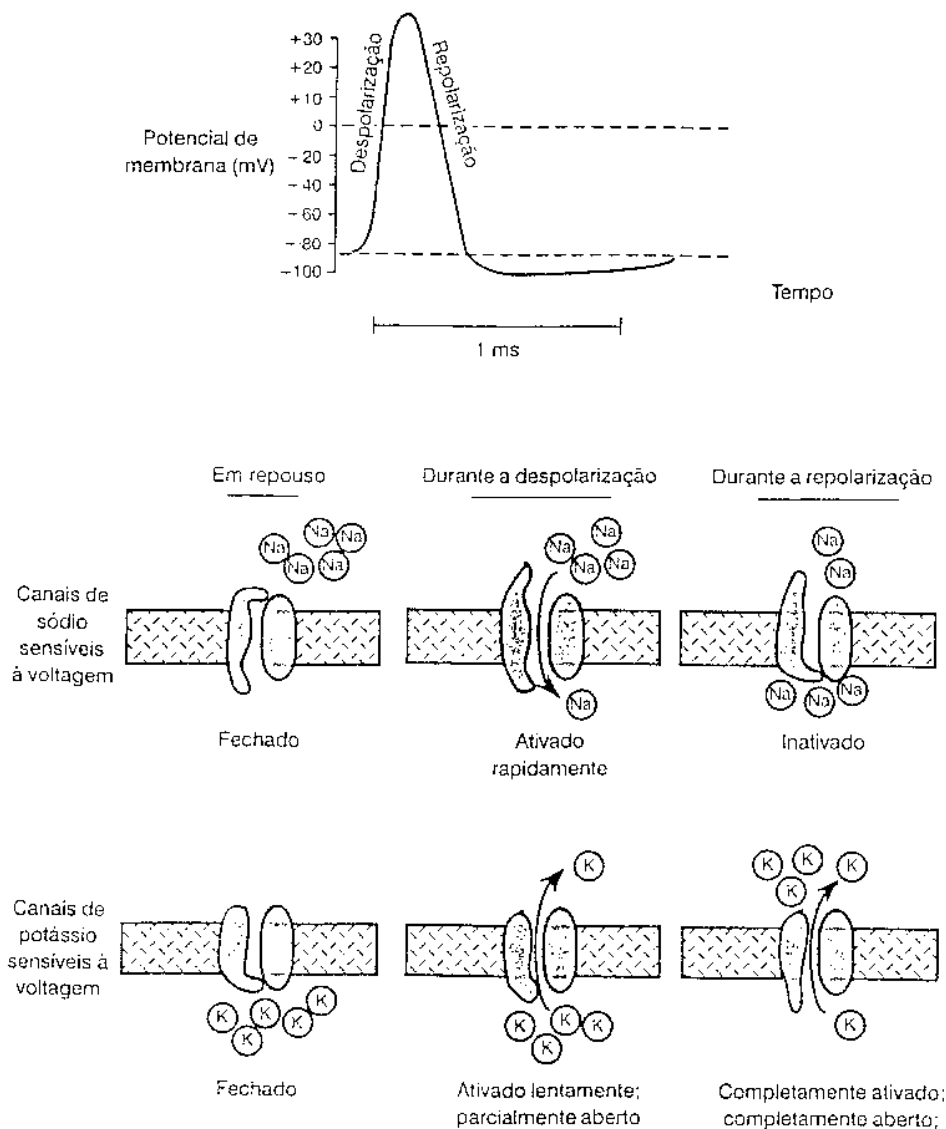


Fig. 2.1 – Ilustração da despolarização e repolarização de membrana, formando um Potencial de Ação – PA^[1].

Quando os íons sódio entram na célula pela ação da acetilcolina, o potencial transmembrana é reduzido. O íons cálcio se direciona para a proteína reguladora com quem possui afinidade, a troponina. Estes íons que alcançam a troponina possuem outras fontes, Figura 2.3, porém este processo é desencadeado pelo sódio que entrou pela membrana.

A ligação das moléculas de troponina com os íons cálcio muda a estrutura e forma da molécula, e por ser ligada a tropomiosina, ela puxa esta, mudando-a de posição. Esta mudança de posição aciona as moléculas de actina, que se une à cabeça da miosina, fazendo as pontes cruzadas. Este processo se desencadeia aos milhares, e provocam o giro da cabeça das moléculas de miosina, puxando os

filamentos finos em direção ao sarcômeros, encurtando-o. A ação destas moléculas produz a força de contração muscular^[1].

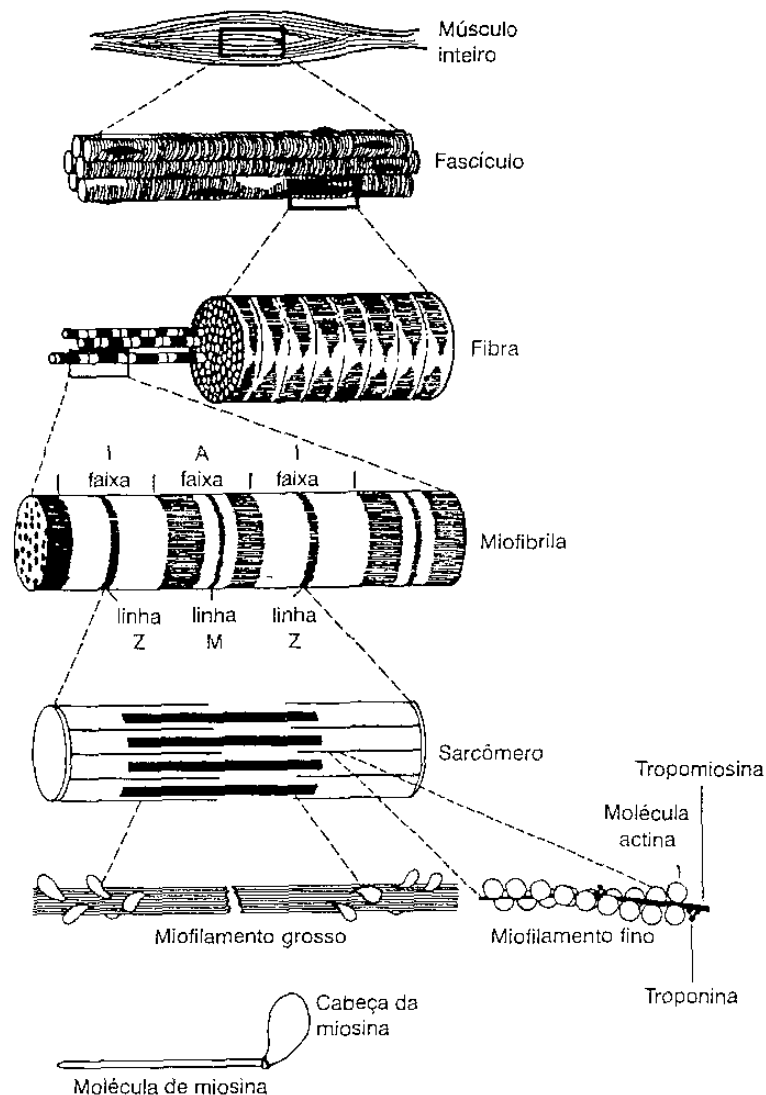


Fig. 2.2 – Diagrama das estruturas formadoras do músculo, em diversos níveis^[1].

A contração, ou melhor, a força muscular continuará sendo produzida enquanto houver ATP disponível como combustível. Tão logo ocorre a entrada de sódio para o interior da célula por ação da acetilcolina, a célula inicia o recolhimento dos excessos para dentro do retículo sarcoplasmático, usando ATP. Caso não haja uma nova ação via estímulo axônico, os íons de cálcio ligados a troponina são liberados. Estas voltam a sua forma original, fazendo a tropomiosina voltar também, desfazendo a ligação da actina com a miosina. Este processo desfaz a contração, gerada anteriormente.

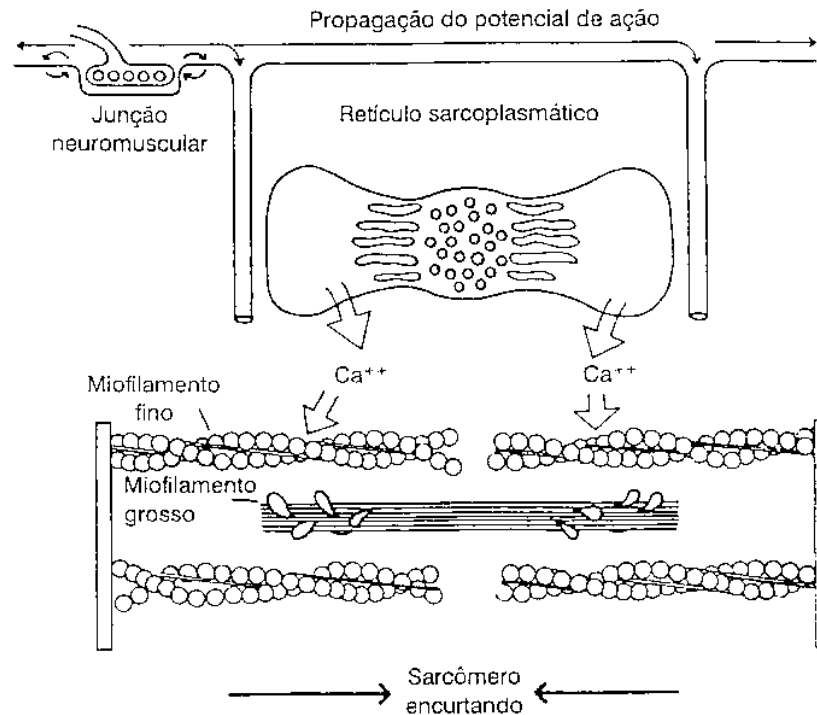


Fig. 2.3 – Ilustração da contração muscular vista dentro de uma célula^[1].

2.1.3. Unidade Motora Muscular

O Músculo esquelético é composto por unidades motoras, que podem ser de três tipos: FF – Contração rápida e fatigável, FR – contração rápida e resistente à fadiga, S – contração lenta e muito resistente à fadiga.

Em uma contração muscular convencional, as unidades S são as primeiras a serem recrutadas. Se o nível de força necessário for mais intenso, são recrutadas as do tipo FR, e em casos de extrema força as do tipo FF são acionadas. Este é um recrutamento natural das unidades motoras de um músculo.

É claro que esta descrição não se aplica literalmente a todos os músculos. Na realidade o recrutamento é variável de músculo para músculo, que possuem proporções diferentes dos três tipos de unidades motoras conforme a sua utilidade. As unidades S e FR geram tensão por períodos longos sem fadiga, logo são substancialmente utilizadas na maioria das contrações volitivas^[1].

2.1.4. Estimulação Elétrica Clínica do Nervo e do Músculo

Pelo princípio de funcionamento e pelos resultados obtidos, a contração muscular em resposta à estimulação elétrica parece ser semelhante ao estímulo enviado pelo SNC, porém existem grandes diferenças.

Tomando por base a Figura 2.4, quando aplicada uma diferença de potencial sobre dois eletrodos, há circulação de corrente no interior do tecido, que por ser predominantemente aquoso, esta se dá pelo movimento ordenado de íons.

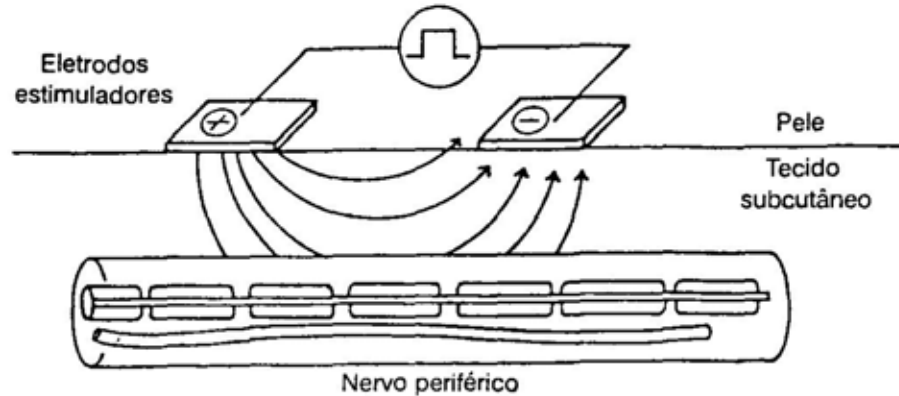


Fig. 2.4 – Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos externos^[1].

Quando, em alguns instantes, a corrente se dá através da membrana celular, ela provoca a despolarização da membrana, que dependendo de sua intensidade, é suficiente para provocar um PA, que se propagará através da membrana. Este PA é idêntico ao produzido pelo SNC, porém se propaga nas duas direções da fibra nervosa.

A amplitude/intensidade e a duração do estímulo elétrico devem ter um valor mínimo para evocar um PA, isto é, acima de um limiar, como mostra a Figura 2.5.

A proximidade do eletrodo com a fibra nervosa, seu diâmetro, entre outras características, determinam a velocidade de recrutamento, bem com o número de fibras recrutadas.

Lembrando que os tecidos possuem terminações nervosas sensitivas, os estímulos elétricos poderão excitá-las, provocando sensações de agulhadas ou mesmo respostas dolorosas. Observando a Figura 2.5, a relação tempo x intensidade do estímulo elétrico pode ser: sub-sensitivo ou sem efeito, sensitivo que provocam sensações de agulhadas, motor que gerará contração muscular, nocivo que causará dores e/ou queimaduras.

Uma outra diferença da contração muscular eletroestimulada para a convencional é a ordem de recrutamento das unidades motoras, iniciando-se pelo tipo FF, depois o tipo FR, e por último o tipo S, o inverso do recrutamento convencional, isto pode causar fadiga mais rapidamente, e baixa tolerância a eletroestimulação, o que ocorre normalmente no início do tratamento^[2].

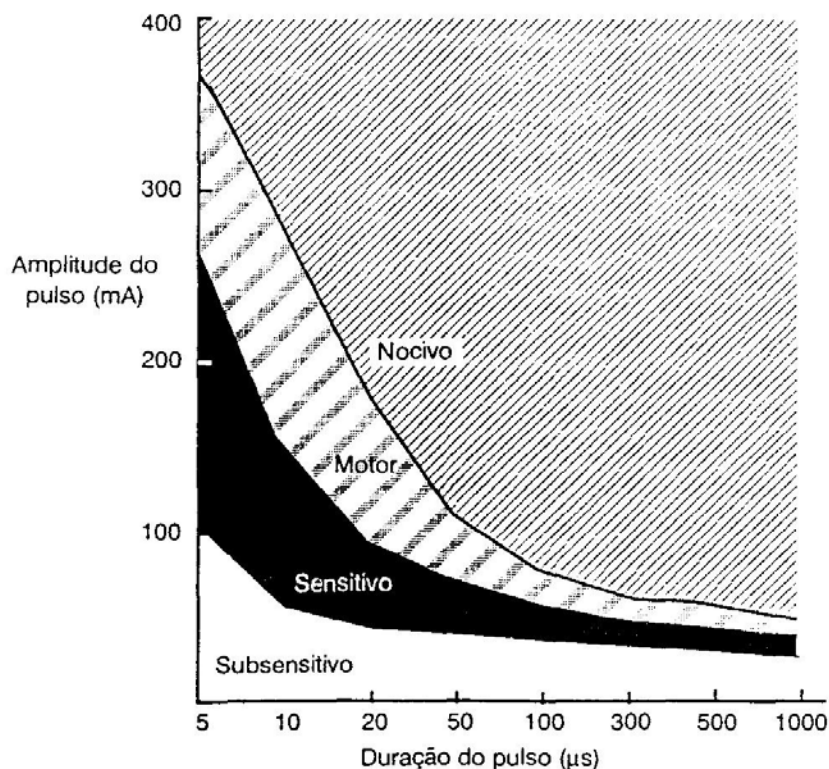


Fig. 2.5 – Relação entre tempo de eletroestimulação e intensidade e os seus resultados^[1].

Esta diferença de recrutamento também causa um rápido incremento de contração com pequenos níveis de eletroestimulação, justamente pelo recrutamento precoce das unidades FF.

Apesar das diferenças, é comprovado o auxílio da eletroestimulação clínica na recuperação muscular e dos movimentos^[1].

2.2. Hemiplegia

Hemiplegia, como já visto, é uma disfunção que paralisa um lado do corpo, ocasionando um déficit sensorial e motor, podendo ocorrer outros sintomas incapacitantes, como afasia, disartria e defeitos do campo visual com comprometimento mental e intelectual^[3].

A hemiplegia afeta geralmente o braço, perna e tronco^[4]. O grau de envolvimento dos membros e do tronco depende da posição e extensão da lesão, quando os neurônios motores são afetados. Quanto ao membro inferior, o paciente estará limitado em realizar uma deambulação adequada, assim realizará a marcha com insegurança e limitações, podendo sofrer quedas.

A instabilidade da marcha e os distúrbios neuromusculares causados pelo AVC, constituem um dos principais fatores que resultam na queda. As quedas representam o maior problema de saúde pública entre pessoas idosas e resulta em significativa taxa de morbidade e mortalidade^[2].

Estudos mostram que a incidência de quedas varia de 23% a 50% em pacientes hemiplégicos crônicos, o que é muito maior do que numa comunidade de idosos que não sofreram AVC (11% a 30%)^[2].

Uma das principais preocupações das quedas é que 26% das pessoas que sofreram uma queda, com lesão, começam a evitar situações que exijam maiores capacidades de equilíbrio, levando-as declínios adicionais nas capacidades de andar e equilíbrio^[3].

Atualmente estão à disposição muitos instrumentos de avaliação para o paciente hemiplégico. Entre estes instrumentos destacam-se os exames funcionais, que medem a capacidade do indivíduo de realizar tarefas e atividades essenciais, em aspecto quantitativo^[3].

Estes instrumentos transformam as capacidades em valores numéricos que podem ser medidos e comparados. São utilizados para discriminar o que não é normal, prever o estado futuro ou avaliar as mudanças com o tempo^[4].

Devido ao extenso grupo de pós AVC com incapacidades residuais, segundo Censo 2001, é necessário que se escolha um instrumento de avaliação válido e confiável. A Escala de Equilíbrio de Berg^[5] é utilizada para avaliar mudanças funcionais com o passar do tempo.

2.2.1. Marcha Hemiplégica

A marcha humana é um processo de locomoção no qual o corpo ereto em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas, depois pela outra. A marcha depende de vários mecanismos para que seja normal, principalmente por ser um ato automático. O equilíbrio e a coordenação são fundamentais para que esta se realize.

Um dos propósitos do processo de reabilitação é ajudar o paciente a atingir o nível mais alto possível de independência funcional, dentro dos limites do seu comprometimento. A deambulação humana, ou marcha, é um dos componentes básicos do funcionamento independente que costuma ser afetado por processos de

doença ou lesão; assim um dos resultados almejados nas estratégias de intervenção terapêutica é restaurar ou melhorar as condições de deambulação de um paciente^[6].

A marcha é avaliada nos parâmetros temporais, espaciais (de distância) e em fases (apoio e balanço). Muitos são os métodos para realizar a análise da marcha e cabe ao profissional escolher o parâmetro de acordo com o propósito e o equipamento disponível.

Em uma marcha normal, um ciclo começa quando o calcanhar do membro de referência faz contato com a superfície do solo, o ciclo da marcha termina quando o calcanhar do mesmo membro faz contato com o solo novamente.

Em algumas marchas anormais, o calcanhar pode não ser a primeira parte do pé a fazer contato com o solo. Portanto, o ciclo da marcha pode ser considerado iniciado quando alguma parte do membro de referência faz contato com o solo, e o ciclo terminará quando essa mesma parte do membro fizer contato novamente. O ciclo da marcha é dividido em duas fases: apoio e balanço, e dois períodos de duplo apoio.

Fase de Apoio: Em uma marcha normal, a fase de apoio que constitui 60% do ciclo da marcha, e é definida como o intervalo no qual o pé do membro de referência se acha em contato com o solo. Por exemplo, se o membro inferior direito é o membro de referência, o membro inferior esquerdo estará na fase de balanço quando o membro inferior direito estiver em sua fase de apoio. Portanto, um ciclo único da marcha contém fases de apoio direito e esquerdo.

Fase de Balanço: A fase de balanço, que constitui 40% do ciclo da marcha, é o segmento da marcha no qual o membro de referência não faz contato com o solo. Por exemplo, se o membro inferior direito é o membro de referência, o membro inferior esquerdo estará na fase de apoio quando o membro inferior direito estiver em sua fase de balanço. Portanto, um ciclo de marcha único inclui tanto as fases de balanço direito quanto esquerdo. O ciclo da marcha tem parâmetros tanto espaciais quanto temporais.

Duplo Apoio: O termo duplo apoio diz respeito aos dois intervalos em um ciclo da marcha nos quais o peso do corpo é transferido de um pé para o outro, e tanto o pé direito quanto o esquerdo se acham em contato com o solo ao mesmo tempo. Cada uma dessas variáveis podem ser medidas no tempo; por exemplo, o tempo de

apoio (direito e esquerdo), tempo de balanço (direito e esquerdo), tempo de duplo apoio e tempo do ciclo. Estes passos são ilustrados na Figura 2.6.

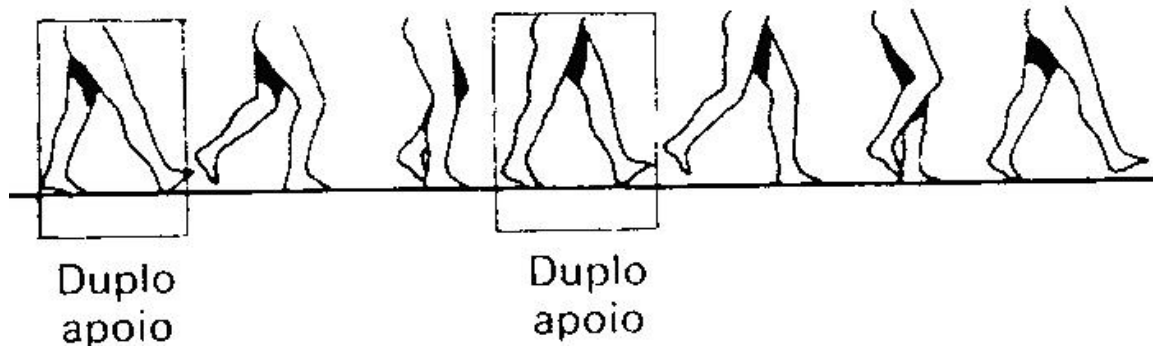


Fig. 2.6 – Ilustração do desenvolvimento dos passos em uma marcha.

Para O'Sullivan^[6], dois passos, um passo direito e um passo esquerdo, compreendem uma passada, e esta equivale a um ciclo da marcha. Passo e passada podem ser definidos em duas dimensões: distância e tempo. O comprimento do passo é a distância do ponto de contato do calcanhar de um membro até o ponto de contato do calcanhar do membro oposto, enquanto comprimento da passada é a distância do ponto de contato do calcanhar de um membro até o ponto de contato do calcanhar do mesmo membro. Tempo da passada e tempo do passo dizem respeito ao tempo necessário para completar uma passada e um passo respectivamente. Como ilustra a Figura 2.7.

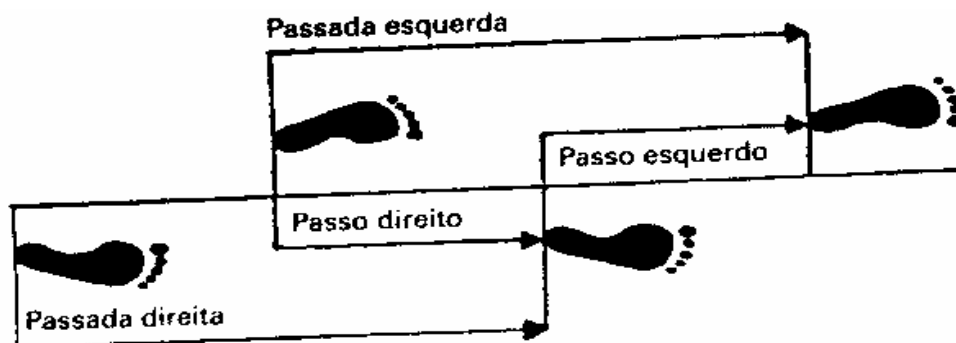


Fig. 2.7 - Tempo de passada e de passo^[13].

2.3. Estrutura Anatômica e Funcional do Membro Inferior

O membro inferior desempenha funções vitais como a deambulação e de sustentação do peso corporal. A sua integridade é essencial para que estas funções cotidianas se processem de maneira normal e eficaz.

2.3.1. Ossos do Membro Inferior

Complementando o cingulo pélvico na parte mais próxima do membro inferior, encontramos o osso fêmur, seguidamente dos ossos: tíbia, fíbula e do pé. Juntamente com o cingulo pélvico está a coluna vertebral, desta forma torna-se mais fácil manter a atitude ereta do corpo, ainda que sobre um só membro, como na fase de balanço de uma marcha.

O pé é composto pelos seguintes ossos: calcâneo (tuberosidade do calcâneo), talus, cuneiformes (medial, intermédio e lateral), cubóide, navicular, metatarsos e falanges, citando assim, o hálux. A Figura 2.8 ilustra os ossos dispostos.

2.3.2. A Abóbada Plantar

A abóbada plantar é um conjunto arquitetônico que associa harmoniosamente todos os elementos ósteo articulares, ligamentares e musculares do pé. Graças a sua mudança de curvatura e elasticidade, o pé pode adaptar-se as desigualdades de um terreno e transmitir ao solo os esforços e o peso do corpo nas melhores condições mecânicas para circunstâncias muito variadas^[7].

As alterações que diminuem ou afetam suas curvaturas, acometem gravemente o apoio no plano horizontal e repercutem obrigatoriamente sobre a corrida e a marcha, ou mesmo sobre a bipedestação^[7].

O pé apóia-se no solo através de três pontos A, B e C que estão dispostos em um plano horizontal, nos vértices de um triângulo^[7]. Considerada em um conjunto, a arquitetura da planta do pé pode ser definida como uma abóbada sustentada por três arcos. O peso da abóbada aplica-se sobre a chave da abóbada e se reparte através de dois arcos acorbantes para os pontos de apoio A e B também chamados de “encontros do arco”, como ilustra a Figura 2.9.



Fig. 2.8 - Ossos do pé direito, vista plantar^[8].

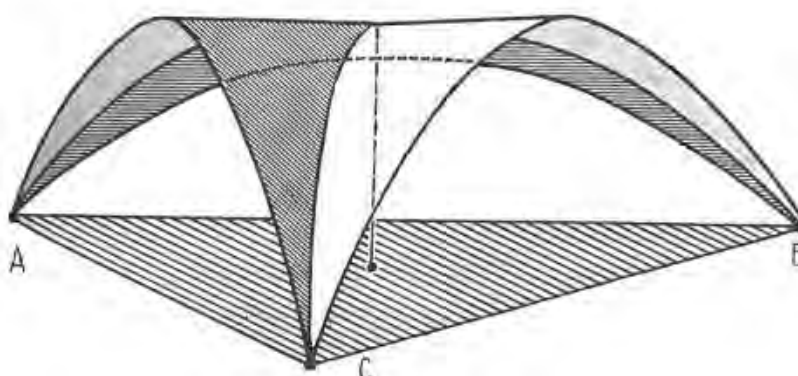


Fig. 2.9 - Abóbada plantar sustentada por três arcos^[8].

A abóbada não forma um triângulo equilátero propriamente dito, mas possui três arcos e três pontos de apoio, eles correspondem à cabeça do primeiro metatarsiano (A), à cabeça do quinto metatarsiano (B) e às tuberosidades posteriores do calcâneo (C). Estes pontos de apoio estão compreendidos na zona de contato com o plano horizontal, ou impressão plantar, como mostra a Figura 2.10.

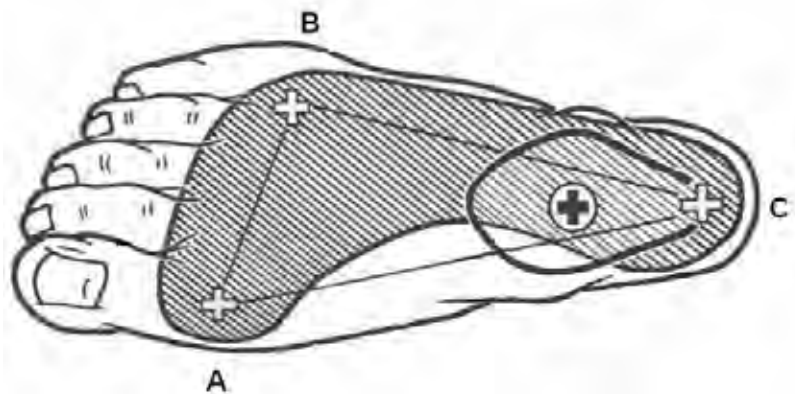


Fig. 2.10 - Pontos de apoio do pé direito^[8].

Assim a forma da abóbada plantar é semelhante a uma vela triangular inflada pelo vento, onde seu vértice é nitidamente levado para trás e o peso do corpo se aplica sobre seu vertente posterior (flecha) em um ponto situado no centro do dorso do pé, como mostra a Figura 2.11.

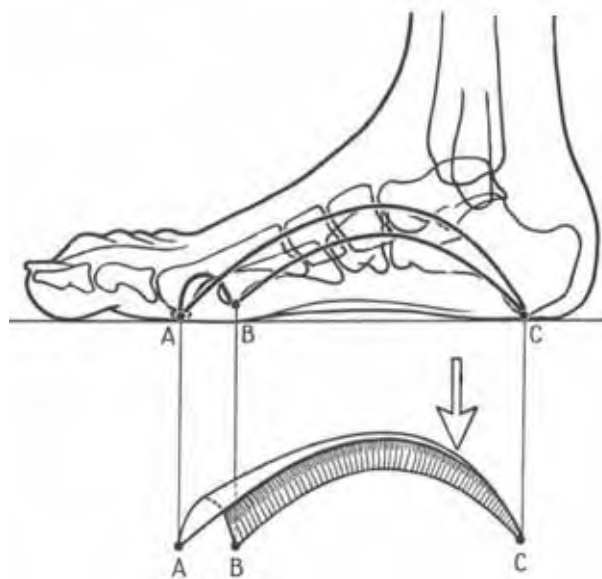


Fig. 2.11 - Vista interna da abóbada plantar do pé direito^[8].

Além destes três pontos de apoio, o hálux também tem uma parcela significativa na distribuição de descargas, ela é ainda mais perceptiva na fase de duplo apoio da execução de uma marcha.

2.4. Eletromiografia

Os eletromiógrafos são equipamentos que detectam, processam e registram a atividade elétrica dos músculos (potencial de ação composto). O registro é o

eletromiograma – EMG, ou sinal miográfico, e pode indicar o estado fisiológico de um músculo ou grupo de músculos e dos nervos que controlam a contração muscular.

O EMG pode ser usado para detectar atividade elétrica muscular anormal que ocorre em condições patológicas, incluindo distrofia muscular, inflamação do músculo, pinçamento de nervos, lesões nervosas periféricas (em membros superiores e inferiores), esclerose lateral amiotrófica (ALS ou doença de Lou Gehrig), miastenia gravis, hérnia de disco e outras^[9]. Também é usado em reabilitação muscular.

Embora a forma de onda registrada não seja um indicador absoluto, uma diminuição da força de contração muscular é refletida na atividade eletromiográfica, fornecendo evidências da instalação de patologia neuromuscular.

O EMG é um sinal extremamente complexo e é afetado^[10]:

- ☑ pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos;
- ☑ pelo esquema de controle do sistema nervoso;
- ☑ pelas características da instrumentação usada.

A atividade elétrica dos músculos esqueléticos ocorre na faixa de frequência audível e seu registro é normalmente acompanhado por monitoração sonora (em repouso, músculos normais apresentam silêncio elétrico). O EMG ajuda a distinguir entre condições patológicas com origem nos músculos de distúrbios nos nervos. Fraqueza muscular ou perda de massa muscular é geralmente causada por deficiência na inervação motora ou por deficiência intrínseca dos músculos.

O sinal eletromiográfico é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração do músculo. Representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através da membrana das fibras musculares que se propaga pelos tecidos até chegar ao eletrodo de detecção.

O EMG tem componentes em frequência desde 20 Hz até 10 kHz e apresenta amplitudes de 10 mV até 90 mV, dependendo do sinal estudado e do tipo do eletrodo^[11].

Um equipamento para eletromiografia é constituído basicamente de eletrodos de registro, dos circuitos de condicionamento do registro (amplificadores, filtros), da mídia de saída do registro (podendo ser um simples alto-falante - saída sonora, saída em papel térmico, saída na tela do monitor), e possuir capacidade de armazenamento e processamento dos registros. A Figura 2.12 mostra os blocos

fundamentais de um equipamento de eletromiografia, além de ilustrar um circuito de eletroestimulação.

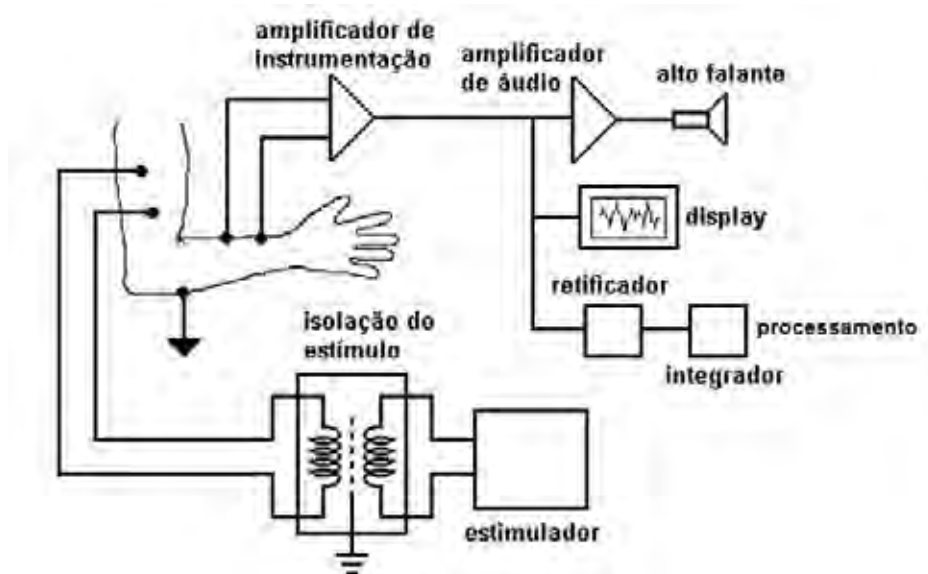


Fig. 2.12 – Diagrama de blocos de um sistema para eletromiografia.

Para detecção do sinal de eletromiografia dois tipos de eletrodos são utilizados, o de inserção ou o de superfície. Ambos podendo ser empregados nas configurações monopolar e bipolar. Há dois tipos de eletrodos de inserção: fio e agulha.

Os eletrodos de superfície ou de pele são utilizados no estudo do comportamento motor, quando o tempo e a amplitude de ativação muscular contenham a informação desejada. São também usados na detecção de EMG com propósito de controle de dispositivos externos, como no caso de próteses controladas mioelétricamente. Seu uso é restrito a músculos superficiais. Não podem ser usados para detectar sinais específicos de músculos menores. Permite acesso rápido e simples ao músculo, o que é necessário em verificação de evolução fisioterapêutica. Podem ser passivos ou ativos.

Os eletrodos ativos ou secos não necessitam de preparação da pele (gel, pasta), e o acoplamento com a pele é resistivo. Implementados com JFET, apresentam impedância de entrada da ordem de $10\text{ T}\Omega$ e capacitância de 3 a 4 pF. A impedância de entrada, aumentada eletronicamente, garante menor sensibilidade à impedância da interface eletrodo/pele.

Os mais simples, os passivos, são constituídos de discos de prata clorada (Ag/AgCl) e o contato elétrico com a pele é garantido através de gel condutivo e pasta colóide. Necessita preparação da pele, para se eliminar pele morta e

oleosidade. O equilíbrio químico na junção metal/eletrólito estabelece um potencial de polarização que pode variar com a temperatura, sudorese, ressecamento do gel ou da pasta (alteração da concentração, e portanto do contato elétrico), movimento relativo do eletrodo e da pele e com a intensidade da corrente que flui pelo eletrodo.

Normalmente utiliza-se um pré-amplificador com ganho entre 10 e 50 dB, para “casar” a impedância do eletrodo de registro com a impedância de entrada do estágio de amplificação seguinte, o qual confere ganho entre 10 e 1000, proporcionando um sinal de saída de ± 1 V.

O pré-amplificador deve ficar bem próximo ao eletrodo (10 cm). Os cabos utilizados na entrada do amplificador devem ser blindados e ter baixa capacitância. Os amplificadores utilizados são em geral amplificadores de instrumentação.

O estágio amplificador de saída (com isolamento) deve possuir resposta em frequência de 2 Hz a 35 kHz, funcionando como um filtro passa baixa, possibilitando rejeitar artefatos de movimento (frequência baixas) e filtragem seletiva programável.

Em todo dispositivo que usa eletrodos conectados ao paciente deve haver o cuidado de assegurar que a unidade está devidamente aterrada, para evitar risco de choques elétricos. Este trabalho a estação de controle e o módulo de monitoramento são alimentados por uma bateria, e a comunicação de dados é realizada por meio de rede wireless, assim a isolamento elétrica é completa.

O sinal de EMG pode ser quantificado de várias formas. Pode-se, por exemplo, medir sua amplitude máxima, o que constitui entretanto uma medida grosseira do grau de atividade muscular. Outros métodos consistem em contar o número de picos, ou o número de cruzamentos pelo zero, ou ainda o número de vezes que certo valor de amplitude é ultrapassado em um dado intervalo de tempo. Um outro método consiste em retificar o sinal de EMG, filtrá-lo (filtro passa baixa) e medir a tensão resultante, que assim se relaciona com o envelope do sinal.

Entretanto, o método mais utilizado consiste na integração do sinal. Esta integral, medida em unidades (Volt x segundo), é um sinal temporal que guarda uma relação linear com a tensão desenvolvida no músculo, principalmente nas contrações isométricas. Tanto a saída dos integradores, quanto a saída do sistema de detecção do envelope do EMG são de baixa frequência, portanto facilmente registráveis.

A maior parte dos sistemas de eletromiografia é microprocessada ou pode ser

conectada a microcomputadores que armazenam os dados em disquetes e/ou discos rígidos, analisam os sinais, e imprimem as formas de ondas e resultados analíticos ao final dos testes.

Alguns programas de computador calculam automaticamente área e amplitude, período, inclinação e outros parâmetros durante o período de teste, quando o conhecimento destes valores é de maior utilidade ao clínico. Adicionalmente, computadores fornecem a flexibilidade de análise de sinais e programação.

Equipamentos microprocessados exibem os registros de saída na tela do monitor e/ou em papel (impressora). Os sinais elétricos de músculos esqueléticos ocorrem a frequências audíveis aos seres humanos (faixa de áudio), e podem ser amplificados e reproduzidos através de um alto falante acoplado a um amplificador de áudio, respondendo na faixa de 80 a 5 kHz.

2.5. Goniometria

A Goniometria é a técnica da medição de ângulos, sendo muito usada na prática de Fisioterapia. Teve seu início na década de 1920^[12]. É utilizada pelos fisioterapeutas para quantificar a limitação dos ângulos articulares, decidir a intervenção fisioterapêutica mais adequada e, ainda documentar a eficácia da intervenção^[13]. O termo provém da junção das palavras gregas “gônio” que significa ângulo e “metria” que significa medida.

A amplitude angular de movimento que uma determinada articulação consegue realizar constitui uma função morfológica, não só da articulação mas também da cápsula e dos ligamentos, assim como dos músculos ou tendões que atravessem essa mesma articulação.

O Goniômetro, ou Artrômetro, é um instrumento de diversos tamanhos e formas, mas possui capacidades de proporcionar informações específicas sobre o movimento articular, como mostra a Figura 2.13.

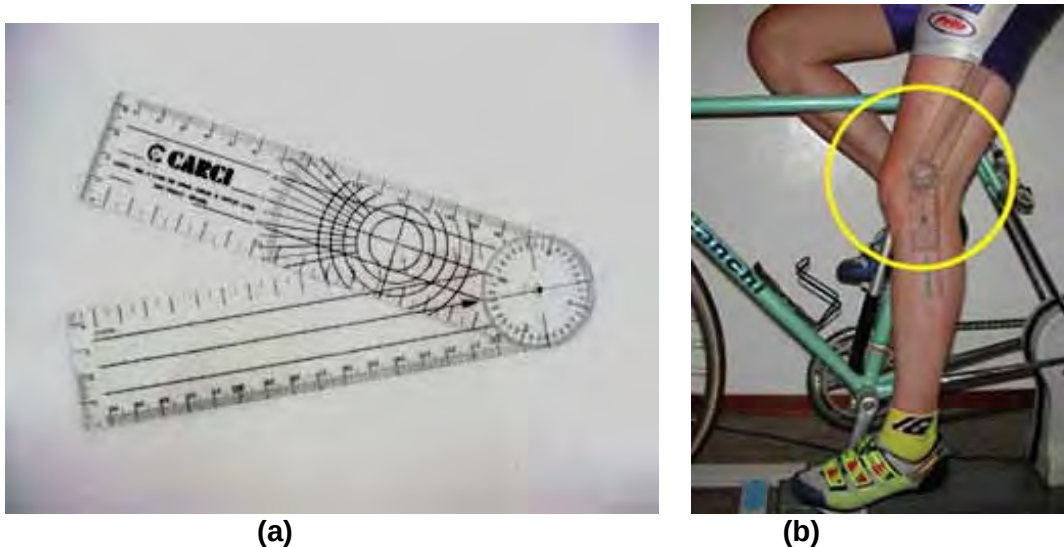


Fig. 2.13 – (a) um goniômetro universal^[14], (b) uso do goniômetro^[15].

Este instrumento pode ser aplicado em quase todas as articulações, semelhante a um transferidor, com dois braços longos, sendo um considerado braço fixo e outro o braço móvel.

Um eletrogoniômetro é muito semelhante ao goniômetro, porém produz um sinal elétrico proporcional ao ângulo entre suas hastes, de forma que possa ser captado por um sistema de aquisição de dados.

O eletrogoniômetro pode ser construído a partir de um potenciômetro interligado por hastes móveis, o que limitaria o movimento somente em um eixo. Existem ainda modelos construídos com extensômetros, que possuem movimentos em dois eixos perpendiculares entre si.

Alguns eletrogoniômetros são implementados com acelerômetros, onde não há a presença de hastes, e a liberdade de movimento é total, no três eixos.

2.6. Referências Bibliográficas do Capítulo

- [1] ROBINSON, A. J. “Eletrofisiologia Clínica: Eletroterapia, e Teste Fisiológico”. 2º ed, Armed Editora: Porto Alegre/RS, 2001.
- [2] HARRIS, J. E. ENG, J. J. MARIGOLD D. S. TOKUNO, C. D. LOUIS C. L. “Relationship of Balance and Mobility to Fall Incidence in People with Chronic Stroke”. Physical Therapy: Vol 85. pg. 150-9, 2005.
- [3] SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT M. “Controle Motor: Teoria e Aplicações Práticas”. Editora Manole. São Paulo, 2003.
- [4] STOKES, M, “Neurologia Para Fisioterapeutas”, São Paulo: Editora Premier, 2000.

- [5] BERG KO, WOOD-DAUPHINEE S, WILLIAMS JL, MAKI B. “Measuring balance in the Elderly: Preliminary Development of an Instrument”. *Physiotherapy Canada*, 1989, v41.p.304-311.
- [6] O’SULLIVAN, S. B., SCHMITZ, T. J., “Fisioterapia: Avaliação e Tratamento”. 4ª ed. São Paulo: Editora Manole, 2004.
- [7] KAPANDJI, I. A. “Fisiologia Articular”. 2ª Ed. São Paulo: Editora Manole Ltda, 1990.
- [8] ROHEN, J. W., YOKOCHI, C., “Anatomia Humana”. 3ª Ed., São Paulo: Editora Manole Ltda, 1992.
- [9] Healthcare Product Comparison System – Evoked-Potential Units; Electromyographs. Plymouth Meeting, PA, USA: ECRI, 1999.
- [10] BUTTON, V. L. S. N., “Instrumentação Médica” (apostila), Departamento de Engenharia Biomédica FEEC/UNICAMP, Abril de 2002.
- [11] CARVALHO, L. C., “Instrumentação Biomédica” (apostila), Universidade Federal da Paraíba. UFPB.
- [12] http://gdev.ufp.pt/gimed_ps/index.php?id=535, acessado em 12/12/2006.
- [13] JOÃO, S.M.A., “Avaliação Fisioterapêutica do Ombro”, Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional-FMUSP, disponível em:
<http://www.fm.usp.br/fofite/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulacoes/ombro/PDF/avalombr o.pdf>, acessado em 12/12/2006.
- [14] www.scienzadellosport.it/test2.html, acessado em 12/12/2006.
- [15] www.scienzadellosport.it/test2.html, , acessado em 12/12/2006.

CAPÍTULO 3

TECNOLOGIAS UTILIZADAS NO TRABALHO

Neste capítulo são abordadas as principais tecnologias utilizadas no desenvolvimento do sistema eletrônico implementado.

3.1. Redes Sem Fio - Wireless

Uma rede sem fio é um compartilhamento de dados entre dois ou mais dispositivos, feita através de ondas de rádio. É muito semelhante com uma rede local com cabo UTP convencional (padrão IEEE 802.3), com exceção de que a rede sem fio usa ondas de rádio, em vez de cabos^[1].

Redes de computadores sobre tecnologias *wireless* estão se tornando uma solução fácil e de grande importância em muitas instituições e empresas. A principal vantagem, sem dúvida, é a praticidade, pois não é necessária a instalação de cabos nem conectores, além de possibilitar mobilidade entre dispositivos e flexibilidade de conexões, o que pode resultar em aumento da produtividade e baixos custos.

No entanto redes sem fio podem apresentar vulnerabilidades e alcances incertos, devido a obstáculos móveis.

3.1.1. Padronização

As principais normas de redes *wireless* são divulgadas pelo IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), definindo especificações para a interconexão de equipamentos e demais aplicações através do conceito "*over-the-air*", ou seja, proporciona o estabelecimento de redes e comunicações entre um aparelho cliente e, uma estação ou ponto de acesso, através do uso de frequências de rádio^[2].

No padrão IEEE 802.11 é especificada a forma de ligação física e de enlace de redes locais sem fio, que também são conhecidas como *Wireless Local Area Networks* (WLAN's). A família de padrões IEEE 802.11 foi apelidada de Wi-Fi, abreviatura de *Wireless Fidelity* (fidelidade sem fios) marca registrada pertencente à WECA (*Wireless Ethernet Compatibility Alliance*), uma organização sem fins lucrativos criada em 1999 para garantir os padrões de interoperabilidade dos produtos Wi-Fi.

Encontra-se no mercado atual cinco especificações na família 802.11: 802.11, 802.11a, 802.11b (a mais popular), 802.11g, e a recém lançada 802.11n (padrão ainda em estudo).

O 802.11g (frequência da portadora é de 2,4GHz, a mesma do 802.11b), porém com nova tecnologia de modulação possui a capacidade de atingir taxas de transferência de até 54 Mbps, enquanto o 802.11b são apenas 11 Mbps, com alcance máximo de ambos de até 100 m em um ambiente interno.

O padrão 802.11a oferece os mesmos 54 Mbps, mas com alcance de 50 m, operando com a frequência de 5 GHz, o que garante uma comunicação com maior imunidade às interferências. A Tabela 3.1 mostra as diferentes tecnologias.

Tabela 3.1 – Características dos Padrões 802.11^[3].

IEEE	Velocidade	Alcance Interno	Alcance Externo	Frequência da Portadora e Codificação
802.11	1-2 Mbps	100 m	Até 23 km	2,4 GHz – DQPSK FHSS
802.11b	11 Mbps	100 m	Até 23 km	2,4 GHz – DSSS
802.11a	54 Mbps	50 m	Até 5 km	5 GHz – OFDM
802.11g	54 Mbps	100 m	Até 23 km	2,4 GHz – OFDM

Tendo em vista o grande alcance em ambientes externos, redes *wireless* são

utilizadas para compartilhamento de pontos de acessos a Internet, onde um ponto central distribui sinal e conexão a toda uma área (a cidade de Paulicéia/SP possui um serviço com provedor totalmente baseado nesta tecnologia).

Existem projetos de democratização da Internet que se baseiam em redes *wireless*, que pretendem alcançar cidades inteiras, ou mesmo metrópoles inteiras. É o caso da Prefeitura de Porto Alegre/RS onde escolas, postos de saúde, ente outros possuem acesso a Internet via *wireless*^[3], e do Google que pretende fornecer acesso na Internet a toda cidade de São Francisco/EUA^[4].

A forma de conexão e de compartilhamento de uma rede *wireless* é estabelecida de acordo com a arquitetura adotada, sendo definidas três arquiteturas básicas, as duas principais são descritas abaixo:

Conexão de rede sem fio *ad-hoc*: também conhecido como ponto a ponto, computador a computador ou modo direto, comunicando-se diretamente sem a presença de nenhum outro dispositivo entre eles. A Figura 3.1 ilustra uma rede *ad-hoc*.



Fig. 3.1 - Rede sem fio *ad-hoc*^[5].

Modo de infra-estrutura: neste os dispositivos entram em rede através de um ponto comum que funciona como uma estação base ou *hub* para a rede sem fio, com o nome de ponto de acesso sem fio^[6].

Para questões de segurança de dados, o IEEE publicou o padrão 802.11i, que traz premissas de segurança aos protocolos IEEE 802.11b, 802.11a e 802.11g, entre elas a melhoria do método de criptografia WEP (*Wireless Equivalent Privacy*), que se destina a fornecer às redes sem fio o mesmo nível de segurança das redes convencionais com cabeamento.

3.2. Conexão de Área de Trabalho Remota

Para ter acesso estação de controle, foi utilizada a tecnologia de Conexão de Área de Trabalho Remota, implementada por meio do Sistema Operacional, Windows XP da Microsoft^[7]. Esta funcionalidade também está presente no Windows NT, 2000 e 2003 Server.

Desta forma, o processamento e leitura dos sensores e do eletroestimulador está diretamente ligado à estação de controle, independente de transmissão de dados por meio de RF (Rádio Frequência), porém, parâmetros de configuração, bem como o controle global da estação, poderão ser inseridos e realizado por meio da Conexão de Área de Trabalho Remota, por meio de um rede *wireless*.

O software necessário para tanto é instalado durante o processo de instalação do Windows XP^[8]. Existem softwares específicos que também realizam este tipo de conexão, muito utilizados para assistência e suporte remoto, que podem operar sobre outros sistemas operacionais.

Com a Conexão de Área de Trabalho Remota, torna-se fácil a conexão de um computador a qualquer outro computador da rede que tenha sido configurado a receber Conexão de Área de Trabalho Remota. Para se conectar a outro computador o usuário precisará somente de acesso à rede e de permissões. Como opção, pode-se especificar configurações especiais para a conexão e salvá-las para a próxima vez que se conectar.

3.3. Sistema de Comunicação e Interface USB

3.3.1. Aspectos Gerais

USB é um barramento para conexão de periféricos onde, com um único *plug* na placa mãe, pode-se conectar até 127 dispositivos diferentes. Assim, acaba de vez com inúmeros problemas de falta de padronizações do computador moderno para conexão de dispositivos, tornando o número de conexões praticamente ilimitado.

Deve-se lembrar que uma placa-mãe simples possui pelo menos 4 portas USB, e alguns modelos chegam a ter dez conectores. Estas opções dependem do *chipset* adotado pelo fabricante da placa mãe, tal como é ilustrado na Figura 3.2.

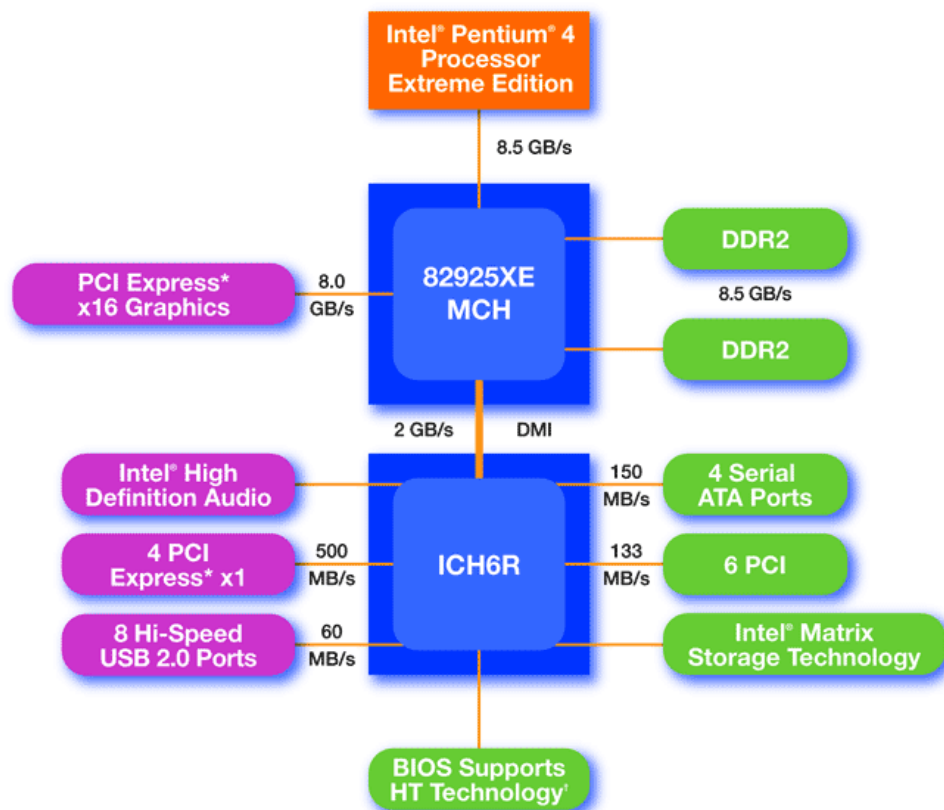


Fig. 3.2 – Ilustração de integração das portas USB ao chipset da motherboard^[9].

No passado, para cada periférico havia a necessidade de uma porta no micro e, dependendo do periférico havia a necessidade de instalação de uma placa periférica interna. Das grandes vantagens do USB, uma delas está no fato que o próprio usuário pode instalar um novo periférico, com possibilidades mínimas de gerar algum tipo de conflito de interrupção, ou DMA, ou ainda danificar alguma placa.

Existem duas versões usuais do barramento, a 1.1 e 2.0, e cada uma possui dois modos de operação. A versão 1.1 possui operações de 1,5 Mbps, e 12 Mbps, enquanto que a versão 2.0 pode chegar a taxas de 480 Mbps. É claro que a velocidade de transmissão dependerá do periférico e da *motherboard*.

3.3.2. Conexão

Existem dois tamanhos de *plugs* USB, além de dois modelos, o tipo A e o B. Os *plugs* menores são encontrados em equipamentos pequenos, tais como aparelhos de telefone celular, ou câmeras fotográficas digitais. Os mais comuns são encontrados em aparelhos mais diversos tais como teclados, *mouse*, impressoras, etc. A Figura 3.3 ilustra estes *plugs*.

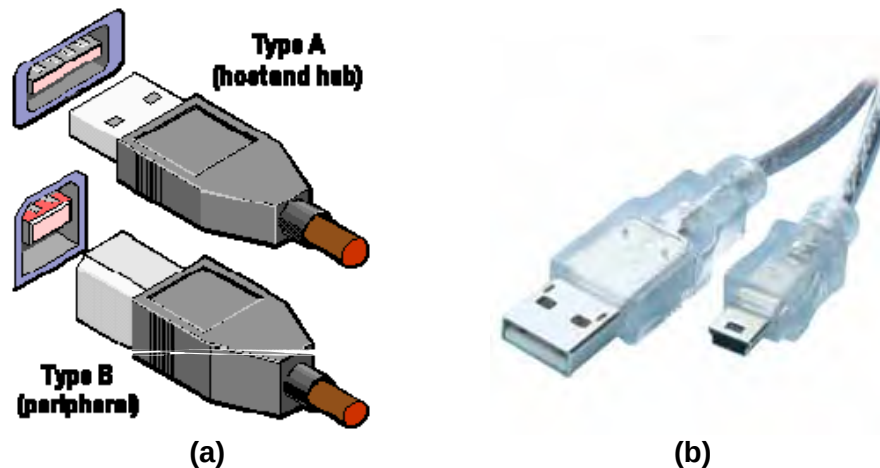


Fig. 3.3 – (a) Plugs do tipo A, em geral usado na placa mãe, e do tipo B, usado no periférico^[10], a nomenclatura original foi mantida. (b) Plug tipo A e o mini USB^[11].

Para se alcançar os 127 dispositivos utilizam-se de concentradores, comumente chamados de *hub*'s, tais como os utilizados em redes de computadores. O cabo USB pode ter no máximo 5 m, mas repetidores e *hub*'s podem ser utilizados para repetir e enviar o sinal por mais 5 m. Se considerarmos que cada *hub* forma um nível de conexão, o barramento está limitado a seis níveis somente, isto é, em formato cascata o número máximo de *hub* são seis.

O barramento USB pode alimentar cargas de até 500 mA em 5 V, possibilitando que os periféricos menores não necessitem de pilhas, baterias, ou ainda, quando estas existirem, serem recarregadas pelo meio da conexão.

3.3.3. Software

Apesar da extensa história dos computadores, passando por diversos padrões e barramentos, tais como PCI, VESA, ISA, entre outros, o USB é um dos primeiros a ser totalmente *plug-and-play*, ou seja, pode-se realmente encaixar e desencaixar periféricos com o micro ligado, e o sistema operacional automaticamente detecta que estes estão sendo adicionados ou removidos. Isto também é chamado de *hotplug*^[12].

Esta característica é realizada graças ao controlador USB presente na placa-mãe, integrado no *chipset*, no bloco responsável pelos periféricos de menor velocidade, a Ponte Sul. Se o sistema operacional não possui o *driver* para o periférico USB, buscará nos discos, na Internet, ou ainda pedirá para o usuário. A Figura 3.4 mostra o Assistente de Instalação de *Drivers* para o Windows XP, e a mensagem de quando o hardware está pronto para funcionar.



(a)



(b)

Fig. 3.4 – (a) assistente para adicionar Hardware, (b) o Windows XP mostrando que o novo hardware está pronto para ser utilizado.

Para exemplificar como funciona a comunicação USB, a Figura 3.5 ilustra várias camadas de software e hardware que interligam o aplicativo do usuário ao dispositivo.

A camada aplicativo é a interface específica com o usuário, API é a camada do sistema operacional que se comunica com o aplicativo do usuário, fornecendo suporte gráfico. O *Driver* Cliente depende do tipo de dispositivo, e faz a interligação entre as rotinas API e as rotinas USB. O *Driver* USB é a camada que facilita o acesso ao Controlador *Host*, apresentando rotinas chamadas pelo *Driver* Cliente. O *Driver* do Controlador *Host* é a camada “mais baixa” de software, que acessa os registros de entrada/saída propriamente ditos.

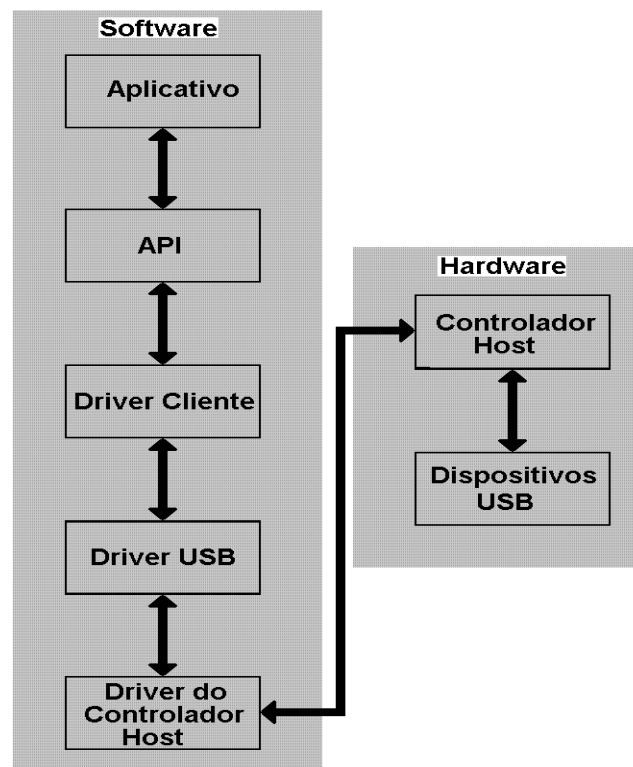


Fig. 3.5 - Camadas de software e hardware da comunicação USB.

O controlador *Host* é um componente controlador da porta USB, em geral pertencente ao *chipset* da placa mãe do computador, mas pode ser encontrado em placas de expansão padrão PCI, adaptadores Serial/USB, e PS2/USB.

3.4. Microcontroladores – MCU's

3.4.1. Microcontroladores PIC

Dos diferentes fabricantes no mercado, a Microchip tem se destacado com sua linha PIC, que abrange desde componentes pequenos com 6 pinos e palavras de instrução de 12 bits até os de 100 pinos com palavras de instrução de 16 bits. A linha PIC 18 atinge 12 MIPS em 48 MHz de *clock* externo, com tecnologia RISC.

A linha de MCU's da Microchip se estende pelas famílias PIC's 12, 16, 17, 18, e a nova 24, sendo fabricadas em encapsulamento DIP, LCC, entre outros. A memória de programa (ROM interna) está disponibilizada em três tipos: EPROM, EEPROM e Flash, em diferentes capacidades.

Este fabricante também disponibiliza componentes para a expansão de sistemas

formados com seus MCU's, tais como: memória EEPROM serial, *drivers* para LCD, filtros de sinais analógicos, conversores A/D, entre outros. Outro destaque da Microchip é a grande quantidade de programas modelo, exemplos de projetos, sugestões e dicas disponíveis em seu site na Internet^[13], facilitando em muito o aprendizado. Seguindo a tendência do mercado, em agrupar diversas funções em um único CI, a Microchip disponibilizou em sua linha PIC18, uma das famílias mais versáteis, as seguintes funções adicionais/inovadoras:

- ☑ Saídas com capacidade de fornecer correntes de 25 mA;
- ☑ Três pinos de interrupções externas;
- ☑ Quatro temporizadores/contadores, com modos programáveis de 8 e 16 bit's;
- ☑ Dois módulos de captura/comparação/PWM;
- ☑ Módulos de comunicação serial e paralela, em modos síncrono e assíncrono;
- ☑ Módulo de conversor A/D de 10 bit de resolução;
- ☑ Diferentes fontes de *reset* (externa, interna, via software, entre outras);
- ☑ Modo *Sleep*, para economia de energia.

Existem outras funções internas que visam facilitar a operação, bem como ampliar a gama de aplicações do MCU. A Microchip disponibiliza todos os equipamentos e softwares necessários para a programação de seus microcontroladores.

Os microcontroladores Microchip PIC 18 possuem vários modos de operação de *clock*, o mais comum e também o utilizado nesta pesquisa, é o *clock* de fonte externa com cristal de quartzo. Além disso, um circuito "Phase Locked Loop" (PLL) está inserido no microcontrolador para fornecer uma opção programável para o usuário, se desejar, multiplicar a frequência fornecida pelo cristal externo por 4. Isto significa que um sinal de clock com 10 MHz de frequência será multiplicado para 40 MHz. Esta opção é muito útil para prevenção de problemas com EMI (Interferência Eletromagnética) devido a alta frequência dos cristais.

Para a maioria das instruções do PIC18, existem quatro estágios de execução (estágios do tipo interpretação da instrução, leitura dos operadores, entre outras), isto significa que cada instrução leva 4 ciclos de *clock* para ser executada. Assim

pode-se definir como frequência interna a frequência com que são executadas as instruções, e no caso do PIC 18, ela é igual a $\frac{1}{4}$ da frequência do *clock*. No 8051 a frequência interna é igual a $\frac{1}{12}$ da frequência de clock

Com a utilização do circuito PLL, a frequência do cristal será igual a frequência interna. No caso de um cristal de 10 MHz, tem-se uma instrução executada a cada 0,1 μ s.

Algumas instruções, tais como, *CALL*, *GOTO*, são executadas em 2 ciclos, devido a mudança de endereço do PC – *Program Counter* (contador de programa).

O kit PICSTART PLUS é disponibilizado para a programação de todos os componentes da linha PIC. O sistema de programação MPLAB IDE é um completo grupo de softwares para a programação dos MCU's, realizando uma integração completa do PC com o MCU.

Para a linha PIC 17 e PIC 18, a Microchip disponibiliza o MPLAB-C 17 e 18, que integrado ao sistema MPLAB IDE, possibilitam a programação em linguagem C, amplamente conhecida e utilizada pelos desenvolvedores de softwares.

3.4.2. Uso de Microcontroladores Acoplados a Sensores

Com o grande avanço da tecnologia digital, os transdutores analógicos estão se “convertendo” em digitais, não que seus princípios de funcionamento estejam sendo alterados, mas componentes digitais estão sendo adicionados a eles, tais como conversores analógicos digitais (A/D), microcontroladores (MCU), entre outros.

Estes acréscimos de componentes aos transdutores ocorrem porque a comunicação global vem sendo digitalizada, e com o uso cada vez mais intenso de microcomputadores, os dados obtidos através de sensores caminham com maior velocidade quando estão na forma digital.

As portas serial e paralela de um computador têm sido as principais vias de acesso dos transdutores, com a vantagem da facilidade de programação, acesso direto ao endereço correspondente ao dado recebido, mas estas portas enfrentam algumas dificuldades, como baixa velocidade de transmissão, somente um ou dois dispositivos conectados simultaneamente, ausência de suporte a conexões *plug and play*, entre outras.

3.4.3. Microcontroladores com Porta USB

No caso da comunicação via USB, a Microchip disponibilizou a princípio os MCU's PIC16C765 e o PIC16C745 com o padrão USB 1.1, posteriormente disponibilizou mais quatro MCU's da família PIC18 com a USB 2.0, entre eles o PIC18F4550. E a linha tem sido atualizada continuamente.

Tendo em vista o foco deste trabalho nos microcontroladores da Microchip, por causa da experiência anterior nesta linha de componentes, buscou-se componentes deste fabricante que atendessem a necessidade de comunicação USB. Outros fabricantes, tais como a Atmel, Texas e Motorola, também possuem microcontroladores com porta USB, porém não possuem encapsulamento DIP, dificultando o manuseio e utilização.

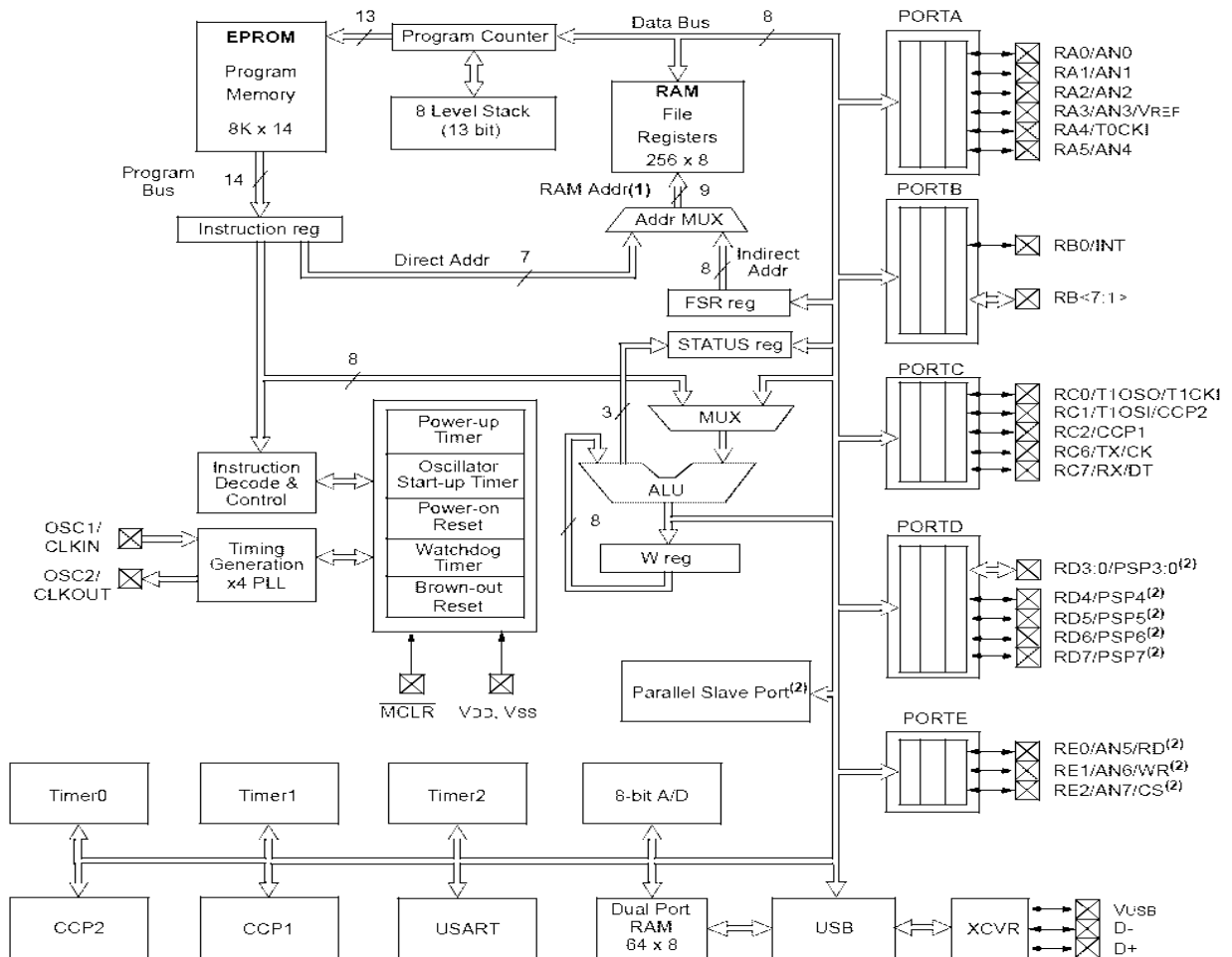
Aliado a comunicação USB, estes MCU's também possuem conversores A/D. No caso específico do PIC 16C765 da Microchip existem oito canais de conversão A/D, com resolução de 8 bit's e taxa de amostragens de 16 μ s (frequência de 62,5 kHz), e porta USB padrão 1.1, com velocidade de 1,5 Mbits.

No PIC18F4550, também da Microchip, são 13 canais de A/D, com resolução de 10 bit's e taxa de amostragens menores que 0,5 μ s, e possui a capacidade de executar até 12 MIPS, e porta USB 2.0, com taxas de comunicação máximas de 12 Mbps. As principais características de três MCU's com USB seguem na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Características dos MCU's PIC16C765/745 e PIC18F4550.

Característica	PIC16C745	PIC16C765	PIC18F4550
Arquitetura CPU	RISC/Havard	RISC/Havard	RISC/Havard
Número de Instruções	35	35	75
Memória de Programa	8kBytes de 14bits	8kBytes de 14bits	16kBytes de 16bits
Nº. Pinos	28	40	40
Nº. Pinos I/O	22	33	33
Nº. Canais A/D	5	8	13
Nº. de Fontes de Interrupção	12	12	12
WatchDog Timer	Sim/Independente	Sim/Independente	Sim/Independente
Modo Sleep	Sim	Sim	Sim
Clock do Processador	6 MHz	6 MHz	12 MHz
Faixa de tensão de Alimentação	4,35 a 5,25 V	4,35 a 5,25 V	2 a 5,5 V
Padrão USB	1.1	1.1	2.0
Comunicação Serial	USART	USART	USART
Comunicação Paralela	Não Possui	Porta Escrava	Porta Escrava

A Figura 3.6 ilustra o PIC 16C765/16C745 internamente, com seus barramentos de dados e de instruções, que caracteriza a arquitetura *Havard*, e também a disposição dos pinos, portas de comunicação e, periféricos auxiliares como *timers*, *USART*, e porta USB^[14].



Nota 1: Os Bits de ordem alta estão no registrador STAUS.
 2: Não disponível no PIC 16C745.

Fig. 3.6 - Diagrama interno do PIC 16C765/16C745.

A Figura 3.7 ilustra o PIC 18F4550 internamente, com seus barramentos de dados e de instruções, que caracteriza a arquitetura *Havard*, e também a disposição dos pinos, portas de comunicação e, periféricos auxiliares como *timers*, *USART*, e porta USB^[15]. A Figura 3.8 ilustra a conexão do PIC 18F4550 com a porta USB, diagramando seus componentes internos.

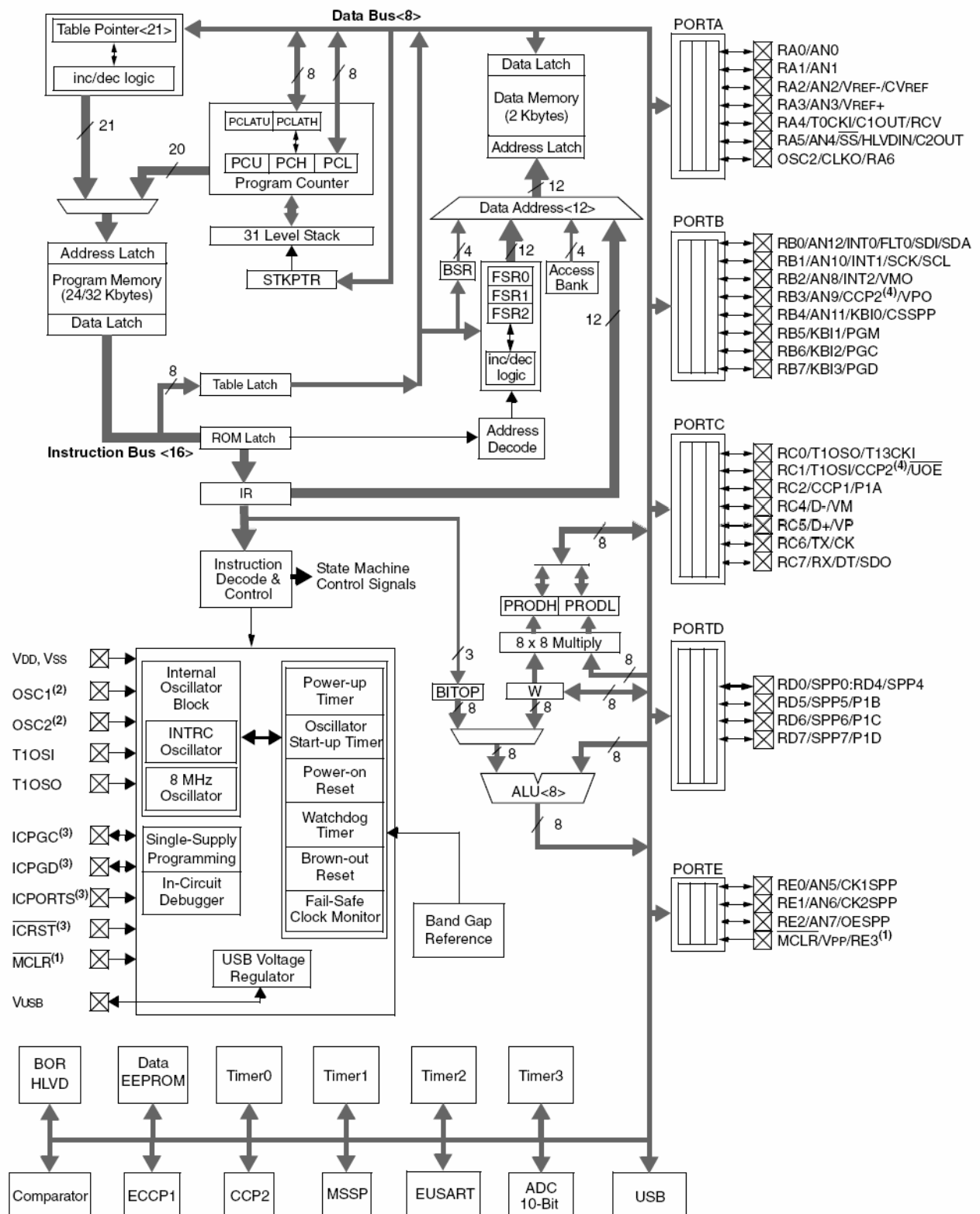


Fig. 3.7 - Diagrama interno do PIC 18F4550.

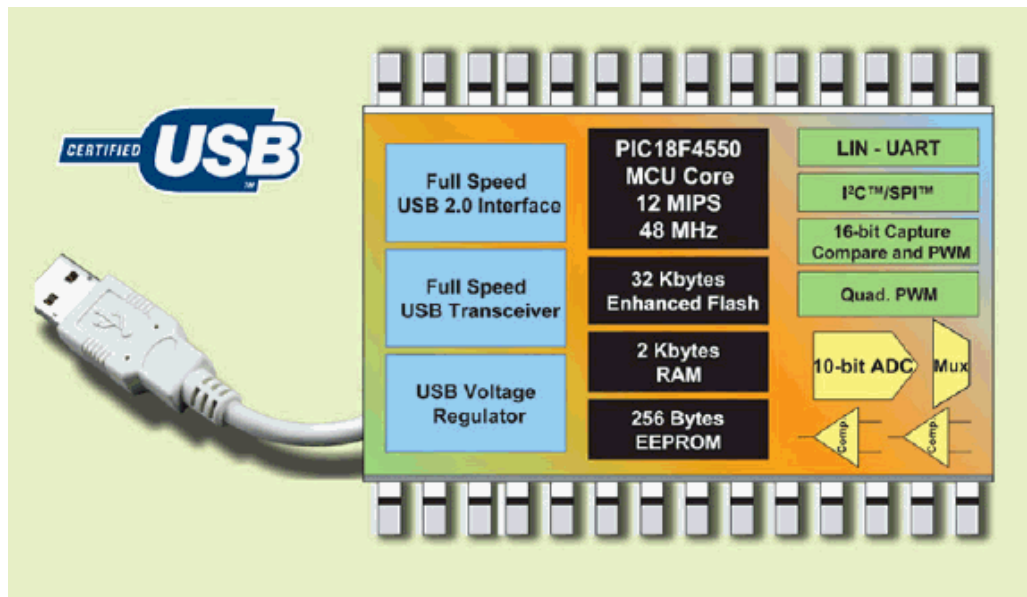


Fig. 3.8 – Representação da conectividade do PIC18F4550 e seus periféricos internos disponíveis^[16].

3.4.4. MPLAB – Software de Desenvolvimento

Os microcontroladores da Microchip possuem uma vasta gama de aplicações, e suporte em *softwares*, emuladores, *kits* de estudo, entre outras funcionalidades. O principal software de desenvolvimento, o MPLAB IDE, atualmente na versão 7.5, tem distribuição gratuita através do *website* da Microchip^[17].

No MPLAB é possível a criação de programas fontes para realização de funções diversas, compilação e simulação das instruções. É possível a reutilização imediata do código fonte em outros projetos, imitando as funcionalidades de programação orientada-objeto. Com isso é possível a redução de tempo no desenvolvimento de novos códigos. A Figura 3.9 ilustra uma tela de apresentação do software MPLAB.

Uma das principais dificuldades de desenvolvimento de rotinas no MPLAB é que sua programação é realizada em linguagem de máquina, *Assembly*. De forma diferente da que ocorre no computador pessoal, o MPLAB trabalha com instruções próprias dos microcontroladores, mas acessando endereços de memória, movendo byte a byte, manipulando bit's um a um, e assim por diante. É claro que o controle de fluxo de dados se torna mais nítido para o programador, porém o tempo despendido se torna limitador para alguns.

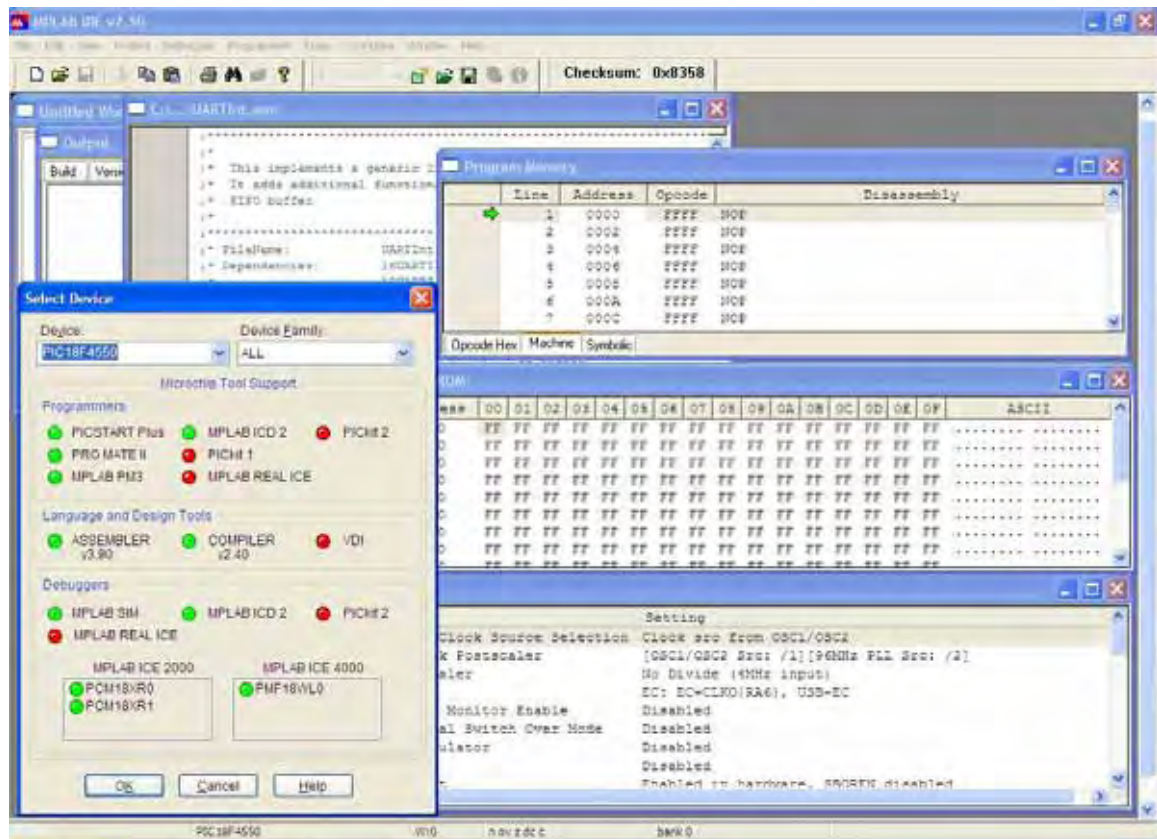


Fig. 3.9 - Tela do software MPLAB da Microchip.

Na simulação de programas gerados no MPLAB é possível um real entendimento do funcionamento do MCU, com geração de interrupções, modificações de dados nos pinos, execução passo a passo ou em modo real, intervenções nos registradores internos, fixar os pontos de parada, entre outras opções.

O MPLAB também é capaz de gravar os programas gerados nos microcontroladores, através de gravadores fornecidos pela Microchip, tais como PICStart Plus e o Pro Mate II, ou os licenciados como o ICD2 BR da empresa nacional LabTools, se apresentando como uma plataforma completa para o desenvolvimento de sistemas microcontrolados.

Visando facilidade no emprego de seus microcontroladores com suporte a USB, a Microchip disponibilizou códigos fonte, *drivers* com suporte a família Windows da Microsoft, e exemplos de aplicação em seu *website*. Este suporte permite o desenvolvimento de sistemas que utilizem o MCU's mais rapidamente. Existem pelo menos três formas de programação para o aplicativo que acesse o MCU via USB^[18].

A forma mais comum e fácil é por meio de HID (Dispositivos de Interface Humana), que pode ser inserido na programação de um aplicativo por meio de um

controle ActiveX específico. Outra forma é a emulação de uma porta serial sobre a porta USB, que permite o reaproveitamento de *softwares* desenvolvidos para comunicação serial. Outra forma ainda seria o desenvolvimento de dll's (*Dynamic Link Libraries*) específicas para USB, exigindo maiores conhecimentos em programação de microcomputadores.

Tendo em vista esta limitação, procuraram-se linguagens de níveis de abstração maior, e que facilitassem a programação e o desenvolvimento de rotinas específicas. Adotou-se o MikroBasic e o MikroC, ambos da MikroElektronika^[19].

3.4.5. MikroBasic e MikroC – Programadores para MCU's em Basic e C

A MikroElektronika se utilizou das linguagens de programação mais utilizadas em computadores para facilitar a programação de microcontroladores, de forma a dinamizar a geração de códigos e sistemas microcontrolados.

Na verdade existem rotinas pré-estabelecidas e a compilação se encarrega de trocar simples linhas de comando em Basic ou C em diversas linhas correspondentes em *Assembly*.

É possível até visualizar o programa em *Assembly* correspondente ao gerado em Basic ou C. Existem rotinas pré-concebidas para acesso a LDC, controle PWM, comunicação serial, paralela e USB, para citar alguns exemplos, facilitando em muito a concepção de funções e sistemas.

O que pode se tornar uma desvantagem do uso de linguagens de programação de alto nível em processadores tão pequenos é o nível de otimização do código. Funções pré-estabelecidas podem conter linhas de código propostas para funcionalidades diversas, desnecessárias em uma aplicação específica, o que pode gerar atrasos de processamento.

Existe o bom senso de que em rotinas específicas, onde o tempo de processamento é essencial e deve ter o mínimo possível de comandos, tem-se a preferência a programação implementada em *Assembly*. Já rotinas onde este tempo não é crítico, e deseja-se funcionalidade na implementação, utiliza-se linguagens de alto nível, tais como o Basic ou C.

No caso específico de microcontroladores, a linguagem C pode ser considerada de mesmo nível de abstração que o Basic, o que não ocorre em sistemas

computacionais, onde o C é considerada uma linguagem de nível médio de abstração.

A Figura 3.10 mostra uma tela de utilização do MikroBasic. O MikroC é muito semelhante e possui praticamente as mesmas funcionalidades do MikroBasic.

Neste trabalho, por ter sido desenvolvido por uma equipe de pesquisa, alguns pesquisadores optaram por utilizar o MikroBasic, outros pelo MikroC. E enquanto este trabalho é finalizado, existem membros da equipe se dedicando ao uso dos microcontroladores Atmel, e com o sistema Bascom de programação, e tem obtido ótimos resultados com este novo sistema. Assim, a equipe de pesquisa como um todo tem se especializado em diferentes tipos de microcontroladores com linguagens de programação distintas.

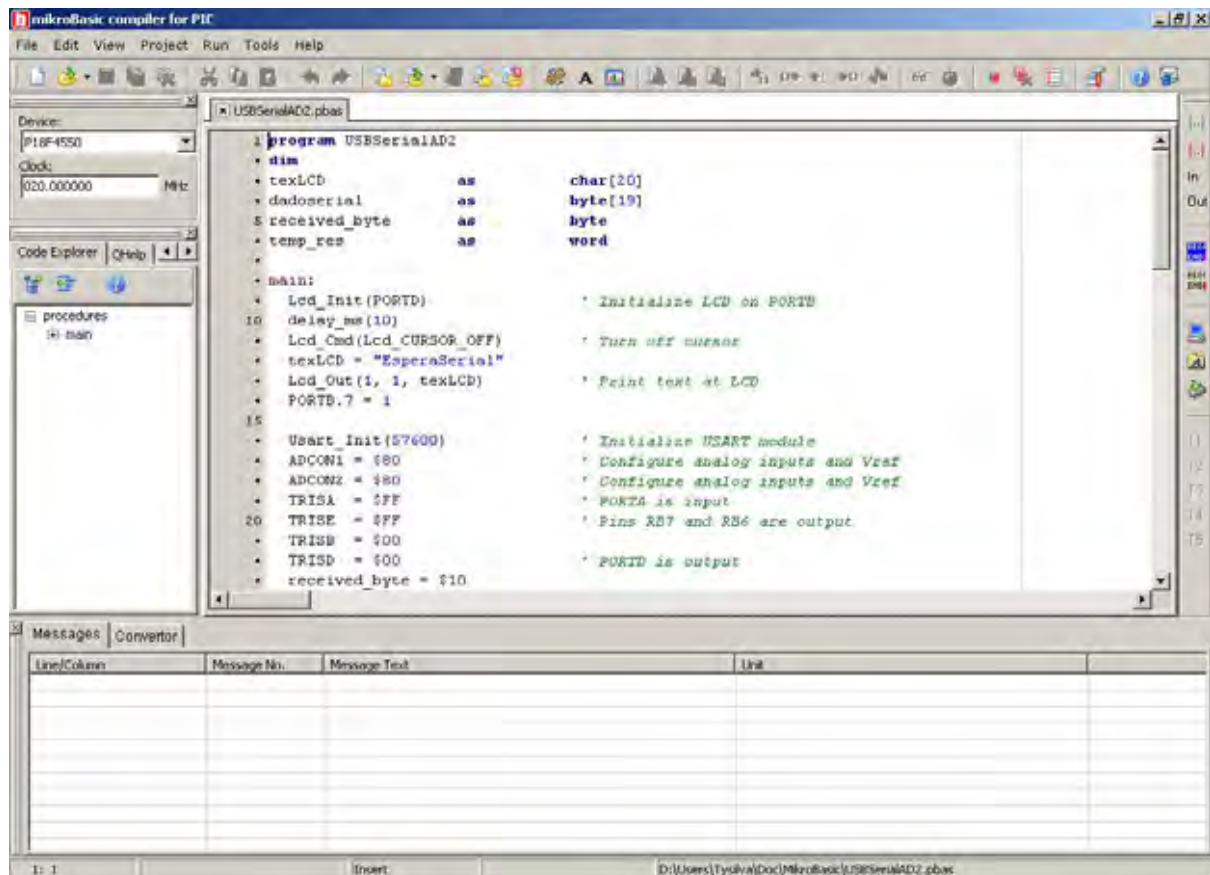


Fig. 3.10 – Tela de trabalho do MikroBasic.

3.5. Integração MATLAB e Visual Basic

Se for considerada a gama de diferentes linguagens de programação existente no universo da informática, a comunicação e execução de simples tarefas entre elas

seria impossível, mas a fim de intercambio de informações, a grande maioria das linguagens “conversam” entre si.

O conceito de objetos utilizados na grande maioria dos compiladores atuais de programação possibilita o uso de uma ferramenta produzida em outra linguagem, tal como uma caixa preta, que têm suas entradas e saídas, e o mecanismo interno é obscuro. Mas para o usuário não importa saber o que há na caixa preta, e sim que colocadas as entradas, sejam entregues as saídas correspondentes.

Desta forma, um objeto pode ser produzido no MATLAB, e ser utilizado no Visual Basic.

MATLAB Com Builder é uma extensão do MATLAB que permite converter aplicações do MATLAB para objetos *Component Object Model* (COM). Desenvolvedores podem modelar e analisar modelos no MATLAB, e depois converter os modelos para objetos na forma COM, podendo ser utilizados em diversas linguagens de programação, tal como VB^[20].

Os passos para esta conversão são: criação do projeto em MATLAB por meio de um arquivo .m, construir o objeto com a ferramenta *comtool*, e depois utilizar o objeto construído, ou mesmo distribuí-lo para outros desenvolvedores.

A Figura 3.11 mostra a tela inicial do *comtool*. A Figura 3.12 mostra a tela de configurações, onde se dá o nome de classe ao objeto. E por fim, a Figura 3.13 apresenta o resultado de uma conversão do arquivo .m em um objeto COM.

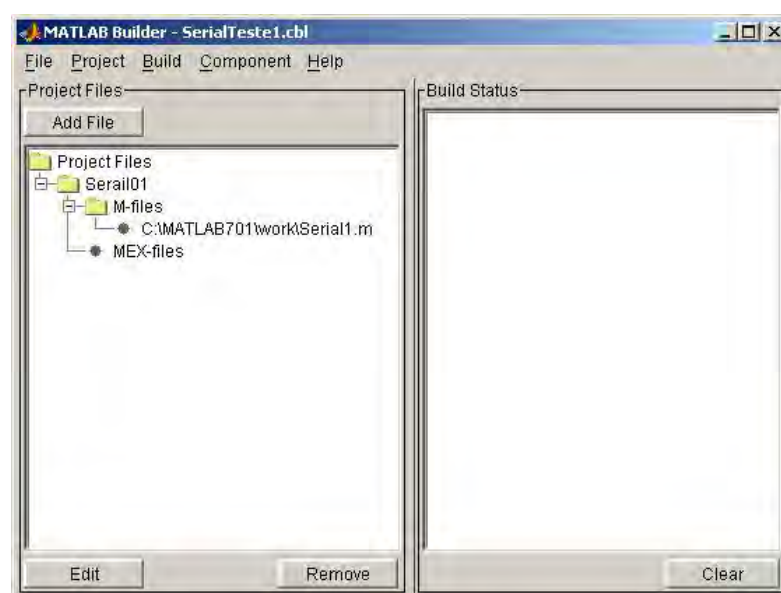


Fig. 3.11 – Tela inicial do ComTool.



Fig. 3.12 – Configurações do ComTool.

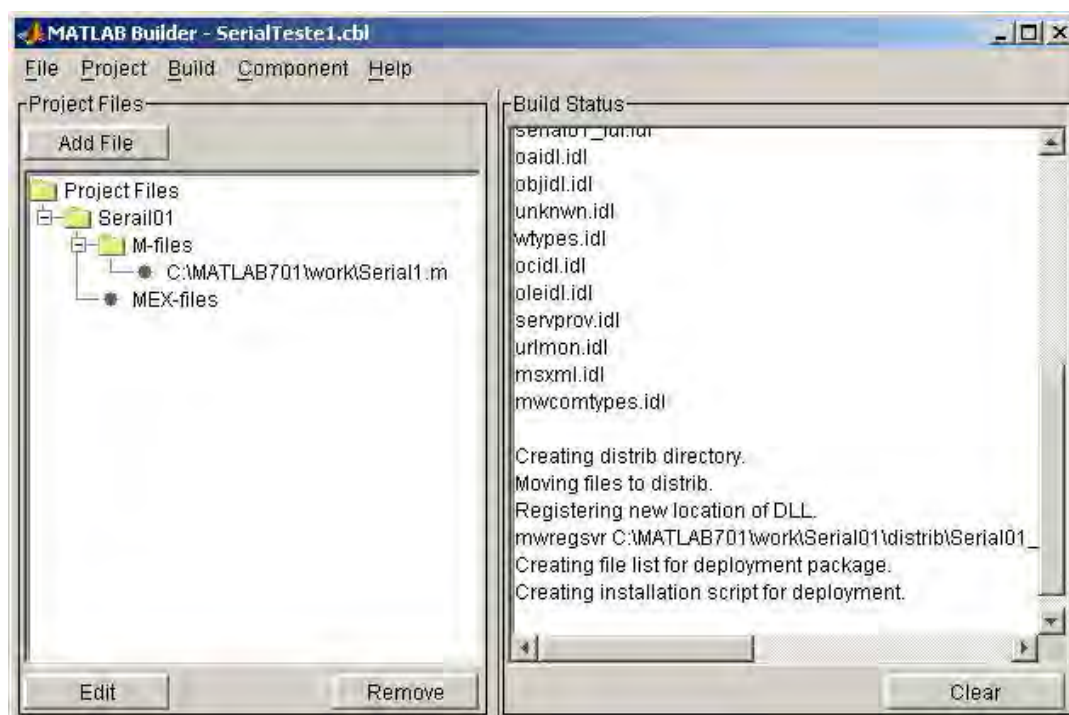


Fig. 3.13 – Tela do Resultado final do ComTool.

3.6. Eletrogoniômetro

A determinação precisa de ângulos formados por segmentos corporais (como a perna e quadril, tronco e braço, etc.) é de grande importância em estudos de

Engenharia de Reabilitação, Biomecânica, Fisioterapia e Ergonomia. Pode ser muito útil no monitoramento de pessoas que perderam a mobilidade de alguma parte do corpo devido a doenças ou acidentes, como no caso da hemiplegia.

O eletrogoniômetro é um dispositivo eletromecânico utilizado para medir ângulos entre segmentos, no plano ou no espaço, dependendo do tipo utilizado. São comumente utilizados em tratamentos clínicos, treinamentos esportivos, em aplicações nas quais é necessária a monitoração de movimentos angulares (como o dos braços, das pernas, do quadril, etc). O Teste do Pêndulo é executado com maior facilidade com um eletrogoniômetro.

Os três principais tipos de sensores utilizados nos eletrogoniômetros são:

- ☑ Potenciômetros: Fazem parte dos eletrogoniômetros mais simples, e apresentam boa precisão. Esta, porém, decai ao longo do tempo devido ao desgaste mecânico, dependendo do potenciômetro utilizado.
- ☑ Extensômetros: Fazem parte dos eletrogoniômetros mais precisos, caros e complexos. São os sensores mais empregados nos eletrogoniômetros.
- ☑ Acelerômetros: São os componentes fundamentais dos eletrogoniômetros menos frequentemente utilizados. Apresenta boa precisão, dependente do acelerômetro utilizado. São limitados a medições angulares estáticas que se encaixam nas medições de ângulos entre segmentos corporais de pacientes hemiplégicos.

3.6.1. Eletrogoniômetro resistivo

Neste trabalho, se utilizou de um eletrogoniômetro resistivo adquirido junto a Lynx Tecnologia, que cobre aproximadamente 320°. A Figura 3.14 mostra um foto deste equipamento, que possui resistência ôhmica máxima de 100 k Ω , para o ângulo de 315°, e 90 k Ω para 0°, variável com o ângulo entre suas hastes.

A Figura 3.15 mostra a variação de tensão, de 0 V a 5 V em diversas medidas realizadas com o eletrogoniômetro, mostrando o funcionamento e seu comportamento.



Fig. 3.14 – Foto do eletrogoniômetro da Lynx.

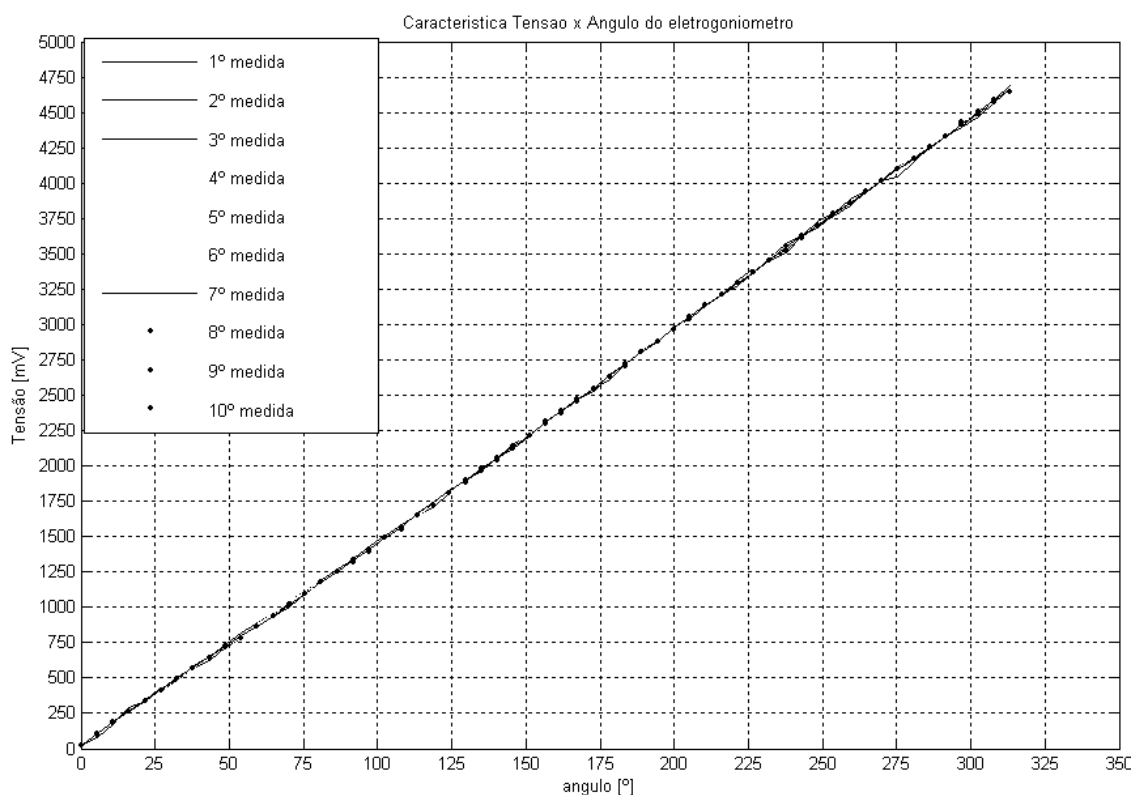


Fig. 3.15 – Variação de tensão correspondente a do ângulo, medido pelo do eletrogoniômetro da Lynx.

3.6.2. Eletrogoniômetro com Acelerômetros

Foi implementado um eletrogoniômetro com o uso de acelerômetros integrados da Freescale. Este trabalho contou também com a participação do então bolsista de iniciação científica da FAPESP, Leonardo Mangiapelo, aluno do curso de Engenharia

Elétrica da FEIS/UNESP.

O conceito de se desenvolver um eletrogoniômetro, com acelerômetros, surgiu com o Prof. Dr. Uender da Costa Faria^[21] (UNIDERP/MS), que defendeu seu doutorado, realizando trabalho relacionado à Engenharia de Reabilitação. Posteriormente, amostras de acelerômetros foram enviadas pela Freescale, e a idéia foi implementada.

O acelerômetro utilizado é da série MMA12, um sensor para baixas acelerações. O acelerômetro utilizado consiste de uma célula sensível capacitiva (chamada célula-g ou no inglês, g-cell) e um condicionador de sinal CMOS ASIC, contidos em um único chip, como ilustram as Figuras 3.16 e 3.17.

A célula-g é uma estrutura mecânica formada de material semicondutor (poli-silício). Ela pode ser modelada como duas placas estacionárias com uma placa móvel em seu interior. Esta placa interna pode ser defletida de sua posição de repouso através de uma aceleração/força aplicada ao sistema.

As placas da célula-g formam dois capacitores. À medida que a placa interna se move, os valores das capacitâncias variam, pois as distâncias entre as placas fixas e a móvel também se alteraram. Através da variação das capacitâncias, consegue-se medir a aceleração aplicada ao sistema.

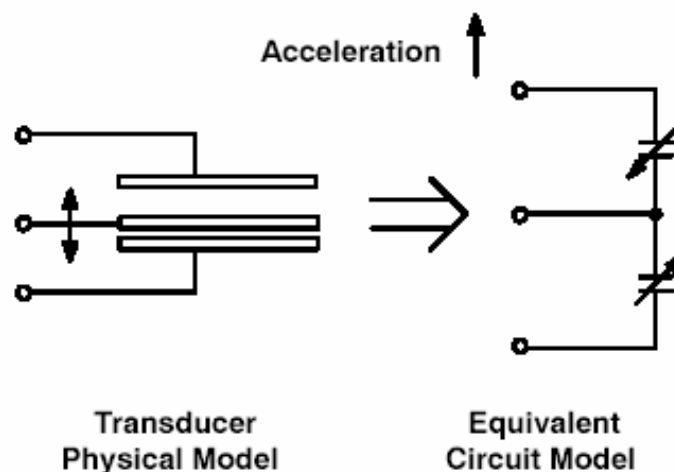


Fig. 3.16 – Ilustração da Célula G do Acelerômetro^[22].

O sinal destes capacitores variáveis é processado analogicamente dentro do próprio circuito integrado, conforme ilustra a Figura 3.17, onde é mostrado o diagrama simplificado do CI.

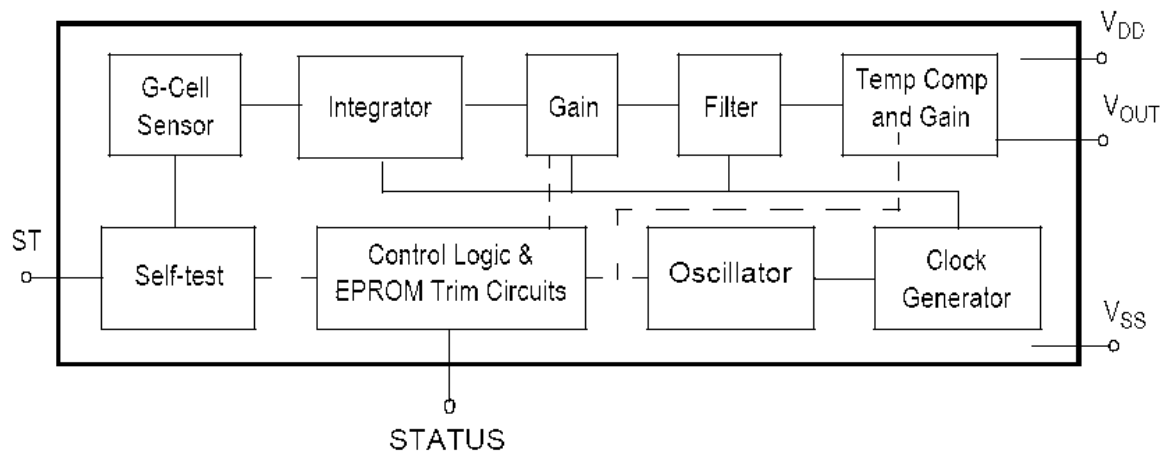


Fig. 3.17 – Diagrama simplificado do circuito interno do CI MMA1260D^[23].

O condicionador de sinal CMOS ASIC amplifica, filtra e processa os sinais produzidos pela célula capacitiva e fornece um sinal de tensão DC proporcional à aceleração (unidades de Volts).

Para exemplificar o funcionamento deste tipo de acelerômetro, está ilustrado na Figura 3.18 o valor da saída V_{OUT} em diferentes posições em relação ao sentido e direção do campo gravitacional terrestre, ilustrando a forma de uso deste acelerômetro como eletrogoniômetro.

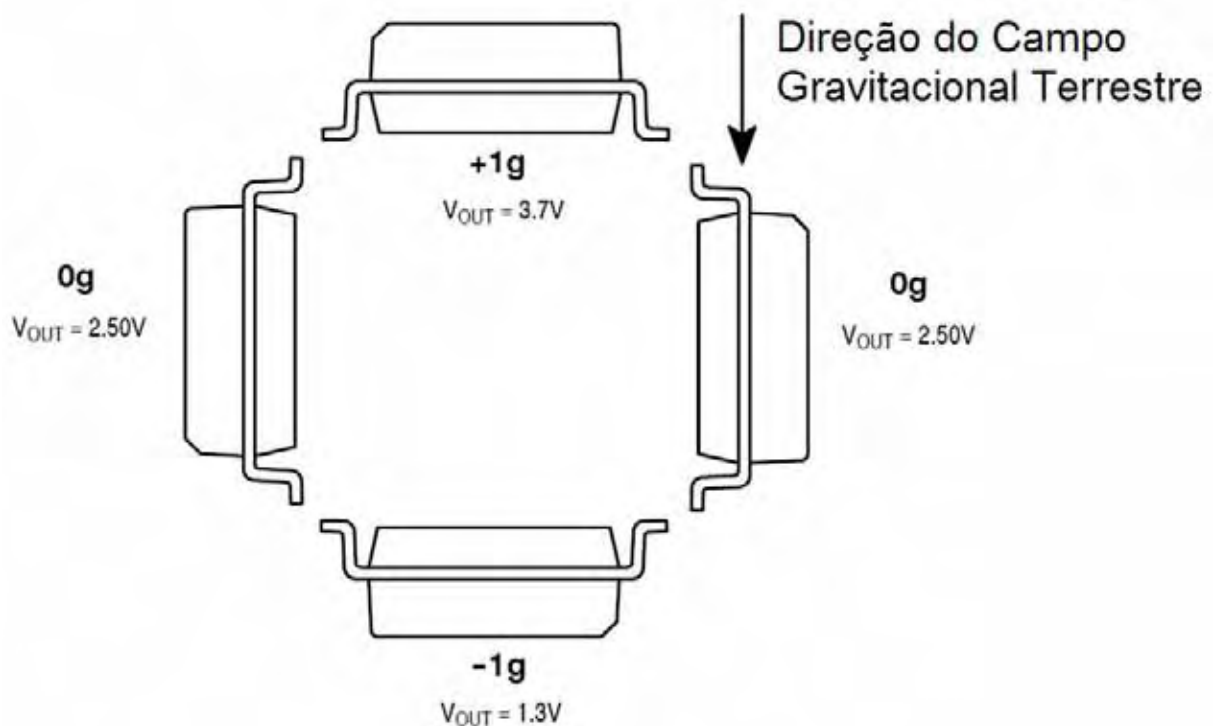


Fig. 3.18 – Valores de tensão na saída do CI MMA1260D quando colocado em diferentes posições e alimentado por $\pm 5V$.

O eletrogoniômetro foi implementado com uso de dois acelerômetros, tal como é representado na Figura 3.19. A comparação entre os valores de tensão fornecidos pelos acelerômetros, fornece o valor do ângulo formado entre seus eixos.

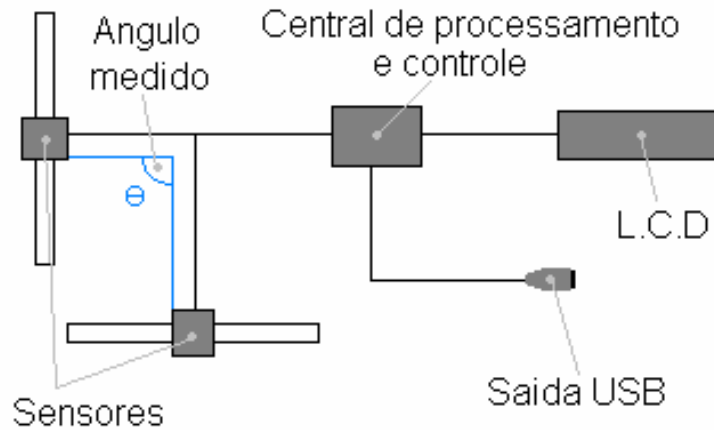


Fig. 3.19 – Ilustração do eletrogoniômetro implementado com acelerômetros.

3.7. Medidor de Pressão Arterial Automático

Pressão ou tensão arterial constitui um importante fator no comportamento fisiológico dos seres humanos, regulando o metabolismo orgânico, e as atividades voluntárias e involuntárias.

A pressão arterial é expressa com dois valores, sendo o maior representando pressão sistólica (máxima), e corresponde ao momento em que há a contração cardíaca, e o menor representa a pressão diastólica (mínima), correspondente ao relaxamento da contração cardíaca^[23].

Os valores, ou níveis aceitáveis para um indivíduo adulto aceitável, considerado universalmente normal são, para sistólica menores que 140 mmHg, e para diastólica menores que 90 mmHg, devendo ser consideradas as particularidades do indivíduo^[24,25].

Devido a desinformação da maioria da população sobre o estado e comportamento da sua pressão arterial, sua importância natural toma outras dimensões. A importância do conhecimento e regularidade da pressão arterial se dá por inúmeros distúrbios que pode causar, entre eles o AVC, que por sua vez pode levar o indivíduo a hemiplegia^[26].

3.7.1. Medição da Pressão Arterial – Modo Convencional

Para medir a pressão arterial de modo convencional, utilizam-se dois aparelhos: um denominado esfigmomanômetro, e o outro denominado estetoscópio, ambos ilustrados na Figura 3.20. O primeiro é formado por uma bolsa que pode envolver o braço do paciente, a ser inflada por ar, de modo a comprimir o braço do paciente, impedindo a circulação normal do sangue pelas veias e artérias, ele também é dotado de um manômetro e de uma pequena bomba de ar. O segundo é um aparelho amplificador de sons, em que o profissional da saúde ouve sons produzidos pelo corpo do paciente.

Um dos braços do paciente é envolvido com o esfigmomanômetro, que é inflado até uma pressão suficiente para que impeça a circulação sanguínea normal no braço (alguns recomendam a pressão de 180 mmHg).



Fig. 3.20 – O esfigmomanômetro e o estetoscópio utilizados para medir a pressão arterial^[23].

O estetoscópio é colocado sobre a artéria braquial (que passa na face interna medial do cotovelo) para se ouvir sons produzidos pela circulação sanguínea. Não havendo circulação, não haverá ruído algum ao estetoscópio.

Libera-se, então, a saída do ar do esfigmomanômetro lentamente, e ao mesmo tempo observa-se leitura do manômetro. Quando a artéria deixa de estar totalmente fechada pela pressão, um pequeno fluxo de sangue inicia sua passagem pela artéria, o que provoca um ruído de esguicho (fluxo turbilionar), que se faz ouvir com o estetoscópio. Anota-se a pressão presente no manômetro, neste instante, que corresponde ao valor da pressão máxima (sistólica) sanguínea. Por motivos óbvios, se entende que esta será a pressão máxima.

O som produzido pelo fluxo de sangue sobre a artéria pressionada persistirá até que o sangue passe livremente, sem nenhum tipo de garroteamento (fluxo laminar). Anota-se o valor da pressão presente no manômetro quando pára de se ouvir o som da artéria, e se obtém o valor da pressão mínima (pressão diastólica).

3.7.2. Medição da Pressão Arterial – Aparelho Digital

Os aparelhos digitais que realizam a aferição da pressão arterial de um indivíduo possuem o mesmo esfigmomanômetro, porém com uma bomba de ar eletromecânica, e um manômetro digitalizado. O estetoscópio é substituído por um sensor, que indicará os dois pontos principais da pressão arterial.

As vantagens de um sistema digitalizado é a retirada de fatores humanos na leitura dos sinais vitais.

Em nosso projeto utilizamos um medidor automático modelo BP 3BT0-A, da Microlife, mostrado na Figura 3.21. Ele também é capaz de medir o número de batimentos cardíacos por minuto, um outro valor importante para a saúde do paciente.



Fig. 3.21 – Medidor de Pressão modelo BP 3BT0-A da Microlife.

3.8. Referências Bibliográficas do Capítulo

- [1] <http://h10025.www1.hp.com/ewfrf/wc/genericDocument?cc=pt&docname=c00038674&lc=pt>, acessado em, 29/10/2006.
- [2] http://www.projetoderedes.com.br/artigos/artigo_vulnerabilidades_em_redes_wireless.php, acessado em 29/10/2006.

- [3] http://computerworld.uol.com.br/governo/2007/01/09/idgnoticia.2007-01-09.9803445693/IDGNoticia_view, notícia vinculada e acessada em 09/01/2007.
- [4] <http://info.abril.com.br/aberto/infonews/082006/16082006-5.shl>, notícia vinculada em 16/08/2006, acessada em 30/08/2006.
- [5] <http://h10025.www1.hp.com/ewfrf/wc/genericDocument?cc=pt&docname=c00038674&lc=pt>, Figura 1, acessado em 29/10/2006.
- [6] <http://www.compaq.com.br/produtos/wlan/glosario.html#18>, acessado em 29/10/2006.
- [7] <http://www.baboo.com.br/absolutenm/templates/content.asp?articleid=6170&zoneid=24&resumo=>, acessado em 30/10/2006.
- [8] <http://www.microsoft.com/brasil/technet/Colunas/DiogoHenrique/RemoteDesktop.msp>, acessado em 30/10/2006.
- [9] http://www.intel.com/products/i/chipsets/925xe/925xe_flowlarge.gif, acessado em 30/11/2006.
- [10] www.pctechguide.com/12Interfaces_USB.htm, acessado em 01/11/2006
- [11] http://www.vivanco-direct.com/acatalog/Online_Catalog_PC_cables_8.html, acessado em 01/11/2006.
- [12] ZELENOVSKY, R. MENDONÇA, A., “PC: um Guia Prático de Hardware e Interfaceamento”, Capítulo 17: Barramento USB, pp 691-760, Editora MZ: Rio de Janeiro, 2002.
- [13] <http://www.microchip.com>, Site da Microchip, acessado diversas vezes, em datas diferentes.
- [14] Datasheet dos microcontroladores PIC16C745/765, disponível em <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41124c.pdf>, acessado em 23/05/2005.
- [15] Datasheet dos microcontroladores PIC16C745/765, disponível em <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41124c.pdf>, acessado em 23/05/2005.
- [16] http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=2124¶m=en022613&page=wwwFullSpeedUSB, acessado em 02/01/2007.
- [17] http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1406&dDocName=en019469&part=SW007002, acessado em 02/01/2007.
- [18] Microchip, Connectivity-USB, página dedicada aos produtos com suporte USB, disponível em http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1486. Acessado em 30/03/2005.
- [19] <http://www.mikroe.com/en/compilers/>, acessado diversas vezes durante a realização do trabalho.
- [20] http://www.codeproject.com/com/COMBuilder_1.asp, acessado em 25/11/2006.
- [21] FARIA, U. C. “Implementação de um Sistema de Geração de Marcha para Pacientes com Lesões Medulares”, Tese de Doutorado do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica: FEIS/UNESP, Ilha Solteira-SP, 2006.
- [22] Datasheet de um dos modelos da serei MMA12, o MMA1270D, disponível em http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA1270D.pdf.
- [23] <http://www.personaltraining.com.br/pressao.html>, acessado em 23/12/2006.
- [24] ASTRAND, P.O. “Tratado de Fisiologia do Exercício”. 2 ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1980.
- [25] ARMSTRONG, K.F. “Enciclopédia Barsa”. 5 ed. V.2. p.27. São Paulo: Melhoramentos, 1968.
- [26] “Medicina e Saúde, Enciclopédia da Família”. V.1. São Paulo: Abril Cultural, 1968, p. 50/51-68/69.

CAPÍTULO 4

MODELAMENTO E TEORIA DE

CONTROLE

Este capítulo apresenta resultados de simulação referentes à aplicação de pulsos elétricos em músculos humanos, utilizando modelos matemáticos consagrados para o músculo e para o membro inferior. Apresenta também o desenvolvimento de um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno projetado para variar o ângulo da junção do joelho de 0 a 60 graus.

4.1. O Músculo Humano

Para se ter um conhecimento básico dos modelos para controle de posição da junção do joelho, são apresentados um breve histórico e a simulação do músculo, baseado no trabalho de J. Bobet e R. Stein.

4.1.1. Histórico

Para melhor compreensão do efeito da estimulação elétrica sobre o músculo,

foram desenvolvidos e elaborados modelos matemáticos que descrevem o comportamento do músculo humano, e seu mecanismo de contração.

A.V. Hill^[1], em 1938, propôs um modelo que pode ser considerado uns dos primeiros, e com grande aceitação no meio científico. Na verdade, ele propôs um sistema mecânico equivalente a um músculo e mostrou que o comportamento funcional, de todos os elementos constituintes de seu modelo, é não linear.

Posteriormente, H. Hatze^[2], em 1977, elaborou um novo modelo, baseando-se no de Hill, tendo como estimulação o princípio natural da bomba de sódio-potássio, considerando como parâmetros de controle, a frequência dos pulsos e o recrutamento das unidades motoras. No ano seguinte, Hatze propõem uma melhoria de seu modelo, alterando conceitos de recrutamento das unidades motoras.

Este modelo de Hatze é frequentemente citado em trabalhos posteriores de diversos autores, sendo considerado como um modelo bem próximo do real. Mas ele não considera a possibilidade de estímulo elétrico artificial, o que motivou pesquisadores a continuarem o desenvolvimento de modelos, visando explicar o comportamento do músculo quando estimulado por pulsos elétricos.

O conceito N-Let's foi introduzido por Karu *et al.*^[3]. Representa uma seqüência de estímulos elétricos que estimularão o músculo, tal como representado na Figura 4.1.

Alguns trabalhos foram desenvolvidos, como os de Bernotas *et al.*^[4] e Dorgan e O'Malley^[5,6]. Porém estes modelos são complexos e robustos, abrangendo muitas características do músculo. Surgiram então, propostas para simplificar o modelo, mas continuando o princípio de N-Let's.

Um exemplo é o modelo apresentado por Watanabe *et al.*^[7,8] que propõem um modelo com poucos parâmetros e de fácil obtenção através de experimentos. Este modelo também considera o músculo eletricamente estimulado, com controle da força de saída através da frequência e amplitude.

O modelo de estudo neste trabalho foi o proposto por Bobet *et al.*^[9], no qual através de um modelo relativamente simples, se obtém a intensidade da força produzida pelo músculo em decorrência de estimulação elétrica. Foram realizados

experimentos com gatos, e o modelo descreve com ótima precisão a força resultante.

4.1.2. Gerador de Pulsos

Uma das dificuldades encontradas foi a implementação de um gerador de pulsos com largura de pulso variável, tal como a forma de onda do eletroestimulador implementado. Para solucionar este problema foi gerado um arquivo .m em MATLAB, de acordo com os cinco parâmetros abaixo:

- ☒ n_s = número de pulsos durante a subida;
- ☒ n_r = número de pulsos durante o patamar;
- ☒ n_d = número de pulsos durante a descida;
- ☒ t_{0r} = tempo de “0” (desligado) durante o patamar;
- ☒ t_{1r} = tempo de “1” (ligado) durante a rampa;

Patamar é o período de largura máxima do pulso de estimulação aplicado sobre o músculo, subida e descida seriam períodos de “aquecimento” e “desaquecimento” para o músculo, antes e depois do período de patamar. A Figura 5.10. demonstra uma típica forma de onda com a definição dos parâmetros. A Figura 4.1 ilustra uma seqüência de pulsos gerados.

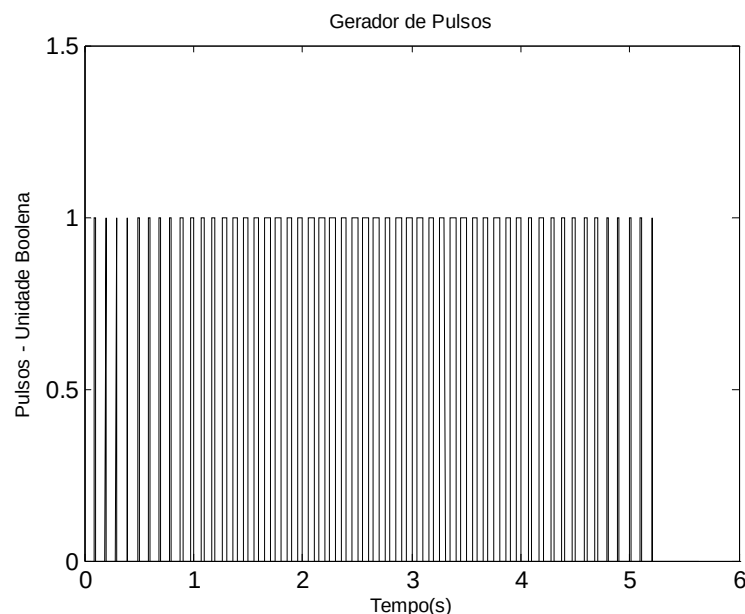


Fig. 4.1 - Pulsos gerados pelo sistema.

4.2. Modelo do Músculo

O modelo de músculo adotado proposto por J. Bobet e R. Stein^[9] está ilustrado na Figura 4.2.

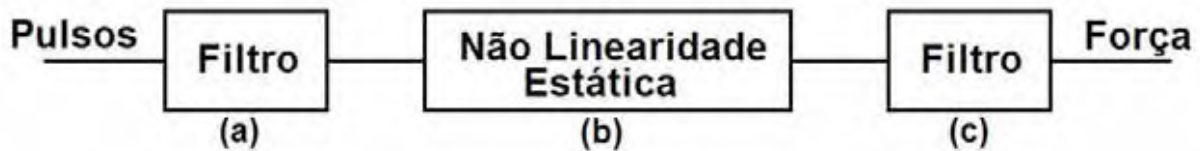


Fig. 4.2 – Modelo de músculo representado por blocos.

Os dois filtros são do tipo passa-baixa de primeira ordem, separados pela não-linearidade estática. O modelo considera um trem de pulso como a entrada e a produção de uma força isométrica como a saída. O primeiro estágio (a) no modelo é um filtro linear cuja saída é dada por:

$$q(t) = \int j(T)p(t - T)dT \quad 4.1$$

sendo: $p(t)$ a entrada do trem de pulsos, t o tempo, T uma variável de integração e $j(t)$ a resposta impulso do sistema, dada por:

$$j(t) = \exp(-aT) \quad 4.2$$

A taxa a é uma constante específica do músculo, representando a queda da concentração livre do íon cálcio no músculo, após uma contração muscular.

Conforme se pode observar, a saída do primeiro estágio alimenta uma não-linearidade estática, expressa por:

$$c(t) = \frac{q^n}{q^n + i^n} \quad 4.3$$

sendo n e i constantes específicas do músculo. Atentar para a simplificação notacional $q = q(t)$.

Esta não-linearidade da saturação representa a ligação dos íons cálcio à troponina, que ocorre na célula muscular. A saída do segundo estágio alimenta um

outro filtro passa-baixa, para fornecer a força, expressado por:

$$F(t) = Bb \int g(t)c(t - T)dT \quad 4.4$$

na qual B é um fator de escala que representa a força tetânica máxima do músculo.

A resposta do impulso $g(T)$ é dada por:

$$g(T) = \exp(-bT) \quad 4.5$$

A taxa b não é constante, ela varia com a força, conforme 4.6:

$$b = b_0(1 - b_1F(t)/B)^2 \quad 4.6$$

sendo b_0 e $b_1(0 \leq b_1 \leq 1)$ constantes específicas do músculo.

Esta expressão assegura que b cai enquanto a força aumenta, mas de tal forma que a constante da taxa nunca se torna negativa. O comportamento de b pode representar a queda da força sob diferentes circunstâncias.

O modelo é simples, dois filtros passa-baixas, separados por uma não-linearidade estática, possuindo seis parâmetros (a, b_0, b_1, B, i, n). Este modelo está implementado pelo arranjo do Simulink ilustrado na Figura A.1, no Apêndice.

Para a simulação considerou-se o nível de tensão de 30 V, com a forma de onda produzida pelos pulsos PWM. O resultado da simulação deste modelo pode ser visto na Figura 4.3. É apresentada a forma dos pulsos aplicados, que são ainda multiplicados pela amplitude da tensão de estimulação (30 V).

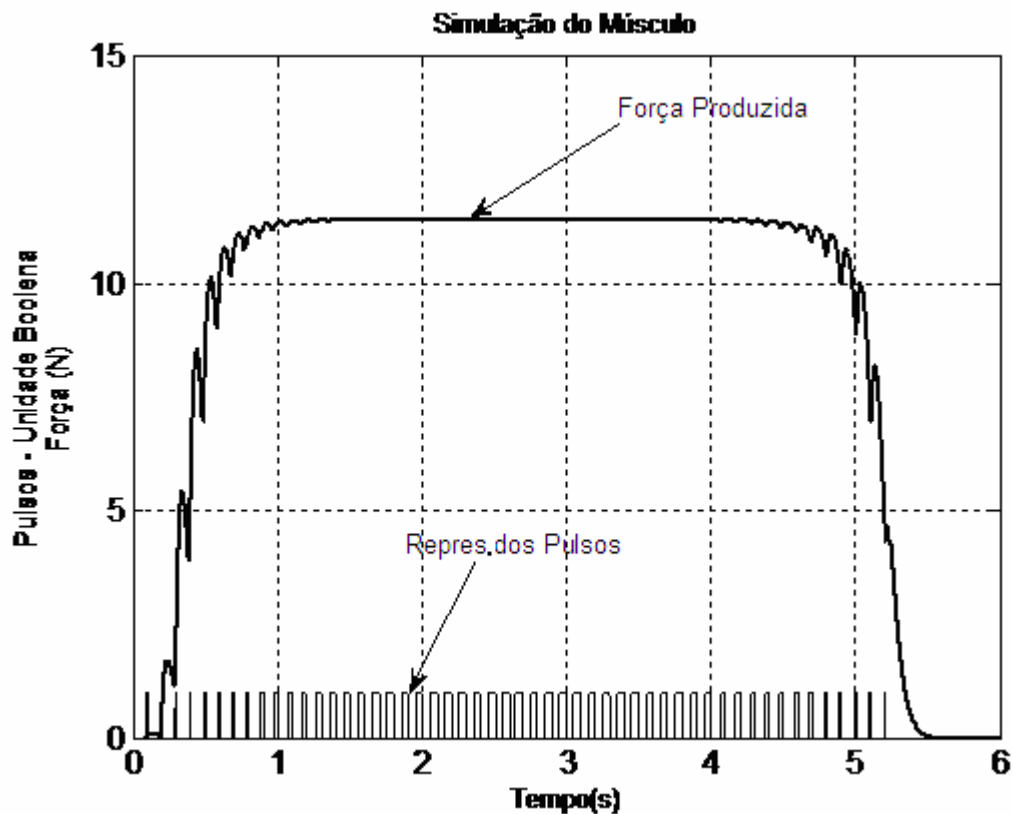


Fig. 4.3 – Simulação da força versus pulsos digitais.

Este modelo do músculo apresentou uma boa representação do músculo real, sendo que a característica mais interessante é a limitação da força máxima, pela constante B , e mesmo que haja aumento na frequência ou na amplitude, a força máxima resultante é praticamente a mesma, como mostra a Figura 4.4, na qual duas simulações são apresentadas, com $B = 11,4$ N.

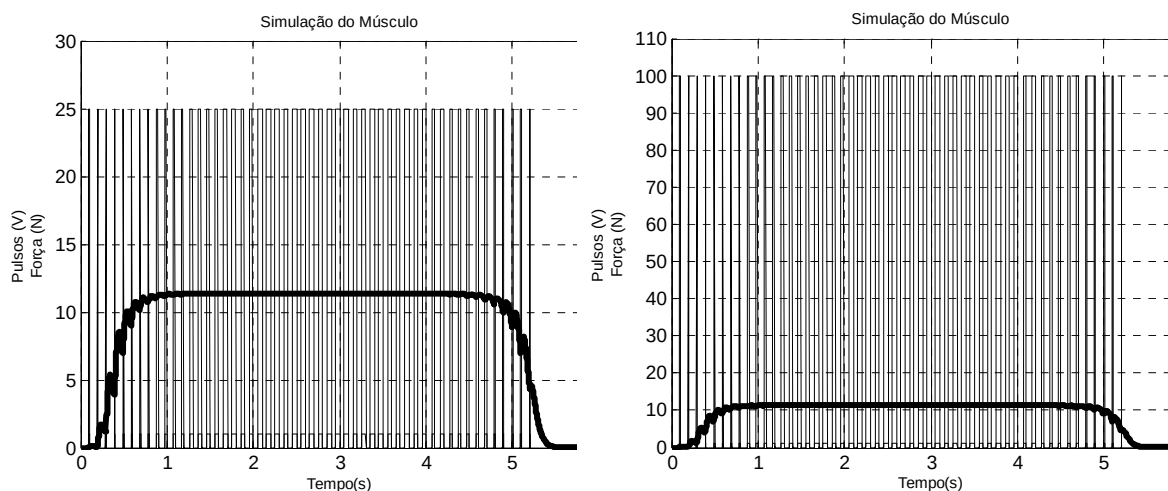


Fig. 4.4 – Nestas duas simulações $B=11.4$, e independente da amplitude do pulso, a força resultante é praticamente igual nos dois casos.

No modelamento da junção do joelho e conjunto perna-pé, o sistema considera a estimulação, por meio de pulsos elétricos, com uma função de força similar à considerada neste modelo muscular.

4.3. Modelo da Junção do Joelho e Conjunto Perna-Pé

Com base no trabalho de Ferrarin e Pedotti^[10], o membro inferior é modelado como uma cadeia cinemática aberta composta de dois segmentos rígidos: a coxa, e o complexo canela-pé, como mostrado na Figura 4.5.

Os movimentos da junção do tornozelo não foram considerados, reduzindo o número dos graus de liberdade, evitando toda a modificação das características passivas do joelho devido aos movimentos do tornozelo.

A coxa foi considerada estacionária (isto é, fixa em uma mesa suporte) e assim somente uma dinâmica de canela-pé foi considerada no modelo. Somente os movimentos do joelho de flexão-extensão foram considerados.

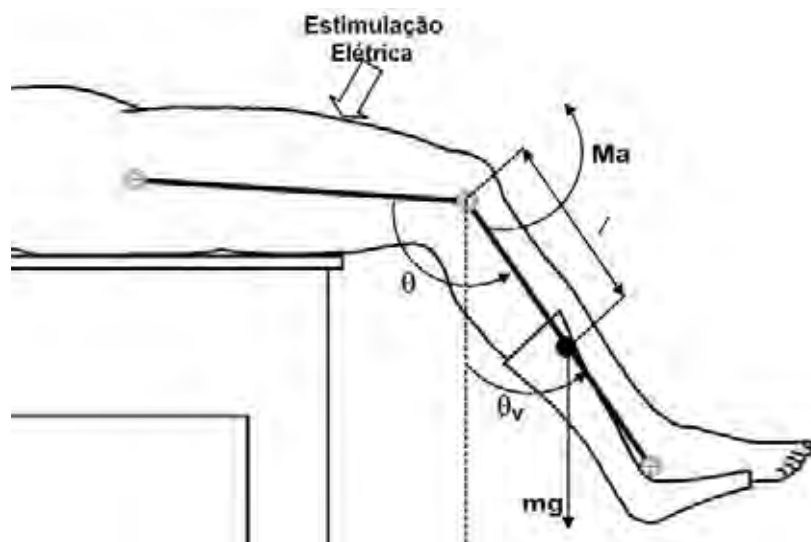


Fig. 4.5 – Esquema dos membros inferiores, mostrando o significado de cada um dos parâmetros θ , θ_v e M_a .

Os comportamentos passivos do complexo do músculo-tendão, da junção do joelho, foram feitos tomados dentro da soma com uma rigidez (M_s) e um componente de amortecimento (M_d) que dependem, respectivamente, do ângulo do joelho e da velocidade angular. Os componentes inercial (M_i) e gravitacional (M_g)

foram considerados, juntamente com o torque ativo do joelho (M_a), resultado da estimulação do quadríceps.

O equilíbrio dinâmico destes componentes, em torno da junção do joelho, é representado pela seguinte equação.

$$M_i = M_g + M_s + M_d + M_a \quad 4.7$$

que pode ser expressa na seguinte equação diferencial não-linear de segunda-ordem

$$J\ddot{\theta}_v = -mglsen(\theta_v) + M_s - B\dot{\theta} + M_a \quad 4.8$$

na qual: J - é o momento inercial do complexo canela-pé;

θ - o ângulo comum do joelho (ângulo entre a canela e a coxa no plano sagital);

$\dot{\theta}$ - a velocidade angular comum do joelho;

θ_v - o ângulo da canela (ângulo entre a canela e o sentido vertical no plano sagital);

$\ddot{\theta}_v$ - a aceleração angular da canela;

m - a massa do complexo canela-pé;

g - a aceleração gravitacional;

l - a distância entre o joelho e o centro da massa do complexo canela-pé;

B - o coeficiente de atrito viscoso;

M_s - o torque devido ao componente de rigidez;

M_a - o torque ativo do joelho produzido pela estimulação elétrica.

Uma distinção foi feita entre o ângulo da junção do joelho (usado para a rigidez e os componentes de amortecimento) e o ângulo absoluto entre a canela e a direção vertical (usados para o termo gravitacional e inercial). Entretanto, desde que os movimentos da coxa são negligenciados, a aceleração angular absoluta da canela coincidiu com a aceleração angular relativa do joelho.

A respeito da componente de amortecimento, como um número de autores precedentes, consideramos um termo linear com um coeficiente de viscosidade

constante. Com respeito ao componente de rigidez, a seguinte expressão foi considerada:

$$M_s = -\lambda e^{-E\theta}(\theta - \omega) \quad 4.9$$

sendo: λ e E coeficientes dos termos exponenciais e ω o ângulo de repouso do joelho.

O sinal negativo é devido à escolha do torque do extensor como positivo. Nestas fórmulas o fator exponencial faz o componente não-linear da elasticidade do joelho. Os componentes não-lineares da rigidez, representados por termos exponenciais, foram considerados em diversos estudos precedentes, e encontrados para melhorar o componente linear puro da elasticidade.

Em todos os modelos previamente descritos, o ângulo de descanso do joelho foi considerado na correspondência com a posição vertical do pé. Entretanto, assim como outros autores^[10], foram encontradas posições de descanso entre 5° e 15° em pacientes. Isto implicaria que o componente elástico do torque passivo aplicado à junção do joelho se torna zero (posição neutra) quando o menor ângulo vertical do pé é maior que 0°.

Foi verificado que o torque a que o músculo está sujeito (M_a) e a largura dos pulsos da estimulação elétrica (P) podem ser relacionados adequadamente pela função de transferência 4.10. Esta expressão pode substituir a expressão 4.4 multiplicada por uma constante, resultando em torque.

$$H(s) = \frac{M_a(s)}{P(s)} = \frac{G}{1 + s\tau} \quad 4.10$$

sendo os valores de G e de τ dados pela Tabela 4.1 e pelo gráfico da Figura 4.6.

Tabela 4.1 – Utilizada para a obtenção do valor de τ para a perna de um paciente, obtidos com aplicação e padrões Degrau e Rampa^[10].

Sujeito	$\tau(s)$	
	Padrão Degrau	Padrão Rampa
Sadio 1	0,454	0,916
Sadio 2	0,426	0,720
Sadio 3	0,491	0,735
Sadio 4	0,406	1,749
Sadio 5	0,438	1,678
Paraplégico 1 (P1)	0,951	4,091
Paraplégico 2	0,203	0,774
Paraplégico 3	0,251	0,791
Grupo Saudável	$0,443 \pm 0,032$	$1,16 \pm 0,512$
Grupo Paraplégico	$0,456 \pm 0,428$	$1,885 \pm 1,91$

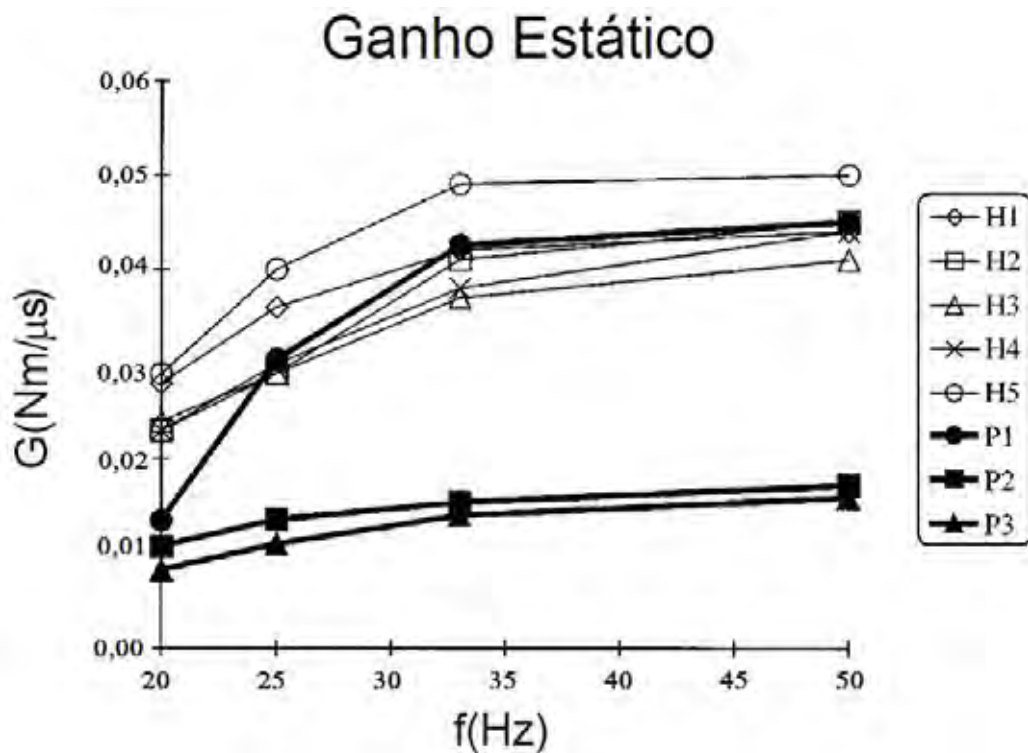


Fig. 4.6 – Ganho estático G da função de transferência identificada, para cada paciente e para várias frequências^[10].

Para a simulação foi utilizado o Simulink. A planta é apresentada na Figura A.2, no Apêndice A, sendo a saída o ângulo da articulação.

A velocidade angular θ_v (rad/s), o torque M_a (Nm), e os pulsos aplicados para produzir o movimento, ao longo do tempo, são mostrados na Figura 4.7.

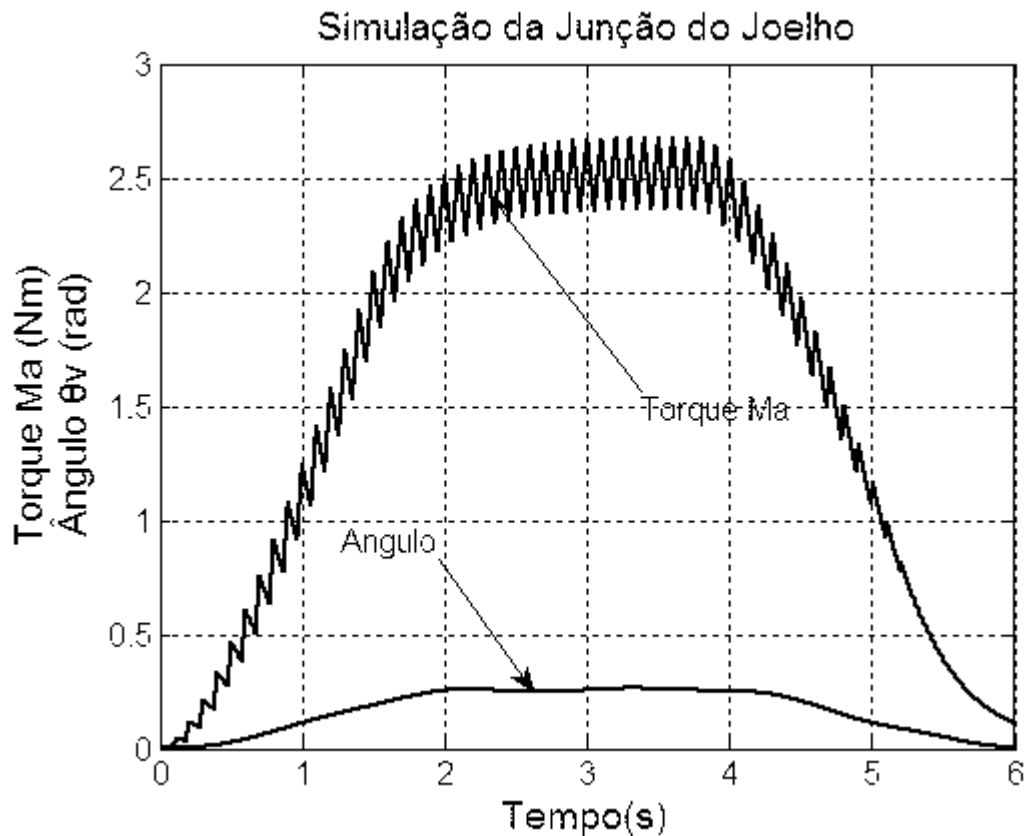


Fig. 4.7 – Relação entre o torque produzido, o ângulo θ_v resultante com os pulsos aplicados, no tempo.

Resultado obtido com a função de transferência de 4.10 e com $G = 0.04 \text{ Nm}/\mu\text{s} = 40.000 \text{ Nm/s}$ e $\tau = 0,916$.

4.4. Controlador Angular para a Junção do Joelho

Foi desenvolvido um controlador para o controle da posição da perna de um paciente (corresponde a P1 da Tabela 4.1). O controlador foi projetado para que o sistema apresente tempo de estabelecimento menor que 1 segundo, porcentagem de *overshoot* menor que 5% e erro de regime nulo, para a entrada degrau. Estas especificações foram adotadas após a análise do problema e a possível aplicação deste sistema de controle na marcha de hemiplégicos com estimulação elétrica, porém considerando aqui os dados disponíveis em Ferrarin^[10], que são pacientes paraplégicos.

Embora os dados utilizados sejam dos paraplégicos, o algoritmo de controle não se alteraria substancialmente ao ser aplicado em pacientes hemiplégicos. Apenas

a magnitude de alguns parâmetros (Ganho Estático e Constante de Tempo) seria alterada.

Considera-se que para qualquer eletroestimulação, com o desejo de controle de posição do membro, deve-se fazer a identificação dos parâmetros para cada paciente, e em cada sessão do tratamento. A literatura, abordada no Capítulo 1, tal como Watanabe *et al.*^[11] (2001) e Arifin *et al.*^[12], relatam sobre o assunto.

Para o Paraplégico 1 (P1) da Tabela 4.1 têm-se os seguintes dados ^[10]:

$$J = 0.362[kgm^2]$$

$$m = 4.37[kg]$$

$$l = 23.8[cm]$$

$$B = 0.27[N.m.s/rad]$$

$$\lambda = 41.208[N.m / rad]$$

$$E = 2.024[1 / rad]$$

$$\omega = 2.918[rad]$$

Pelo gráfico da Figura 4.6 adota-se $G = 42.500 \text{ Nm/s}$. Da Figura 4.5, também foi adotado $\theta = \theta_v + \pi/2$ e, a partir da linearização da expressão 4.8, obteve-se a função de transferência:

$$D(s) = \frac{\Delta\theta_v(s)}{\Delta M_a(s)} = \frac{1}{Js^2 + Bs + k} \quad \mathbf{4.11}$$

sendo:

$$k = mgl \cos(\theta_{vo}) - E\lambda(\theta_{vo} + \frac{\pi}{2} - \omega)e^{-E(\theta_{vo} + \frac{\pi}{2})} + \lambda e^{-E(\theta_{vo} + \frac{\pi}{2})}$$

$$\Delta\theta_v = \theta_v - \theta_{vo}$$

$$\Delta M_a = M_a - M_{ao}$$

Considerou-se $\theta_{vo} = 10^\circ = \pi/18 \text{ rad}$ como ponto de operação (P_o), utilizado nos cálculos e simulações. A escolha de 10° ocorreu devido à operação, no caso de uma

marcha, que se limita ao caso $\theta_v(t) \geq 0$ e para ângulos θ_v suficientemente pequenos, (por exemplo, $\theta_v \in [0, \pi/9]$ rad) para a validade da linearização. Na linearização foram obtidos $M_{ao} = 0,3574 \text{ Nm}$ e $P_o = 8,4097 \times 10^{-6} \text{ s}$.

Para a obtenção de M_{ao} utilizou-se a equação 4.8, calculado no ponto de operação. Para a obtenção de P_o utilizou-se a equação 4.10, da seguinte maneira:

$$(1 + s\tau)M_a(s) = GP(s) \quad 4.12$$

Passando 4.12 para o domínio do tempo obtém-se:

$$\tau \dot{M}_a + M_a = GP \quad 4.13$$

mas,

$$M_a = \Delta M_a + M_{ao} \quad 4.14$$

e

$$\Delta \dot{M}_a = \dot{M}_a \quad 4.15$$

Substituindo 4.14 e 4.15 em 4.13, obtém-se:

$$\tau \Delta \dot{M}_a + \Delta M_a + M_{ao} = GP \quad 4.16$$

$$\tau \Delta \dot{M}_a + \Delta M_a = G(P - \frac{M_{ao}}{G})$$

De 4.16 conclui-se que $P_o = M_{ao}/G$. O diagrama de blocos do sistema pode ser observado na Figura 4.8, sendo $\Delta P = P - P_o$ e $P_o = 8,4097 \times 10^{-6} \text{ s}$.

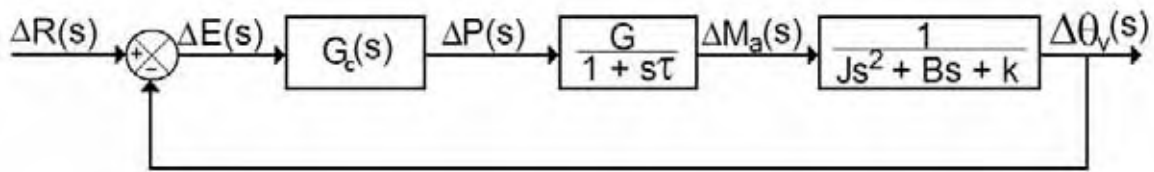


Fig. 4.8 – Diagrama de blocos do sistema de controle da posição da perna de um paraplégico/hemiplégico, considerando o sistema linearizado.

A planta do sistema é representada por $G_p(s)$, em 4.17.

$$G_p(s) = \frac{\Delta\theta_v(s)}{\Delta P(s)} = \frac{42.500}{0.3728s^3 + 0.6488s^2 + 13.685s + 14.1} \cong \frac{\theta_v(s)}{P(s)} \quad 4.17$$

O *Root Locus* do sistema com controlador proporcional $G_c(s) = k_0$ pode ser observado na Figura 4.9.

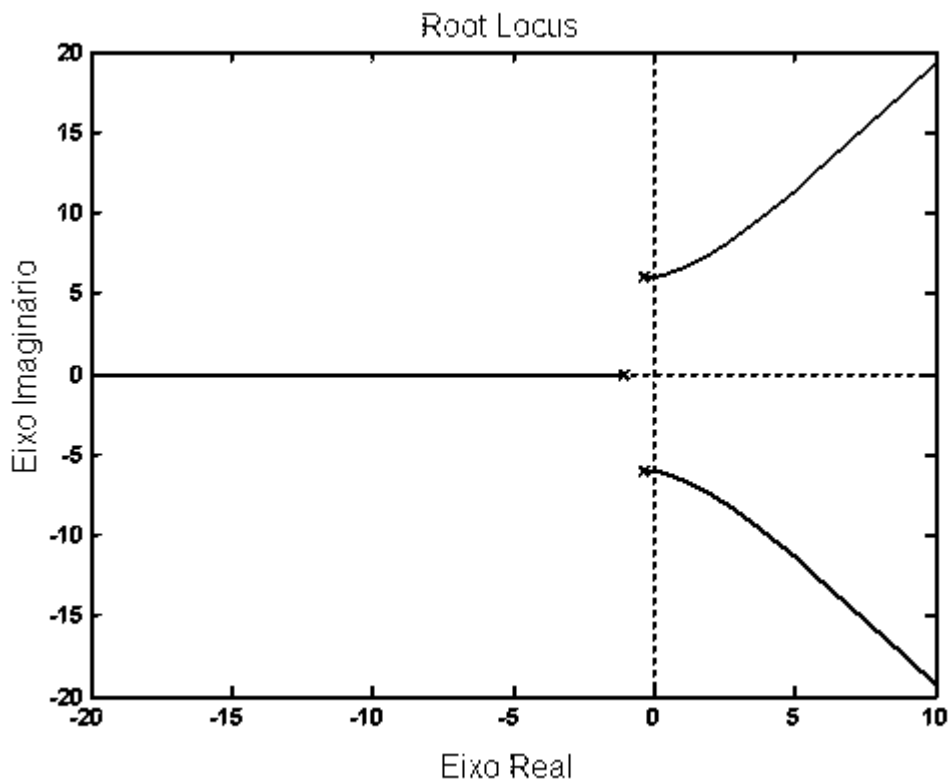


Fig. 4.9 – Root Locus do sistema com controlador $G_c(s) = k_0$.

Para atender às especificações os pólos devem estar à esquerda de -4 e dentro de uma região com ângulo $|\phi| < 46.36^\circ$ com o eixo real negativo.

Tendo em vista a Figura 4.9 e as especificações, projetou-se um controlador

com um pólo na origem (para garantir erro de regime nulo para a entrada degrau), três zeros para cancelar os três pólos da figura anterior; além disso, acrescentou-se um pólo em (-50) para atrair o *root locus* para a região especificada e um pólo em (-100) para que o controlador apresente o mesmo número de pólos e zeros, evitando derivadas do erro para diminuir a sensibilidade do sistema de controle projetado aos ruídos e distúrbios^[13].

Uma parte do programa em MATLAB implementado pode ser observada na Tabela A.1, no Apêndice.

A simulação da Figura 4.10 refere-se ao *Root Locus* do sistema 4.10, com controlador dado por 4.18.

$$G_c(s) = \frac{k_0 (Js^2 + Bs + k)(1 + s\tau)}{s(s+50)(s+100)} = \frac{k_0 (0.373s^3 + 0.649s^2 + 13.680s + 14.101)}{s(s+50)(s+100)} \quad 4.18$$

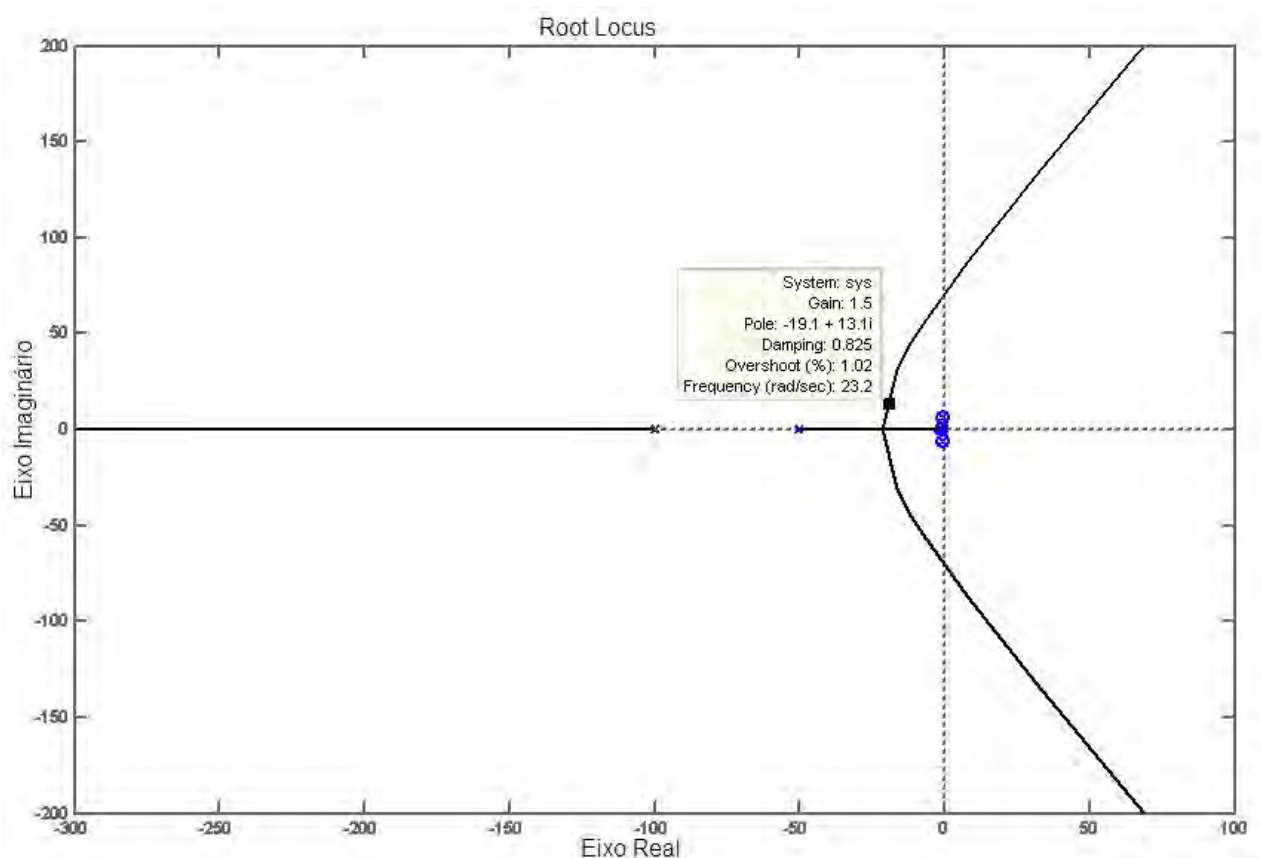


Fig. 4.10 – Root Locus do sistema com controlador de 4.18.

Observa-se que o controlador apresentado em 4.18, com $k_0 = 1.5$, satisfaz às

especificações desejadas e atende aos critérios de dominância, já que como apresentado na Figura 4.10 a parte real dos pólos dominantes, -19.1 , está pelo menos 5 vezes distante de -100 e não possui zeros em suas proximidades. Na Figura 4.11 está representado a resposta transitória para a entrada degrau de $2\pi/18$, utilizando o controlador projetado em 4.17 com $k_0 = 1.5$.

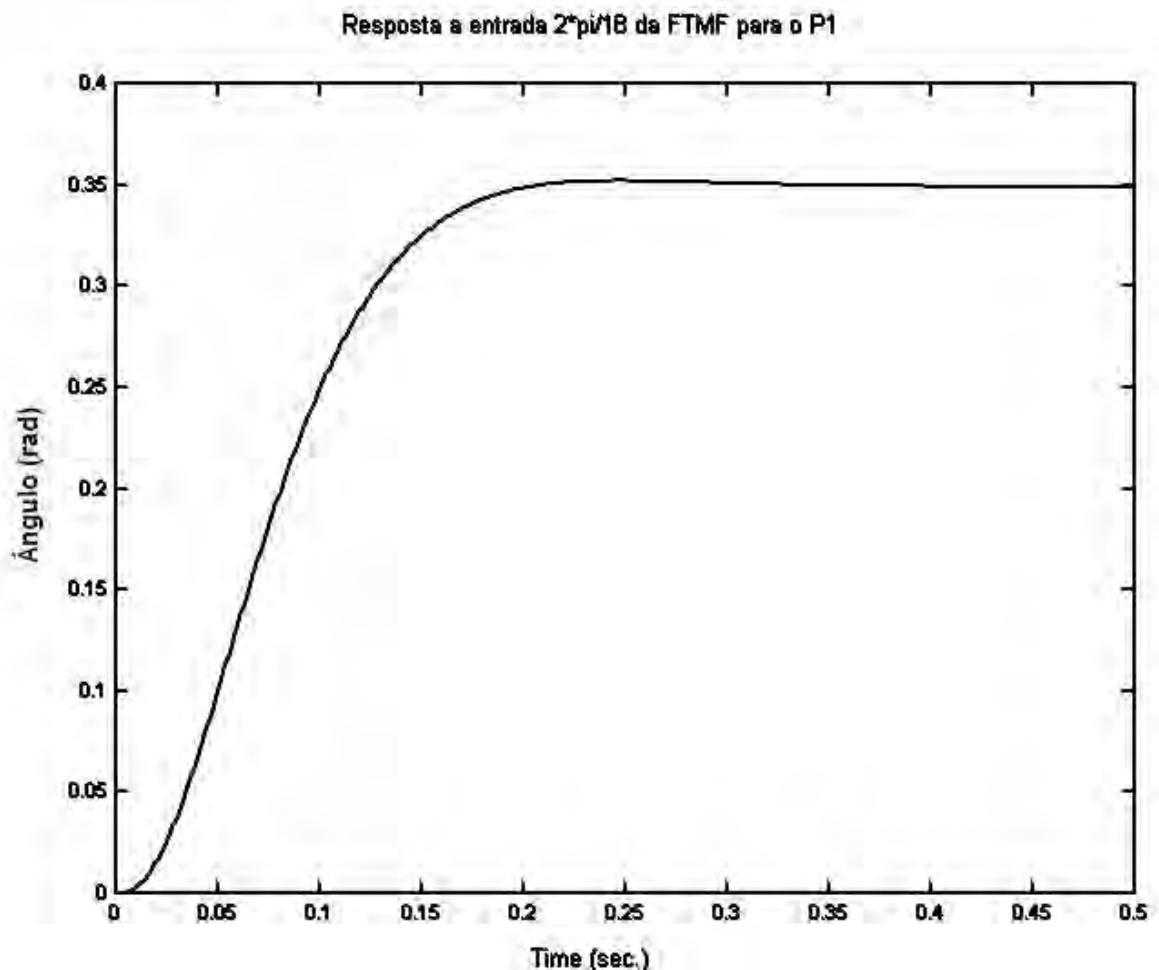


Fig. 4.11 – Resposta transitória para entrada $\Delta r(t) = 2\pi/18 \text{ rad}$ e ganho $k_0 = 1.5$.

4.5. Projeto de um Controlador Digital

Os sistemas de controle digital (discretos) diferem do contínuo devido a seus sinais serem amostrados no tempo. Um sinal discreto no tempo é um sinal definido somente em instantes discretos de tempo.

O uso de controladores digitais requer quantização de sinais, tanto no tempo quanto na amplitude, por meio de um *clock*, que sincroniza o conversor A/D,

microprocessador e D/A. A Figura 4.12 mostra o diagrama de blocos de um sistema de controle digital.

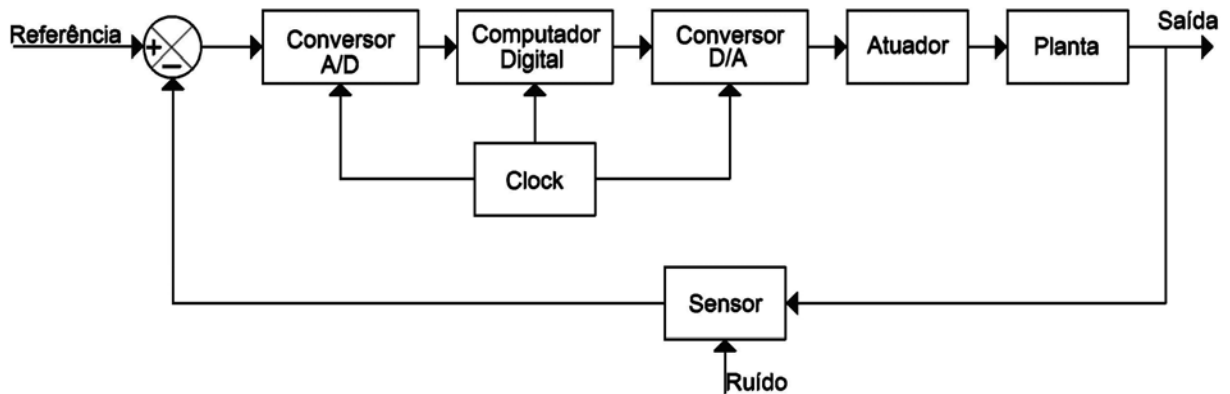


Fig. 4.12 – Controle digital diagramado em blocos^[14].

Uma das técnicas mais comuns para projetos de controladores digitais é a técnica de "emulação". A partir da função de transferência do controlador analógico do sistema, respeitando os mesmos critérios de desempenho de projeto, faz-se uma emulação do controlador analógico.

Com a função de transferência do controlador analógico, com alguma das técnicas de discretização, neste caso foi utilizado o método de Tustin que faz o mapeamento de pólos e zeros no plano contínuo para o plano discreto, resultando a função de transferência discretizada do controlador, levando-se em consideração o período de amostragem de $t = 0.001s$.

A grande vantagem do uso a emulação, é o aproveitamento da teoria de controle contínuo. Apesar de o controlador ser funcional no modo analógico, questões como a taxa de amostragem, a reconstituição e a quantização dos valores do A/D, podem formar o desempenho do sistema em malha fechada discreto diferente do desempenho com o controlador contínuo. Para diminuir esta diferença, se utiliza de taxas rápidas de amostragens e baixos erros de quantização.

4.5.1. Procedimento de Projeto com Uso de Emulação

O primeiro passo neste procedimento consiste em projetar um controlador analógico que, para um dado processo contínuo no tempo, sejam satisfeitos os critérios de desempenho propostos. Em resumo, consideram-se quatro passos:

- ☑ Passo 1: Projetar o controlador analógico;
- ☑ Passo 2: Escolher o período de amostragem, considerando os elementos associados aos sistemas de controle digitais;
- ☑ Passo 3: Digitalizar a lei de controle;
- ☑ Passo 4: Simulação e avaliação do desempenho.

No Passo 1 se utiliza dos conhecimentos e teorias já existentes e dominadas de controladores em tempo contínuo. Em alguns casos este projeto de controlador analógico já existe e é funcional, atendendo as necessidades de controle, e se pretende substituí-lo por um controlador digital. Este fato facilita todo o procedimento.

O segundo ponto envolve a adição, ao sistema analógico, da dinâmica associada aos elementos que circundam uma estratégia de controle digital. Isto é, características do conversor A/D (modelado por um amostrador ideal), do conversor D/A (normalmente um ZOH) e do filtro *anti-aliasing*. Note-se que o efeito das dinâmicas adicionais introduzidas pela retenção e filtragem podem ser consideradas no primeiro passo, tal como a deterioração da margem de fase.

Seguindo o segundo passo, uma frequência de amostragem apropriada deve ser selecionada. A seleção dessa frequência é feita com base na largura de banda de malha fechada ou na resposta ao degrau.

No terceiro passo, discretiza-se o controlador analógico, utilizando as técnicas apropriadas.

O desempenho do sistema desenvolvido é avaliado no quarto passo, considerando a estabilidade relativa do sistema de controle, respostas transitórias e em regime do sistema.

Com bons resultados na simulação, a função de transferência do controlador deve ser convertida numa equação diferenças, e serem transportadas para a linguagem de programação apropriada do processador a ser utilizado. E, dependendo da representação das variáveis utilizada no microprocessador (número de *bits*, tipo de variável utilizada, número de casas decimais, etc.), deve-se avaliar o efeito do arredondamento dos parâmetros do controlador, pois a precisão é finita no

processador. As estratégias de implementação da equação diferenças ajudam a minimizar este efeito^[15].

4.5.2. Controlador Projetado

Para este procedimento, utilizou-se de rotinas prontas em MATLAB. De posse do controlador contínuo, dado por 4.18, e a planta contínua dada por 4.17, foi discretizada a planta, utilizando o método ZOH, resultando em:

$$G_{pz} = \frac{1.899 \times 10^{-5} z^2 + 7.5594 \times 10^{-5} z + 1.878 \times 10^{-5}}{z^3 - 2.998z^2 + 2.996z - 0.9983} \quad 4.19$$

O projeto do compensador no plano z, usando transformação de Tustin, resulta em 4.20. O tempo de amostragem considerado foi de 0.001 s.

$$G_{cz} = \frac{0.3467z^3 - 1.039z^2 + 1.039z - 0.3461}{z^3 - 2.856z^2 + 2.717z - 0.8607} \quad 4.20$$

O sistema de controle utilizado é ilustrado na Figura 4.13.

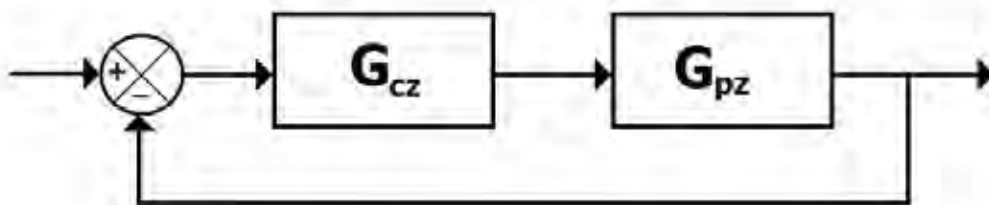


Fig. 4.13 – Sistema de controle em malha fechada com o controle digital implementado.

Com a planta linearizada em torno de $\pi/9$, a resposta do sistema a um degrau é mostrada na Figura 4.14.

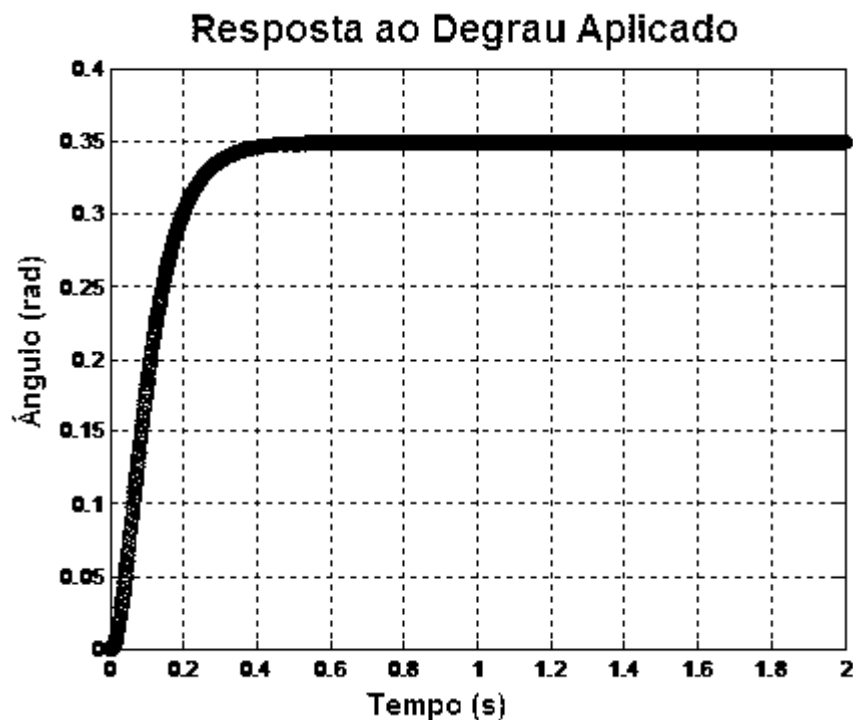


Fig. 4.14 – Sistema Emulado para a Planta da Perna do Paraplégico/Hemiplégico

Dada a equação do controlador G_{CZ} , esta equação foi rearranjada em espaços de estados, utilizando a função `tf2ss`, resultando em 4.21.

$$\begin{bmatrix} x_1(k+1) \\ x_2(k+1) \\ x_3(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2.856 & -2.716 & 0.861 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(k) \\ x_2(k) \\ x_3(k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(k)$$

4.21

$$y(k) = \begin{bmatrix} -0.049 & 0.097 & -0.047 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(k) \\ x_2(k) \\ x_3(k) \end{bmatrix} + 0.346u(k)$$

Esta discretização foi realizada por meio do MATLAB, sendo as principais rotinas mostradas na Tabela A.2.

Como primeiro teste, a equação 4.21, em espaço de estado, foi implementada no microcomputador, para avaliação inicial da interação entre a instrumentação eletrônica e o sistema de controle.

4.6. Controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno para Controle da Posição da Perna de um Paciente

São apresentados resultados que demonstram, através de estudos teóricos e simulações, que utilizando a descrição da planta através de modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno^[16], é possível projetar um sistema não-linear para controlar a posição da perna de um paciente paraplégico/hemiplégico.

Este estudo é a continuação dos trabalhos realizados pela equipe de pesquisa, que em trabalhos anteriores^[17], projetaram controladores *fuzzy* para menores ângulos, isto é, outros pontos de operação, para pacientes paraplégicos/hemiplégicos.

No caso, o sistema de controle foi projetado para variar o ângulo da articulação de 60° paraplégicos/hemiplégicos, com nova abordagem para soluções de pontos de indeterminação. Pelo minucioso levantamento bibliográfico realizado, este foi o primeiro estudo da aplicação da modelagem *fuzzy* Takagi-Sugeno neste tipo de problema, e considerando pacientes hemiplégicos.

4.6.1. Introdução

O estudo de sistemas de controle, para controlar o movimento de pacientes paraplégicos/hemiplégicos através de estimulação elétrica, é um assunto relevante dentro da engenharia biomédica. Por exemplo, Riener e Fuhr^[18] estudaram esse problema e utilizaram um controlador *fuzzy* do tipo Mamdani.

Neste trabalho foi proposto um controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno^[19] (T-S), de forma a controlar a posição da perna de um paciente paraplégico/hemiplégico. O controlador foi projetado visando variar o ângulo da articulação do joelho de 60°, mediante estimulação elétrica no músculo quadríceps.

Foi considerado o modelo matemático da perna proposto por Ferrarin e Pedotti^[10]. Realizado o controle, a perna deve voltar à posição de repouso através da retirada da estimulação no músculo mencionado. Assim, o controlador deixa de atuar fazendo com que a perna volte à posição de repouso através da ação da gravidade. Simulações foram realizadas, considerando a perna na posição do repouso e a 60°

desta posição.

4.6.2. Modelos *Fuzzy* Takagi-Sugeno

A idéia básica destes modelos consiste da descrição aproximada de um sistema não-linear como a combinação de certo número de modelos lineares invariantes no tempo locais^[19,20,21] que descrevem aproximadamente o comportamento deste sistema^[22] em diferentes pontos do seu espaço de estados. Desta forma, pode-se interpretar a técnica tradicional de linearização em apenas um ponto de operação como um caso particular dos modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno (T-S), consistindo apenas de um modelo local. Esta classe de modelos de projeto permite que o engenheiro utilize o seu conhecimento sobre o sistema que vai ser controlado na definição do número dos modelos locais e dos pontos ou regiões nas quais estes modelos locais serão definidos.

O modelo global do sistema é obtido através da combinação *fuzzy* destes modelos lineares locais. A idéia é que para cada modelo linear local seja considerando um controle de realimentação linear. O regulador global resultante, que é não-linear em geral, é uma combinação *fuzzy* de cada regulador linear individual.

Representação *fuzzy* Takagi-Sugeno: Certas classes de sistemas não-lineares podem ser exatamente representadas através de modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno^[19]. O sistema *fuzzy* Takagi-Sugeno é descrito pelas regras *fuzzy* Se - Então, que representam localmente relações lineares entre a entrada e a saída de um sistema. Temos a descrição local da planta dinâmica a ser controlada nos termos dos modelos lineares locais:

$$\dot{x}_i(t) = A_i x(t) + B_i u(t)$$

4.22

$$y(t) = C_i x(t)$$

sendo $i = 1, 2, \dots, r$ (r é o número de modelos lineares locais), o vetor estado $x(t) \in R^n$, o vetor entrada $u(t) \in R^m$, o vetor saída $y(t) \in R^q$, $A_i \in R^{n \times n}$, $B_i \in R^{n \times m}$ e $C_i \in R^{q \times n}$. A informação acima é então fundida com as regras SE-ENTÃO disponíveis, onde a i ésima regra tem a forma:

Regra i :

Se $x_1(t)$ é M_1^i E ... E $x_p(t)$ é M_p^i

Então,

$$\dot{x}_i(t) = A_i x(t) + B_i u(t), y(t) = C_i x(t) \quad 4.23$$

Definindo o conjunto *fuzzy* j da regra i, as variáveis premissas e a função de pertinência, respectivamente por:

$$M_j^i, j = 1, \dots, p; x_1(t), \dots, x_p(t); \mu_j^i(x_j(t))$$

$$\omega^i(z(t)) = \prod_{j=1}^p \mu_j^i(x_j(t)), x(t) = (x_1(t), \dots, x_p(t)) \quad 4.24$$

Como $\mu_j^i(x_j(t)) \geq 0$ tem-se, para $i = 1, 2, \dots, r$

$$\omega^i(z(t)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \omega^i(x(t)) > 0 \quad 4.25$$

Para a obtenção de um modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno para sistemas não-lineares, adotar-se $x(t)$ o vetor de estado do sistema não-linear. Sendo assim, dado um par $(x(t), u(t))$, o sistema *fuzzy* resultante é obtido como a média ponderada dos modelos locais, e tem a seguinte forma:

$$\dot{x}(t) = \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(t)) (A_i x(t) + B_i u(t))}{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(t))} = \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)) (A_i x(t) + B_i u(t)) \quad 4.26$$

Para $i = 1, 2, \dots, r$:

$$\alpha_i(x(t)) = \frac{\omega^i x(t)}{\sum_{i=1}^r \omega^i x(t)} \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)) = 1 \quad 4.27$$

Desenvolvendo a equação 4.26, encontra-se:

$$\dot{x}(t) = \left(\sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)) A_i \right) x(t) + \left(\sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)) B_i \right) u(t) = A(\alpha) x(t) + B(\alpha) u(t) \quad 4.28$$

O sistema não forçado $u(t) = 0$ é definido como:

$$\dot{x}(t) = \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(t)) A_i x(t)}{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(t))} = \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)) A_i x(t) \quad 4.29$$

A saída para ambos os casos, forçado e não forçado, é dada por:

$$y(t) = \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(t)) C_i x(t)}{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(t))} = \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)) C_i(x(t)) \quad 4.30$$

4.6.3. Forma Geral do Sistema *Fuzzy* Takagi-Sugeno

Para determinar os modelos locais, utilizando a modelagem exata^[19], a seguinte classe de sistemas não-lineares foi considerada:

$$\begin{aligned} \dot{x}_i &= \sum_{j=1}^n \tilde{f}_{ij}(x(t)) x_j(t) + \sum_{k=1}^m g_{ik}(x(t)) u_k(t) \\ i &= 1, 2, \dots, n, \quad x(t) = [x_1(t) \dots x_n(t)]^T \end{aligned} \quad 4.31$$

sendo n e m o número de estados e entradas respectivamente. Para obter a forma generalizada, são consideradas as seguintes variáveis:

$$\begin{aligned}
a_{ij1} &\equiv \max_{x(t)} \{ \tilde{f}_{ij}(x(t)) \} \\
a_{ij2} &\equiv \min_{x(t)} \{ \tilde{f}_{ij}(x(t)) \} \\
b_{ij1} &\equiv \max_{x(t)} \{ \tilde{g}_{ik}(x(t)) \} \\
b_{ij2} &\equiv \min_{x(t)} \{ \tilde{g}_{ik}(x(t)) \}
\end{aligned}
\tag{4.32}$$

A derivação da forma generalizada inicia com a transformação $f_{ij}(x(t))$ e $g_{ik}(x(t))$ em uma representação modelo *fuzzy*. Pela utilização das novas variáveis, $f_{ij}(x(t))$ e $g_{ik}(x(t))$ pode ser representadas por:

$$\begin{aligned}
f_{ij}(x(t)) &= \sum_{l_{(i,j)}^a=1}^2 h_{ijl_{(i,j)}^a}(x(t)) a_{ijl_{(i,j)}^a} \\
g_{ik}(x(t)) &= \sum_{l_{(i,k)}^b=1}^2 v_{ijl_{(i,j)}^b}(x(t)) b_{ijl_{(i,j)}^b}
\end{aligned}$$

onde:

$$\begin{aligned}
\sum_{l_{(i,j)}^a=1}^2 h_{ijl_{(i,j)}^a}(x(t)) a_{ijl_{(i,j)}^a} &= 1 \\
\sum_{l_{(i,k)}^b=1}^2 v_{ijl_{(i,j)}^b}(x(t)) b_{ijl_{(i,j)}^b} &= 1
\end{aligned}$$

As funções de pertinência são fixadas como segue:

$$\begin{aligned}
h_{ij1}(x(t)) &= \frac{f_{ij}(x(t)) - a_{ij2}}{a_{ij1} - a_{ij2}} \\
h_{ij2}(x(t)) &= \frac{a_{ij1} - f_{ij}(x(t))}{a_{ij1} - a_{ij2}}
\end{aligned}$$

$$v_{ik1}(x(t)) = \frac{g_{ik}(x(t)) - b_{ik2}}{b_{ik1} - b_{ik2}}$$

$$v_{ik2}(x(t)) = \frac{b_{ik1} - g_{ik}(x(t))}{b_{ik1} - b_{ik2}}$$

Em Taniguchi *et al.* é demonstrado que, para representar o sistema original 4.31, através de modelos *fuzzy* Tagaki-Sugeno, na forma dada em 4.26, e com a forma generalizada, são necessários 2^s modelos locais, sendo s o número de não-linearidades existentes no sistema.

4.6.4. Modelagem e Projeto do Controlador Utilizando o Modelo Exato *Fuzzy* Takagi-Sugeno.

A proposta de um novo controlador é a validação de melhores resultados para aplicação de técnicas de sistemas não-lineares à dinâmica do movimento da perna do paraplégico/hemiplégico.

De Deaecto^[23], substituindo M_s da equação 4.9 em 4.7, e considerando $\theta = \theta_v + \pi/2$, obtém-se:

$$\ddot{\theta}_v = \frac{1}{J} \left[-mgl \sin \theta_v - \lambda e^{-E\theta_v} e^{-\frac{E\pi}{2}} \left(\theta_v + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - B\dot{\theta}_v + M_a \right] \quad 4.33$$

Antes de iniciar a modelagem, encontraram-se os valores de M_a e P calculados no ponto de operação de interesse, ou seja, $\theta_{v0} = 60^\circ$. Para a obtenção de M_{ao} utilizou-se 4.33 determinada no ponto de operação. Sabendo-se que no ponto de operação as derivadas primeiras e segundas são nulas, e isolando-se M_{ao} de 4.33, obtém-se:

$$M_{ao} = mgl \sin(\theta_{v0}) + \lambda e^{-E\left(\theta_{v0} + \frac{\pi}{2}\right)} \left(\theta_{v0} + \frac{\pi}{2} - \omega \right) = 8.7712 \text{ Nm} \quad 4.34$$

Então da equação 4.10, encontra-se:

$$P_0 = \frac{M_{ao}}{G} = 2.0638 \cdot 10^{-4} \text{ s} \quad 4.35$$

A seguir, foi realizada uma mudança de variáveis de forma que 4.10 e 4.33 sejam escritas em termos de ΔM_a e $\Delta \theta_v$, respectivamente. A modelagem exata *fuzzy* T-S foi feita para este novo conjunto de equações definidas em termos destas variáveis. Definindo,

$$\begin{aligned} \Delta \theta_v &= \theta_v - \theta_{vo} \\ \theta_v &= \Delta \theta_v + \theta_{vo} \\ \dot{\theta}_v &= \Delta \dot{\theta}_v, \ddot{\theta}_v = \Delta \ddot{\theta}_v \\ \Delta M_a &= M_a - M_{ao} \end{aligned} \quad 4.36$$

Reescrevendo a equação 4.33, obtém-se:

$$J \Delta \ddot{\theta}_v = \left[\frac{-mg \text{sen}(\Delta \theta_v + \theta_{vo}) - \lambda e^{-E\left(\Delta \theta_v + \theta_{vo} + \frac{\pi}{2}\right)} \cdot \left(\Delta \theta_v + \theta_{vo} + \frac{\pi}{2} - \omega\right) + M_{ao}}{\Delta \theta_v} \right] \Delta \theta_v - B \Delta \dot{\theta}_v + \Delta M_a \quad 4.37$$

A equação 4.37 está pronta para ser descrita através de variáveis de estados. Então de 4.37,

$$\begin{aligned} \Delta \theta_v &= x_1 \\ \Delta \dot{\theta}_v &= \dot{x}_1 = x_2 \\ \Delta M_a &= x_3 \end{aligned} \quad 4.38$$

Definindo as variáveis de estados:

$$J \dot{x}_2 = \left[\frac{-mg \text{sen}(x_1 + \theta_{vo}) - \lambda e^{-E\left(x_1 + \theta_{vo} + \frac{\pi}{2}\right)} \cdot \left(x_1 + \theta_{vo} + \frac{\pi}{2} - \omega\right) + M_{ao}}{x_1} \right] x_1 - B x_2 + x_3 \quad 4.39$$

Das equações 4.10, 4.35, 4.36 e 4.38 tem-se:

$$\tau \Delta \dot{M}_a + \Delta M_a = G \left(P - \frac{M_{ao}}{G} \right) \quad 4.40$$

$$\tau \Delta \dot{M}_a = -\Delta M_a + G P_N \quad 4.41$$

$$P_N = P - \frac{M_{ao}}{G} \quad 4.42$$

$$\tau \dot{x}_3 = -x_3 + G P_N \quad 4.43$$

Escrevendo 4.39 e 4.43 em variáveis de estados, obtém-se:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \tilde{f}_{21}(x_1) & \frac{-B}{J} & \frac{1}{J} \\ 0 & 0 & \frac{-1}{\tau} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{G}{\tau} \end{bmatrix} P_N \quad 4.44$$

A $\tilde{f}_{21}(x_1)$ é uma não linearidade do sistema e pode ser escrita como:

$$\tilde{f}_{21}(x_1) = \frac{1}{Jx_1} \left[-mgl \sin\left(\frac{x_1 + \theta_{vo}}{1}\right) - \lambda e^{-E\left(x_1 + \theta_{vo} + \frac{\pi}{2}\right)} \left(x_1 + \theta_{vo} + \frac{\pi}{2} - \omega\right) + M_{a0} \right] \quad 4.45$$

Observa-se que em 4.45, quando for atribuído o valor zero à variável x_1 , ocorre um problema na determinação de $\tilde{f}_{21}(x_1)$, pois note que neste caso, o numerador e o denominador desta função tendem a zero. Este fato dificulta a determinação das funções de pertinências utilizadas na descrição da planta através de modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno exato.

Para solucioná-lo expandiu-se 4.45 em série de Taylor, já que a substituição de 4.33 em 4.44 permite o cancelamento dos termos senoidal e exponencial quando x_1 é nulo. Expandindo a equação 4.45, consegue-se eliminar o termo de x_1 que está no denominador, evitando o problema de implementação em $x_1=0$. Pela Figura 4.15,

observa-se que a série de Taylor com 11 termos proporciona uma boa aproximação da curva exata da função não-linear no intervalo de $[-1, 1]$, correspondendo ao trecho de -60° até 60° . É possível obter uma representação mais exata, aumentando-se a ordem da série de Taylor.

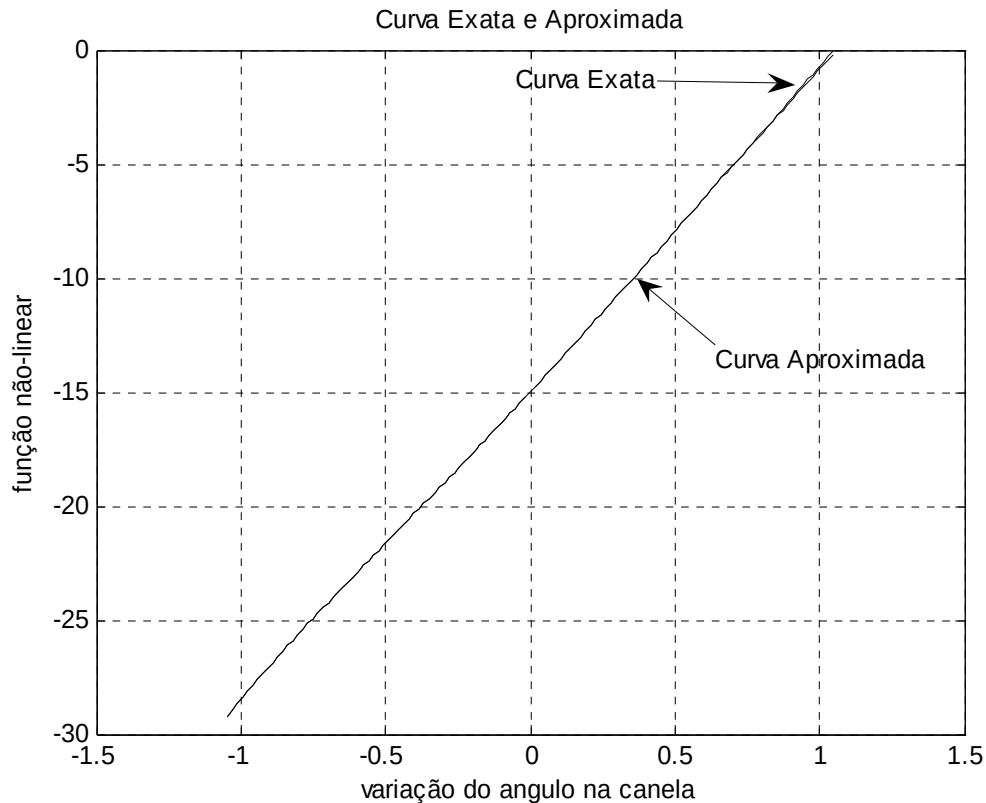


Fig. 4.15 – Curva da função $\tilde{f}_{21}(x_1)$ exata e aproximação por série de Taylor.

4.6.5. Projeto Regulador *Fuzzy*

Utilizou-se o conceito de Compensação Distribuída Paralela (CPD)^[19] no projeto reguladores *fuzzy* para estabilizar sistemas não-lineares descritos por modelos *fuzzy*. A idéia foi projetar um compensador para cada regra do modelo *fuzzy*. Para cada regra existe um controlador associado.

O CDP oferece um procedimento para projetar um regulador para cada modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno, onde cada regra de controle é projetada a partir da correspondente regra de um modelo T-S da planta. O regulador *fuzzy* projetado é uma combinação dos controladores locais, dado por:

Regra i :

SE $x_1(t)$ é M_1^i E ... E $x_p(t)$ é M_p^i

ENTÃO $u(t) = -Fx(t)$

Portanto de forma análoga à efetuada na obtenção de 4.23, o regulador *fuzzy* é dado por:

$$u(t) = -\frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(t)F_i x(t))}{\sum_{i=1}^r \omega^i(z(t))} = -\sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)F_i x(t)) = -F(\alpha)x(t) \quad 4.46$$

sendo $\alpha = [\alpha_1, \dots, \alpha_r]$, satisfazendo a equação 4.27.

O objetivo do projeto do regulador *fuzzy* é determinar os ganhos de realimentação locais F_i nas partes conseqüentes. O sistema controlado, dado por 4.26 e 4.46 a apresenta a seguinte forma:

$$\begin{aligned} \dot{x}(t) &= \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^r \alpha_i(x(t)) \alpha_j(x(t)) \{A_i - B_i F_j\} x(t) \\ &= \sum_{i=1}^r \alpha_i^2(x(t)) G_{ii}(x(t)) + 2 \sum_{i < j} (\alpha_i(x(t)) \alpha_j(x(t))) \left\{ \frac{G_{ij}(x(t)) + G_{ji}(x(t))}{2} \right\} x(t) \end{aligned} \quad 4.47$$

Sendo que, $G_{ij} = A_i - B_i F_j$ e $\sum_{i < j}^3 d_{ij} = d_{12} + d_{13} + d_{23}$.

O controlador proposto está baseado em Taniguchi *et al.*^[19], que afirma o seguinte teorema.

Teorema 1: O controlador CDP que considera simultaneamente a taxa de decaimento β_t e o projeto do controlador pode ser projetado resolvendo as seguintes LMIs (Linear Matrix Inequalities).

Maximizar β_t

X, M_1, M_2, Y_0

sujeito a

$$\mathbf{X} > 0, \mathbf{Y}_0 \geq 0$$

$$\hat{\mathbf{S}}_{ii} + (r_s - 1)\mathbf{Y}_1 < 0$$

$$\hat{\mathbf{T}}_{ij} - 2\mathbf{Y}_2 < 0 \quad i < j \text{ tal que } \alpha_i(x_1) \cap \alpha_j(x_1) \neq 0$$

$$L(\mathbf{A}_i, \mathbf{B}_i, \mathbf{X}, \mathbf{M}_i) = \mathbf{X}\mathbf{A}_i^T + \mathbf{A}_i\mathbf{X} - \mathbf{B}_i\mathbf{M}_i - \mathbf{M}_i^T\mathbf{B}_i^T,$$

$$L(\mathbf{A}_j, \mathbf{B}_j, \mathbf{X}, \mathbf{M}_j) = \mathbf{X}\mathbf{A}_j^T + \mathbf{A}_j\mathbf{X} - \mathbf{B}_j\mathbf{M}_j - \mathbf{M}_j^T\mathbf{B}_j^T,$$

$$\hat{\mathbf{S}}_{ii} = L(\mathbf{A}_i, \mathbf{B}_i, \mathbf{X}, \mathbf{M}_i) + 2\beta_t,$$

$$\hat{\mathbf{T}}_{ij} = L(\mathbf{A}_i, \mathbf{B}_i, \mathbf{X}, \mathbf{M}_j) + L(\mathbf{A}_j, \mathbf{B}_j, \mathbf{X}, \mathbf{M}_i) + 4\beta_t\mathbf{X},$$

$$\mathbf{Y}_1 = \mathbf{Y}_0,$$

$$\mathbf{Y}_2 = \mathbf{Y}_0,$$

$$i = 1, \dots, r, r_s > 1$$

sendo: r_s o máximo número de regras que podem estar ativas simultaneamente.

A prova deste teorema se encontra em Taniguchi *et al.*^[19].

O software MATLAB com o toolbox LMI Control soluciona as LMIs acima, quando são factíveis^[24]. No modelo do paraplégico/hemiplégico, existe apenas uma não linearidade. Portanto, de acordo com a modelagem exata de Taniguchi *et al.*^[19], ter-se-á dois modelos locais. Pela equação 4.32, determinam-se os valores mínimos e máximos da função não-linear definida em 4.45, para o intervalo de -60 até 60 graus:

$$a_{211} = \max\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\} = -0.0333943846$$

$$a_{212} = \min\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\} = -29.216501413$$

Pois existem não linearidades somente em a , e não em b . A partir dos valores máximos e mínimos da equação 4.45, obtém-se que,

$$\tilde{f}_{21}(x_1) = \alpha_1(x_1(t)).a_{211} + \alpha_2(x_1(t)).a_{212} \quad \mathbf{4.48}$$

Pelo método proposto em Taniguchi *et al.*^[19], então:

$$\alpha_1(x_1(t)) = \frac{\tilde{f}_{21}(x_1) - a_{212}}{a_{211} - a_{212}} \quad 4.49$$

$$\alpha_2(x_1(t)) = \frac{\tilde{f}_{21}(x_1) - a_{211}}{a_{212} - a_{211}}$$

e os modelos locais considerando 4.44, são os seguintes:

$$\mathbf{A}_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ a_{211} & -B/J & 1/J \\ 0 & 0 & -1/\tau \end{bmatrix}, \mathbf{A}_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ a_{212} & -B/J & 1/J \\ 0 & 0 & -1/\tau \end{bmatrix} \quad 4.50$$

$$\mathbf{B}_1 = \mathbf{B}_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & \frac{G}{\tau} \end{bmatrix}^T$$

Compondo os modelos locais, como em 4.26,

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \sum_{i=1}^2 \alpha_i(x_1(t)) (\mathbf{A}_i \mathbf{x}(t) + \mathbf{B}_i u(t)) \quad 4.51$$

Os ganhos 4.46, para o sistema levar a perna do repouso para o ponto de sessenta graus, obtidos pelo método do Teorema 1, com $\beta_t = 0$, foram:

$$\mathbf{F}_1 = \mathbf{M}_1 \mathbf{X}^{-1} = [0.00103167880007 \quad 0.00047977481201 \quad 0.00010014397745]$$

$$\mathbf{F}_2 = \mathbf{M}_2 \mathbf{X}^{-2} = [0.00145445841524 \quad 0.00060511813610 \quad 0.00013436985420]$$

O valor de β_t foi considerado nulo por se pretender alcançar somente estabilidade.

4.6.6. Resultado de Simulação

Para ilustrar a validade da lei de controle projetada, que visou somente a estabilidade do sistema, foi feita a simulação do sistema controlado 4.47, como mostra a Figura 4.16.

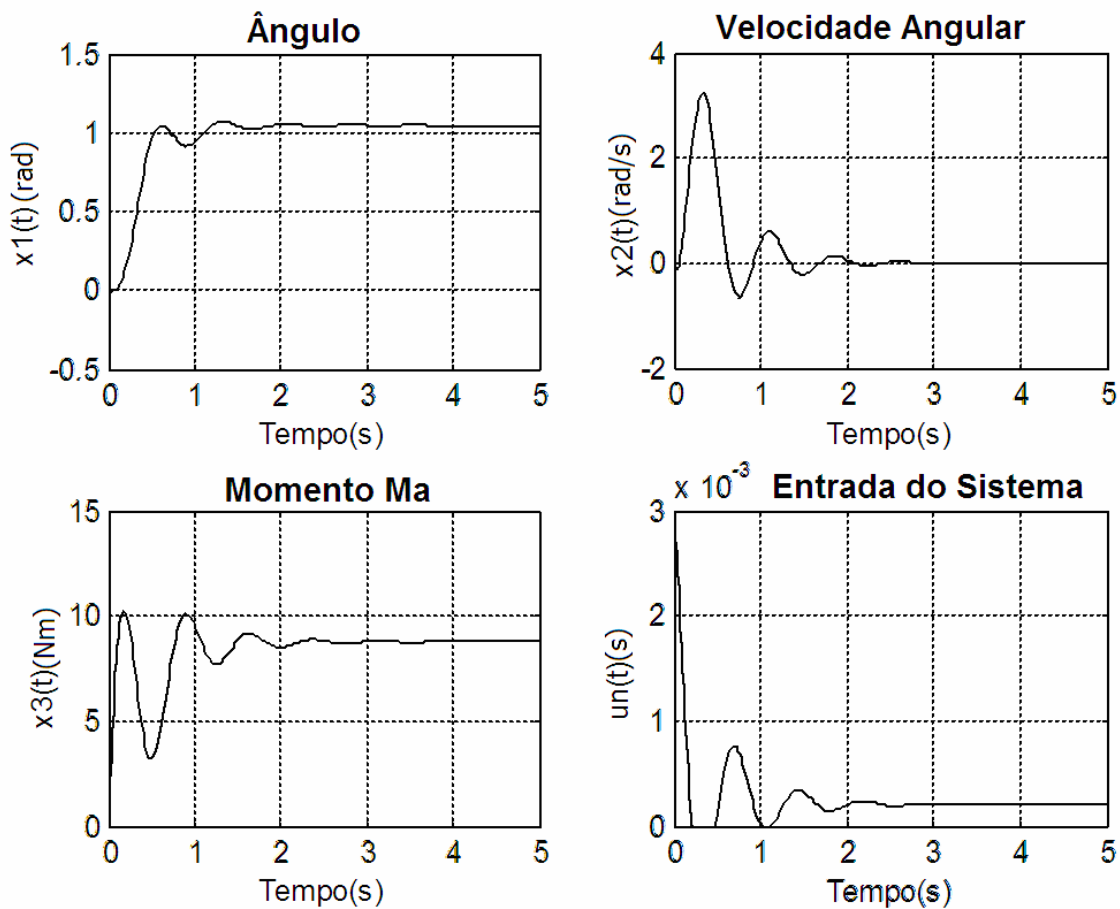


Fig. 4.16 - Resposta para o controlador *fuzzy* projetado com
 $x(0) = [-\pi/3 \ 0 \ -4,6]^T$, $x1(t) = \theta_v$, $x2(t) = \dot{\theta}_v$, $x3_c(t) = M_a$, $un(t) = P_N$.

Visualização dos gráficos para volta da perna ao repouso é mostrada na Figura 4.17. Esta volta da perna possui $un(t) = 0$, isto é, sem sinal de eletroestimulação.

Desta forma, a perna fará um pequeno teste do pêndulo, saindo do ponto de operação 60° e chegar a zero. Não há atuação do controle, causando um tempo de estabilização relativamente alto (10 s) para a descida da perna. A posição zero não é alcançada, pois há não linearidades, atrito viscoso e elementos elásticos, assim a posição de repouso prevista para a perna está entre 0° e 15° . Mas a velocidade angular indica o posicionamento da perna em um ponto de equilíbrio.

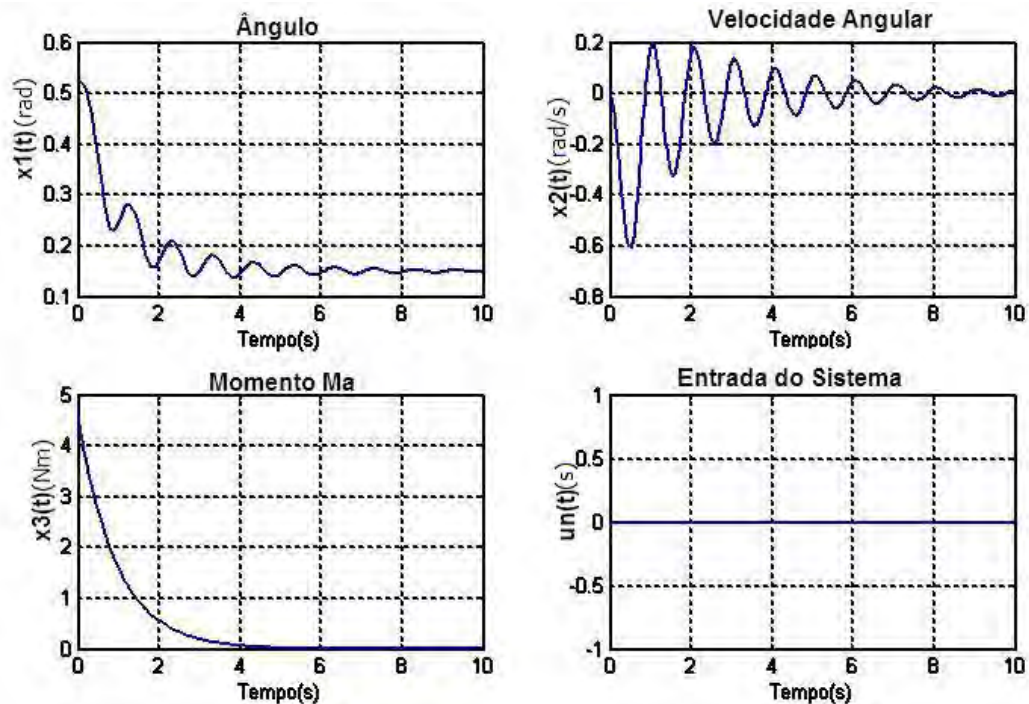


Fig. 4.17 - Resposta para o controlador *fuzzy* projetado.

4.6.7. Considerações

O sistema projetado considera todas as não-linearidades da planta e atende as especificações de projeto: largura de pulso positiva e limitada, garantia de estabilidade (o projeto utiliza funções de Lyapunov) e rapidez da resposta, observa-se que o tempo de estabelecimento para subida da perna a 60° é de 2 s, e de descida, sem a atuação do controle, é menor que 10 segundos.

Tendo em vista que o projeto foi baseado em Desigualdades Matriciais Lineares - LMIs, então é possível adicionar ainda outras especificações no projeto do sistema de controle, por exemplo, restrições nos sinais de entrada e saída e a consideração de incertezas nos parâmetros da planta. Desta forma, o método estudado é bastante flexível e permite vários estudos mais profundos sobre o assunto.

4.7. Referências Bibliográficas do Capítulo

- [1] HILL, A.V.. "The heat shortening and Dynamic constants of Muscle", Proc. Roy. Soc. 126B, 136-195 (1938).
- [2] HATZE, H. "A Myocybernetic Control Model of Skeletal Muscle", Biol. Cybernetics., 25, p. 103-119, 1977.
- [3] KARU, Z. Z., DURFEE, W. K., BARZALI, A. M. "Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with N-let pulse trains," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, pp. 809-817, 1995.

- [4] BERNOTAS L, Crago, P., Chizeck, H. J., "A Discrete-Time model of Electrically Stimulated Muscle" IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME, pp. 829-838, 1986.
- [5] DORGAN, S. J., O'MALLEY M. J., "A Nonlinear Mathematical Model of Electrically Stimulated Skeletal Muscle", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 05:02, p. 170-194, 1997.
- [6] DORGAN, S. J., O'MALLEY M. J., "A mathematical model for skeletal muscle activated by n-let pulse trains", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 6:3, p. 286-299, 1998.
- [7] WATANABE, T., FUTAMI, R., HOSHIMIYA, N., HANDA, Y., "A Stimulus Frequency-Controlled Muscle Model for FES Simulator", 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society., 7:1, p. 551-552, 1996.
- [8] WATANABE, T., FUTAMI, R., HOSHIMIYA, N., HANDA, Y., "Approach to a Muscle Model with a Stimulus Frequency-Force Relationship for FES Applications", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 7:1, p. 12-18, 1999.
- [9] BOBET, J., STEIN, R. B., "A Simple Model of Force Generation by Skeletal Muscle During Dynamic Isometric Contraction", IEEE Trans. Biomed. Eng, 45:08, p. 1010-1016, 1998.
- [10] FERRARIN, M. & PEDOTTI, A., "The Relationship Between Electrical Stimulus and Joint Torque: A Dynamic Model", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8. NO. 3, pp 342-352, September 2000.
- [11] WATANABE, T. et al., "Recognition of Lower Limb Movements by Artificial Neural Network for restoring Gait of Hemiplegic Patients by Functional Electrical Stimulation", Istanbul/Turkey: Proceedings of 23rd Annual EMBS International Conference, October/2001.
- [12] ARIFIN A., WATANABE T., HOSHIMIYA N., "Fuzzy Controller for Cycle-to-Cycle Control of Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait: A Computer Simulation in Two-joints Control", Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico September 17-21, 2003, pp. 1519-1522.
- [13] KUO, B. C., "Sistemas de Controle Automático", Prentice Hall, 4. ed, 1982.
- [14] OGATA, K. "Discrete-time control systems", 2. ed. New Jersey, USA: Prentice-Hall, Inc., 1995.
- [15] PHILLIPS, C.L. e NAGLE, H.T. "Digital Control System Analysis and Design". 1995 Prentice Hall. ISBN 0-13-317729-7.
- [16] TAKAGI, T., e SUGENO, M., "Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control". IEEE Trans. Syst., Man, Cybern., vol. SMC-15, No. 1, pp. 116-132, 1985.
- [17] FARIA, U. C., "Implementação de um Sistema de Geração de Marcha para Pacientes com Lesões Medulares", Tese de Doutorado do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica: FEIS/UNESP, Ilha Solteira-SP, 2006.
- [18] RIENER R., Fuhr, T., "Patient-Driven Control of FES supported Standing Up. A Simulation Study". IEEE Transaction of Rehabilitation Engineering. Vol. 6. NO. 2., 1998, pp 113-124.
- [19] TANIGUCHI, T. & TANAKA, K. & OHATAKE, H. & WANG, H. O., "Model Construction, Rule Reduction, and Robust Compensation for Generalized Form of Takagi-Sugeno Fuzzy Systems", IEEE Transactions on Fuzzy Systems. vol. 9, n. 4, 2001, pp. 525-537.
- [20] TANAKA, K., WANG H. O., "Fuzzy Control Systems Design And Control Analysis". John Wiley & Sons, INC, 2001.
- [21] TANAKA, K., IKEDA, T., WANG, H. O. "Fuzzy Regulators and Fuzzy Observers: Relaxed Stability Conditions and LMI-Based Designs.", IEEE Transactions on Fuzzy Systems, 1998, 6(2): 250-265.
- [22] TEIXEIRA, M. C. M., ZAK, S. H., "Stabilizing Controller Design for Uncertain Non-Linear Systems Using Fuzzy Models", IEEE Transaction on Fuzzy Systems. 7(2): 133-142, 1999.
- [23] DEAECTO, G. S. & TEIXEIRA, M. C. M., "Projetos e Simulações de Sistemas de Controle Utilizando Modelos Fuzzy e LMI", Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, Ilha Solteira – SP, Relatório Final de Iniciação Científica, FAPESP, 2005.
- [24] BOYD, S. & Ghaoui, L. E & Feron, E. & Balakrishnan. (1994). "Linear Matrix Inequalities in Systems and Control Theory", SIAM Studies in Applied Mathematics, USA.

CAPÍTULO 5

SISTEMA ELETRÔNICO PARA GERAÇÃO E AVALIAÇÃO DE MOVIMENTOS EM PACIENTES

Este capítulo descreve o desenvolvimento de um sistema eletrônico de estimulação neuromuscular funcional para geração e avaliação de movimentos nos membros inferiores, visando melhorar e abreviar a reabilitação de pacientes, principalmente hemiplégicos.

O sistema é constituído, essencialmente, por uma estação de controle, um estimulador neuromuscular microcontrolado e um módulo de monitoramento. Também fazem parte do sistema, uma fonte de alimentação e uma rede *wireless*. Como é ilustrado na Figura 1.1.

Pode ser acoplado ao paciente, portátil, autônomo e independente, permitindo livre trânsito do indivíduo e diminuindo riscos de erro e interferência na transmissão de dados para a estimulação.

5.1. A Estação de Controle

A estação de controle é constituída, essencialmente, por uma placa-mãe com dimensões e peso reduzidos, um disco rígido e memória RAM, formando uma unidade de controle independente e autônoma. Pode ser integrada a uma rede local por meio de comunicação sem-fio.

Contém um programa que tem uma rotina para gerenciar a aquisição de sinais produzidos pelo módulo de monitoramento e um algoritmo de controle com modelos *Fuzzy Takagi-Sugeno*, baseado em desigualdades lineares matriciais (LMI – *Linear Matrix Inequalities*), que controla o funcionamento do estimulador neuromuscular.

O projeto inicial, para este trabalho, previa uma placa-mãe do tipo Mini-ITX, especificamente as fabricadas pela VIA Technologies, que mede 17x17 cm, ou mesmo uma modelo Nano-ITX, que mede 12x12 cm, cujo tamanho é quase o mesmo de uma caixa de CD-ROM. A grande vantagem de se utilizar estas placas mães está no tamanho reduzido e na grande economia de energia, pois são equipadas com o processador EPIAN ou o C3 (rodando em até 1 GHz), cujo consumo é de, no máximo, 20 W^[1] (um *Celeron* consome em mais de 60 W^[2]).

Não foi possível, porém, encontrar estes modelos no Brasil, nem importá-los. Acredita-se que um dos motivos pelo qual não foi possível adquirir é que o mercado, a que este tipo de placa-mãe se destina, é o de eletroportáteis com alto poder de processamento, com necessidade de negociações em grande quantidade e no mercado atacadista, somente.

Posteriormente, em fóruns dedicados a *hardware*, tomou-se o conhecimento de que os processadores que equipam estas placas mães estão aquém dos processadores mais comuns, como *Pentium* e *Celeron* da Intel, com relação ao poder de processamento.

Recentemente, a Via lançou novas gerações de seu processador EPIAN, com velocidades que chegam a 1,5 GHz, que pode trazer novas perspectivas para o uso das placas-mãe Mini-ITX^[3].

A placa-mãe utilizada, a P4VM8 da AsRock, com dimensão de 24,4 cm x 20,3 cm, foi a menor encontrada no mercado nacional. Suas especificações principais

estão na Tabela 5.1 e seus principais componentes estão ilustrados na Figura 5.1.

Tabela 5.1 – Principais Características da motherboard P4VM8

Plataforma	Micro ATX: 24.4 cm x 20.3 cm
Processador	Socket 478, suporta processadores Intel® Pentium® 4 (Prescott, Northwood, Willimote) / Celeron®
Chipset	Ponte Norte: VIA PM800, FSB @ 800/533/400 MHz, com Intel® Hyper-Threading Technology. Ponte Sul: VIA VT8237R, suporta USB 2.0, ATA 133, SATA 1.5Gb/s
Memória	2 DDR DIMM Slots: DDR1 and DDR2: 1 DDR DIMM Slot Supports PC3200 (DDR400), Max. 1GB, 2 DDR DIMM Slots Supports PC2700 (DDR333) / PC2100 (DDR266), Max. 2GB
Controladora IDE	IDE1: ATA 133 / Ultra DMA Modo 6 IDE2: ATA 133 / Ultra DMA Modo 6 Suporta até 4 dispositivos IDE
Serial ATA	2 conectores SATA, Suporta até 1.5Gb/s de taxa de transferência
Discos flexíveis	Suporta até 2 dispositivos
Áudio	Canais padrão 5.1 da AC´97 Audio
Vídeo Onboard	S3 UnichronR PRO, supports DX7 H / W
Rede	Speed: 802.3u (10/100 Ethernet), supports Wake-On-LAN
Monitoramento de hardware	Sensor de temperatura do Processador Sensor de temperatura do Chassis/Placa-mãe Tacômetro do refrigerador do processador Tacômetro do refrigerador da placa-mãe Monitor de tensão: +12V, +5V, +3.3V, Vcore
Slot tipo PCI	3 slots com especificação PCI 2.2 1 Slot AMR
Slot tipo AGP	1 slot AGP slot, suporta 1.5V, placas 8X/4X AGP
USB	8 Portas USB 2.0, sendo 6 no painel.

Uma das características desta placa-mãe, que chama atenção, é o grande número de portas USB, pois ela é considerada uma placa de baixo custo, porém possibilita um grande número de portas para conexões de dispositivos (em teoria poderiam ser ligados mais de $8 \times 127 = 1016$ periféricos USB).

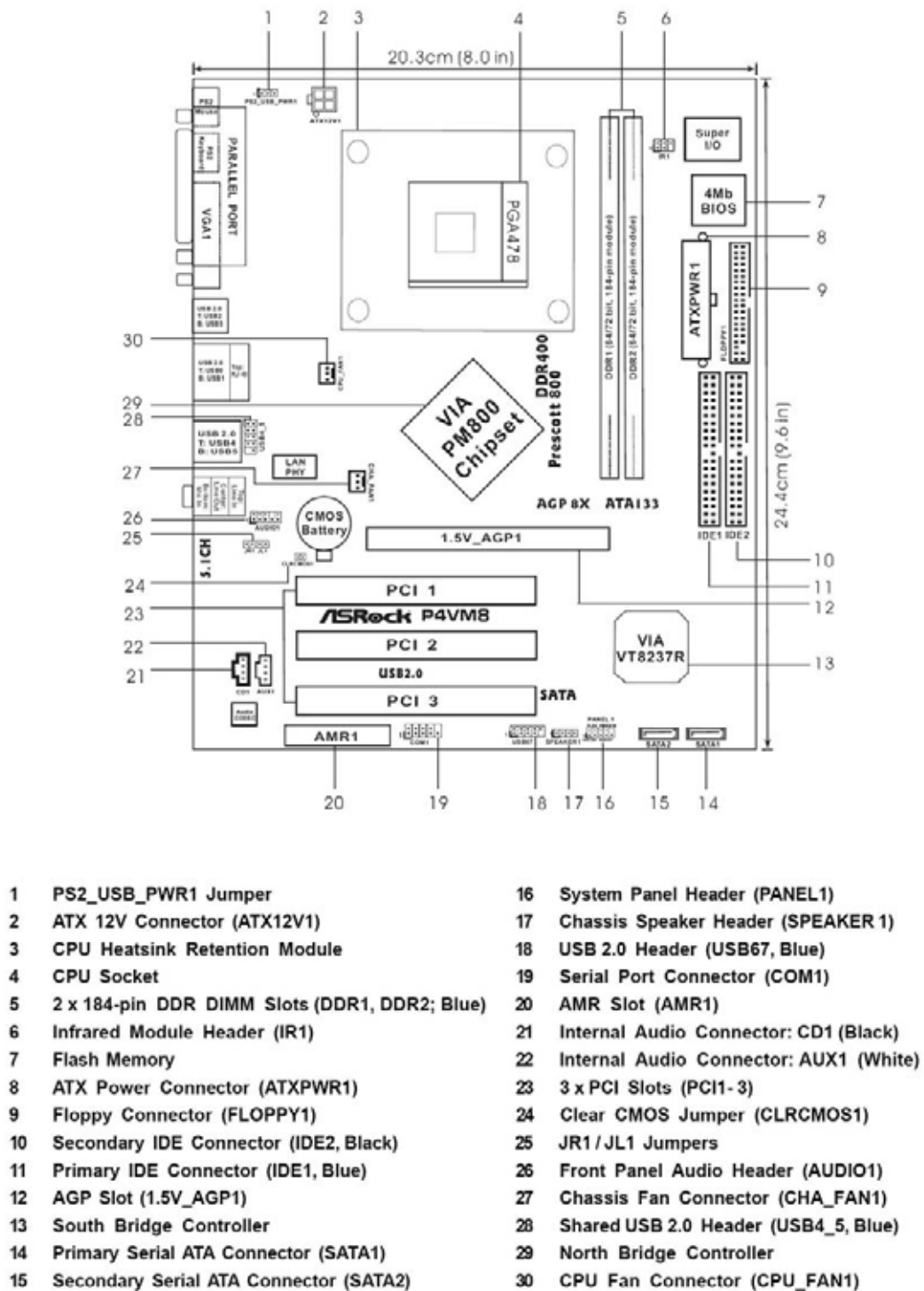


Fig. 5.1 – Placa-mãe P4VM8 das AsRock, extraído no manual do fabricante, mantido as nomenclaturas originais.

Esta placa também possui facilidades que contribuíram para o projeto: na inicialização não requer a presença de monitor e teclado, uma característica de placas-mães modernas, presença de conector SATA, o que representa aumento de desempenho na leitura/escrita de dados, e suporte para memória RAM do tipo DDR-

400 MHz, o que na época de execução da etapa do projeto representava um dos modelos mais avançados. As Figuras 5.2 e 5.3 mostram o gabinete construído para abrigar os componentes da estação de controle. Foi construído com chapas de alumínio, visando diminuir o peso final, cujas dimensões são: 26 x 22 x 6 cm.



Fig. 5.2 – Foto da Estação de Controle, vista Externa.



Fig. 5.3 – Foto da Estação de Controle, vista Interna.

O processador utilizado é um Celeron D 2,8 GHz (16 kB de memória cache L1,

256 kB de L2, barramento de comunicação externo FSB de 533 MHz, tecnologia 90 nanômetros).

Como sistema de armazenamento de dados optou-se por um disco rígido de 120 GB da Segate, com conexão SATA e 7.200 rpm, possibilitando acesso rápido. A memória é um pente de 512 MB do tipo DDR-400 MHz.

5.2. O Eletroestimulador Neuromuscular

O estimulador neuromuscular é de 10 canais, microcontrolado, com forma de onda de corrente de estimulação bifásica retangular com carga balanceada. Foi empregada a modulação por largura de pulso, devido sua simplicidade de implementação com circuitos eletrônicos digitais. Os parâmetros de estimulação são enviados pela estação de controle, sendo definidos pelo computador, especificamente por um programa gerado em Visual Basic, em função dos sinais produzidos pelo módulo de monitoramento. O programa poderá alterar a rotina de eletroestimulação do paciente, objetivando melhorar a performance da marcha conforme o progresso individual verificado no tratamento fisioterápico. O envio dos dados ao estimulador é por meio de porta USB do computador, visando à portabilidade do subsistema acoplado ao paciente.

O eletroestimulador é constituído por três blocos: conversor *flyback*, microcontrolador e circuito formador de onda. Um *software* controla o funcionamento do eletroestimulador.

O primeiro é responsável em produzir o nível de tensão adequado para eletroestimulação neuromuscular, que é de cerca de 100 V, a partir da tensão de alimentação de 12 V.

O segundo bloco é responsável por receber os parâmetros da onda, via porta USB, e produzir os sinais correspondentes a eles para o terceiro bloco, o formador de onda.

O formador de onda fornece isolamento elétrica entre os circuitos que produzem dois níveis diferentes de tensão (5 V no MCU e 100 V no espelho de corrente) e a

partir de sinais de 5 V produz e formata sinais de ± 100 V.

A Figura 5.4 ilustra o circuito do estimulador neuromuscular implementado.

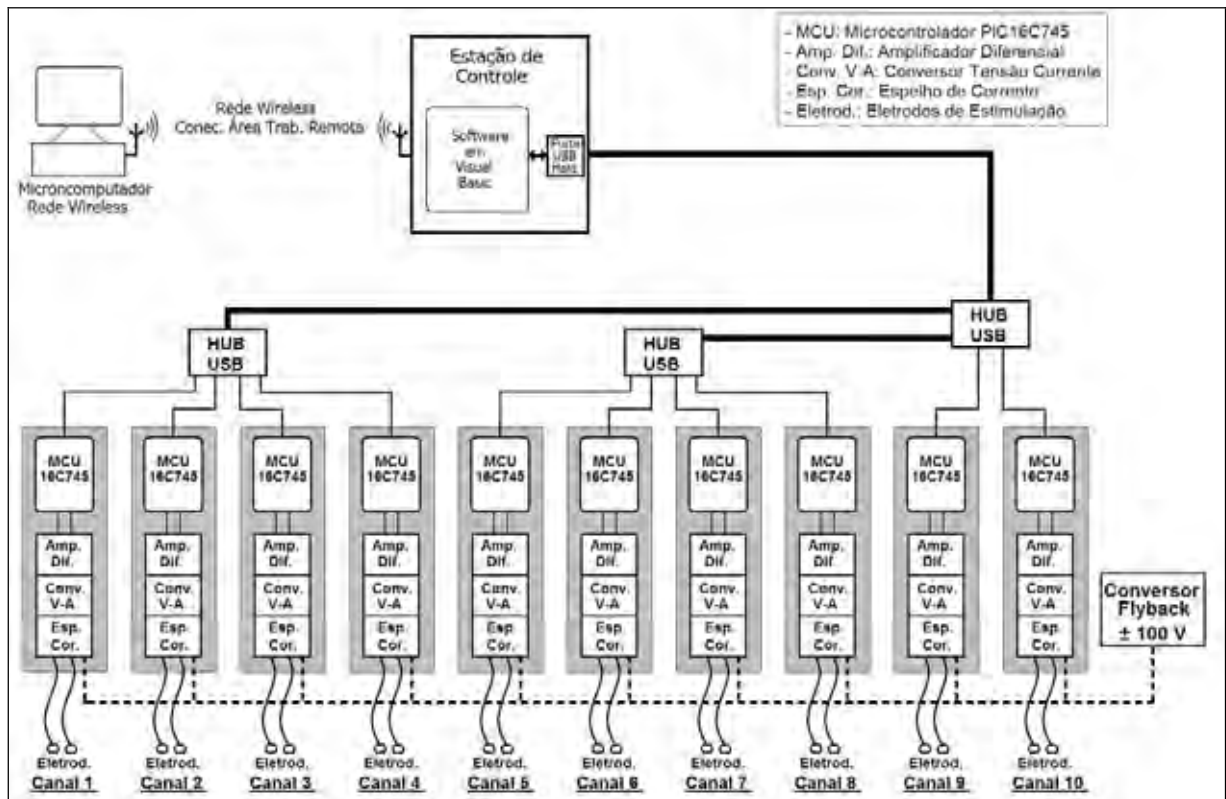


Fig. 5.4 – Ilustração dos componentes do Eletroestimulador.

5.2.1. O Conversor Flyback

Este conversor foi desenvolvido inicialmente através de simulações, utilizando-se o *software* Schematics, da plataforma Orcad 9.2, da Cadence Design Systems.

Apesar da biblioteca do *software* Schematics ser bem extensa, não são todos os componentes que nela estão inseridos. Assim, para a simulação do circuito, é comum se utilizar componentes similares e não os utilizados na prática. Para simples simulação, a alimentação do conversor é realizada em 24 V, o que não influi nos resultados práticos, por causa dos potenciômetros de regulação implementados.

A Figura 5.5 mostra o circuito montado no Schematics para o conversor *Flyback*. Os fatores de acoplamento do transformador são inseridos através de K7. Os resistores R48 (2 k Ω) e R17 (5 k Ω) formam um potenciômetro que possibilitam o ajuste da tensão de saída do conversor, que na simulação está com valores maiores que o estipulado em projeto (120 V em vez de 100 V). Para este ajuste, a tensão na saída do terceiro enrolamento é monitorada (R43) e comparada pelo controlador

PWM com a tensão de referência (5,1 V neste caso).

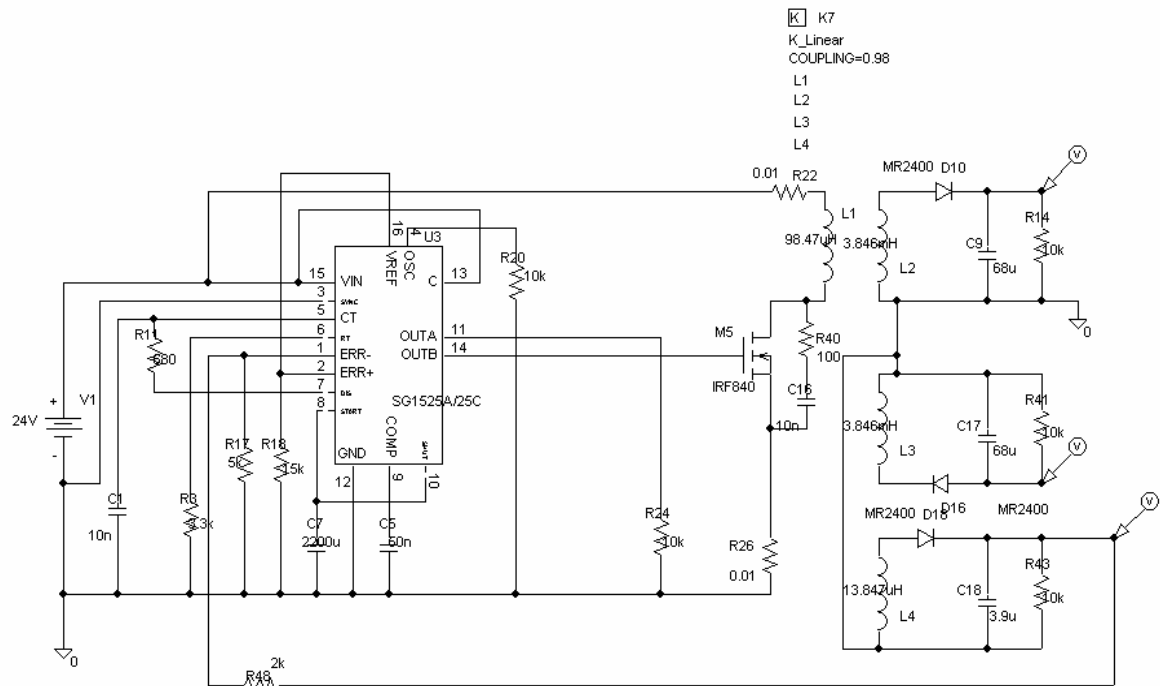


Fig. 5.5 – Circuito construído no Schematics.

A Figura 5.6 mostra os valores de tensão, estipulados pela simulação, nas três saídas do conversor, em função do tempo.

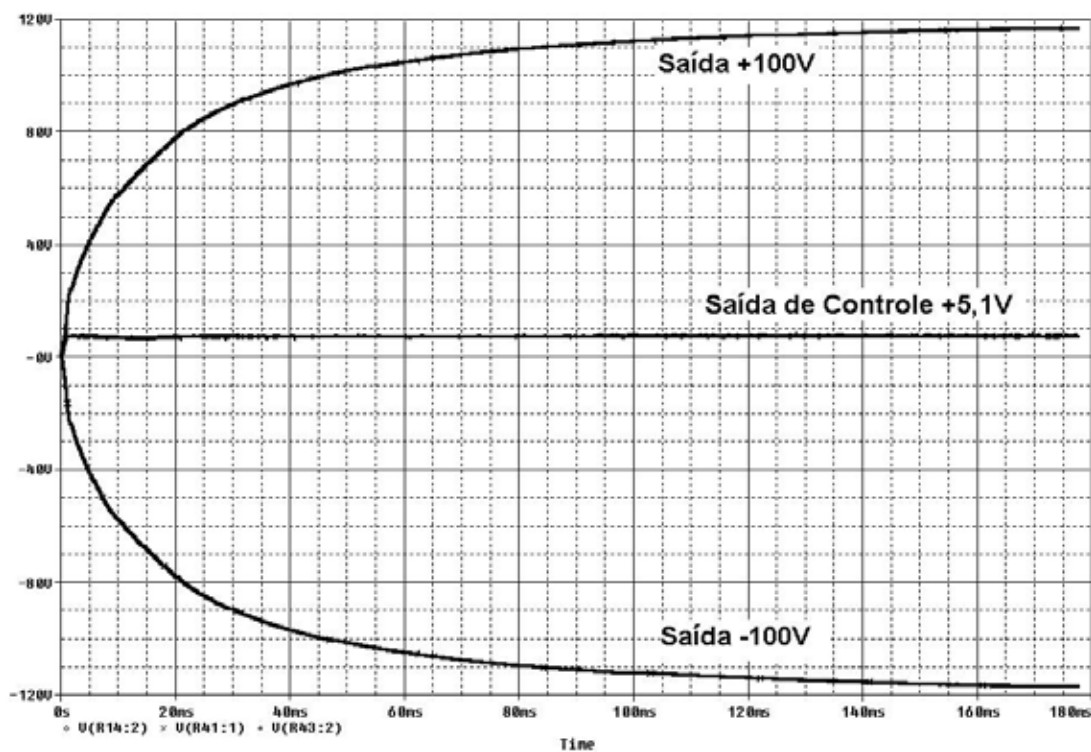


Fig. 5.6 – Resultado da Simulação do Circuito, três tensões de saída do conversor *Flyback*.

5.2.2. O Circuito Formador de Onda

Este circuito é um derivado do eletroestimulador proposto por Han-Chag Wu *et al.*^[4], onde são consideradas as questões de isolação entre as tensões de $\pm 100\text{V}$ e os pulsos digitais que são formados pelo microcontrolador.

Cada canal do eletroestimulador possui um circuito formador de onda, que está baseado em três circuitos: um amplificador diferencial, dois conversores tensão-corrente e dois espelhos de corrente de Wilson. O circuito simulado no Schematics é mostrado na Figura 5.7, onde R3 representa a carga, ou seja, o músculo a ser estimulado, englobando também a conexão pele+eletrodo. A forma de onda produzida é mostrada na Figura 5.8, e a corrente, limitada pelo espelho de corrente, que circulará no eletrodo de estimulação é mostrada na Figura 5.9.

O amplificador diferencial é utilizado para formar uma onda bifásica a partir de sinais monofásicos enviados pelo microcontrolador, desta forma, somente dois pinos do MCU são utilizados. Os sinais do MCU na Figura 5.7 são representados pelas fontes de tensão V21 e V22.

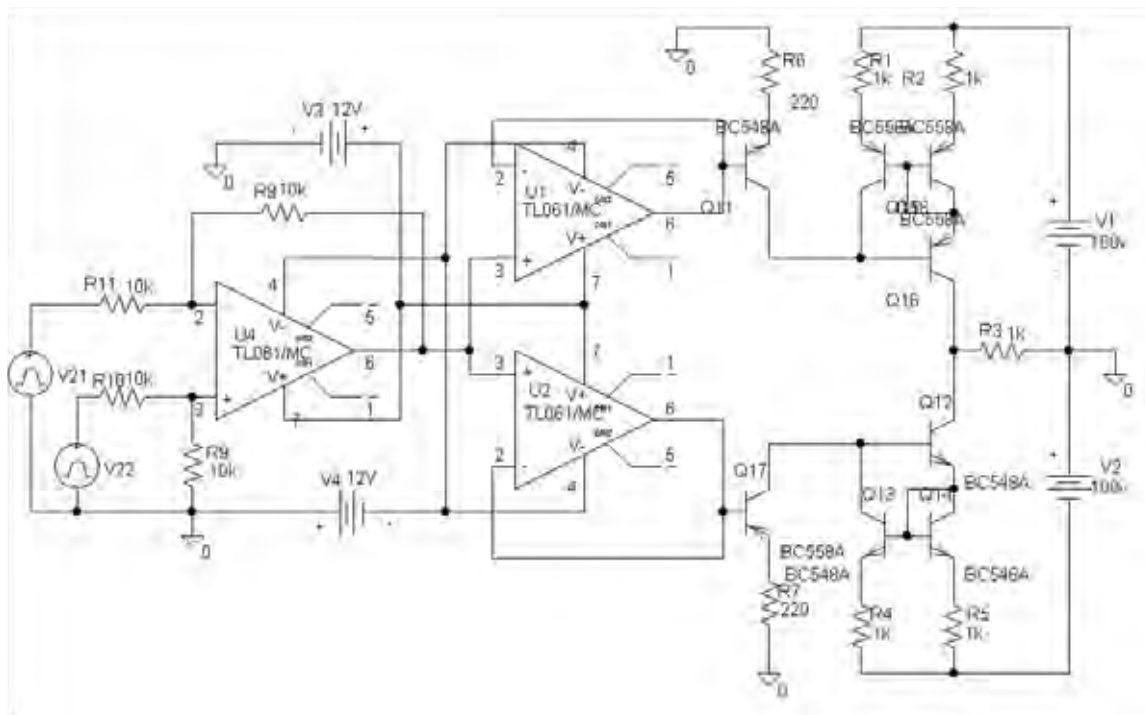


Fig. 5.7 – Circuito formador de onda simulado.

O conversor tensão-corrente determina a corrente que será imposta no espelho, consequentemente a corrente imposta sobre os eletrodos. Esta corrente é

determinada pelos resistores R6 e R7 da Figura 5.7. Os dois conversores de canal recebem o mesmo sinal do amplificador diferencial, porém na saída de cada um há um transistor diferente. Para o U1, fase positiva da onda, é utilizado um transistor NPN (Q11), e para U2, fase negativa da onda, PNP (Q17), que só conduziram em uma fase da onda formada no amplificador diferencial.

O espelho de Wilson é formado por três transistores, e sua função é conhecida pela literatura especializada em eletrônica^[5]. A corrente imposta pelo conversor tensão corrente será aplicada em um lado do espelho (Q13, por exemplo) é refletida para o outro lado do espelho (Q12 e Q14, por exemplo), independente da tensão aplicada do outro lado, dentro dos limites do circuito. Para assegurar o bloqueio de tensão reversa aplicada sobre este TBJ foi utilizado os transistores 2N6520 e 2N6517, com tensão reversa máxima de 350 V, e corrente de coletor máxima de 500 mA.

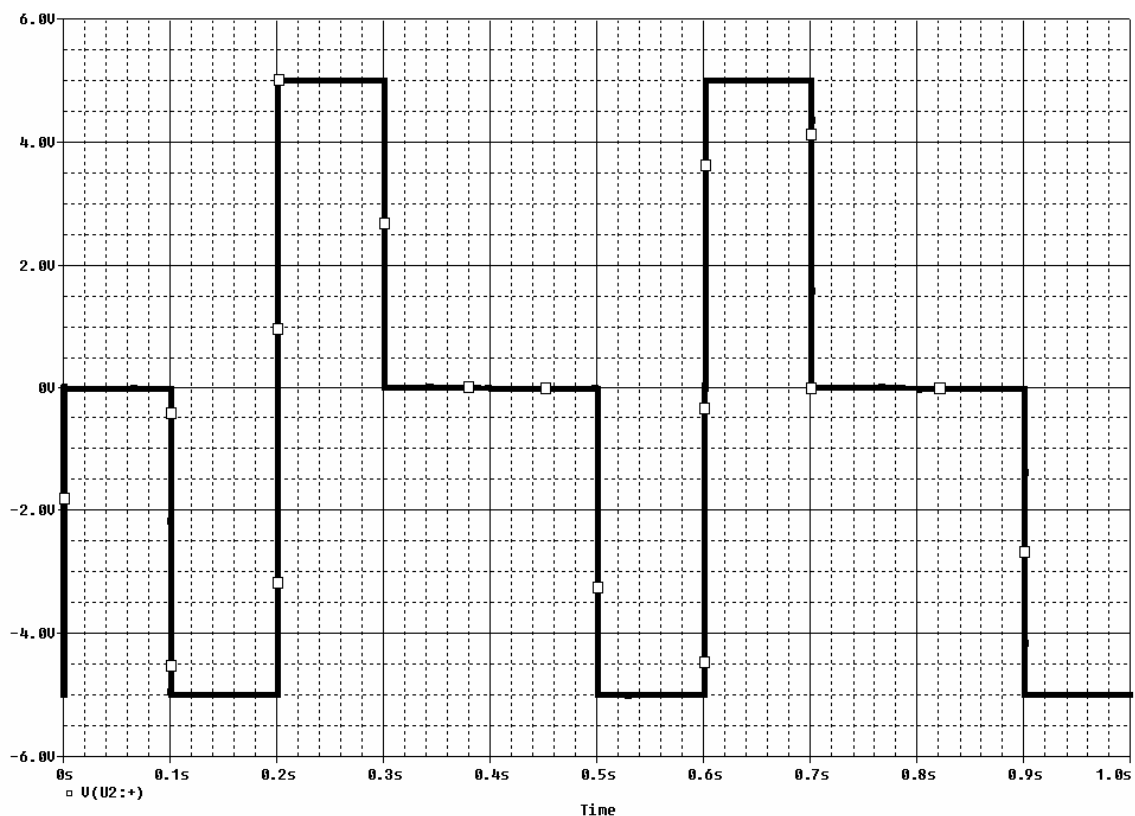


Fig. 5.8 – Forma de onda na saída do amplificador diferencial.

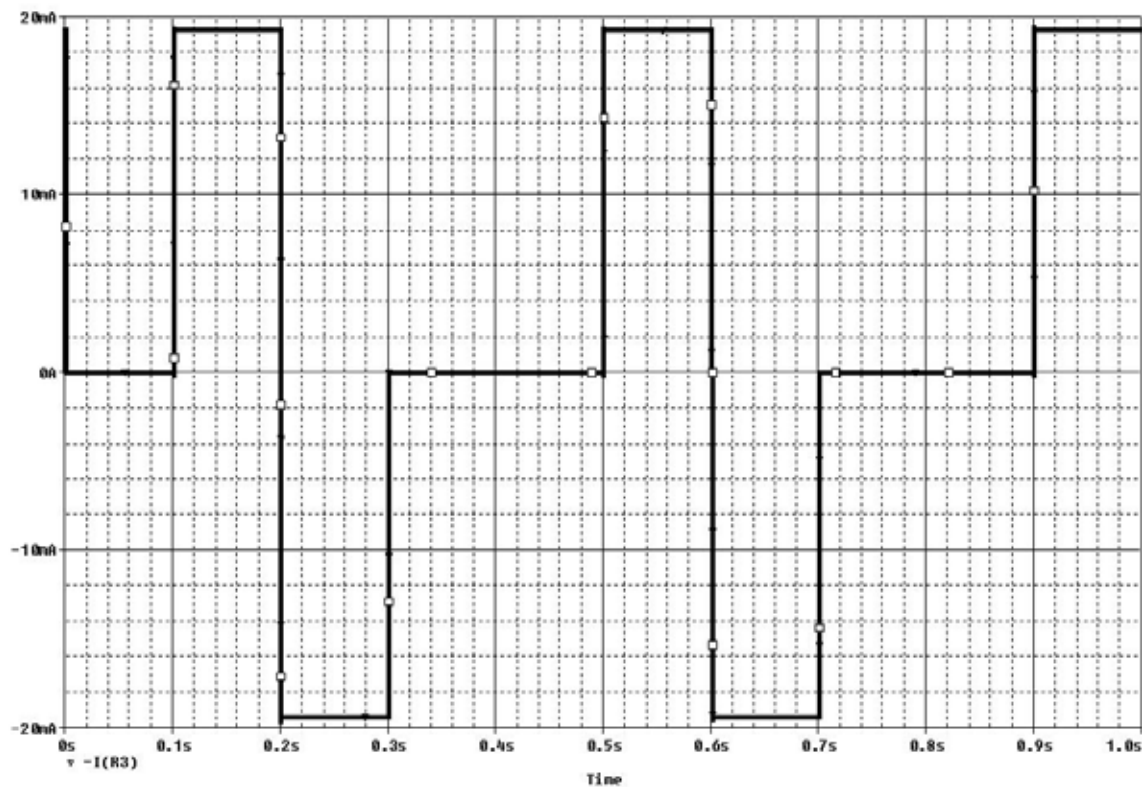


Fig. 5.9 – Corrente imposta na saída dos espelhos de corrente.

5.2.3. O Microcontrolador

O MCU utilizado no eletroestimulador é o PIC16C745, que recebe os parâmetros da forma de onda da estação de controle através da porta USB. Devido à falta de suporte do software MikroBasic a este tipo de porta neste MCU, as rotinas implementadas no MCU foram desenvolvidas em *Assembly*, no MPLAB IDE. O circuito implementado é mostrado na Figura 5.4.

Foram definidos 5 parâmetros para a forma de onda, seguindo a ilustração da Figura 5.10:

- ☒ Número de Pulsos de Rampa: de 1 a 8 pulsos para a rampa podem ser declarados neste parâmetro, e são utilizados na rampa de subida e de descida, isto é, na região RS e RD da Figura 5.10.
- ☒ Número de pulsos de patamar: de 1 a 255 pulsos pode ser definidos da região Pat.
- ☒ Número de pulsos de OFF: de 1 a 255 pulsos em que não há sinal pulsos, região Pulsos Off.

- ☑ Tempo ON: determina a largura de pulso do patamar. Subdivisões desta largura são utilizadas na rampa de subida e na da descida.
- ☑ Tempo Inter-Pulso: determina o tempo entre um pulso positivo e outro negativo, IP na Figura 5.10.

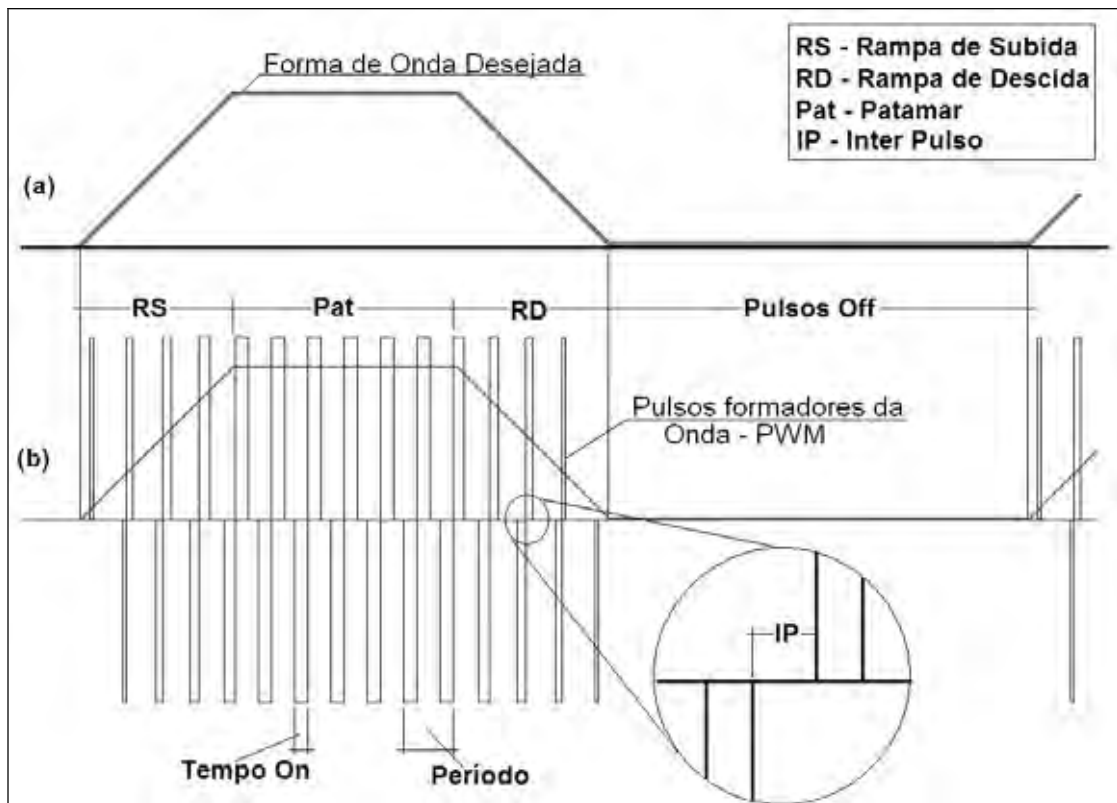


Fig. 5.10 – Forma de Onda Construída pelo Eletroestimulador, na saída de cada canal.

A frequência entre os pulsos é fixa e determinada pelo Timer1 do PIC16C745, determinando o valor de Período na Figura 5.10. É importante notar que o valor de Período é fixo, assim com o valor de IP, tanto na Rampa de Subida como no Patamar, ou mesmo na Rampa de Descida. O valor de Período com o de Número de Pulsos Off determinaram a duração de Pulsos Off.

A função específica dos Pulsos Off, além de possibilitar descanso para o músculo, pode ser utilizado com intervalo de tempo dentro de um sistema de geração de movimentos, assim músculos diferentes podem ser estimulados a fim de produzir um movimento harmonioso (marcha ou outra seqüência de movimentos). Este seqüência de movimentos precisa ser gerenciada por um software de controle, que atuaria diretamente nos parâmetros da forma de onda.

Cada MCU que compõem o eletroestimulador é identificado na porta USB.

Em comparação com outros trabalhos publicados e que abrangem este tipo de equipamento, as rotinas implementadas são mais simples e com menor número de recursos, porém funcional. A Figura 5.11 mostra uma foto do Eletroestimulador implementado.

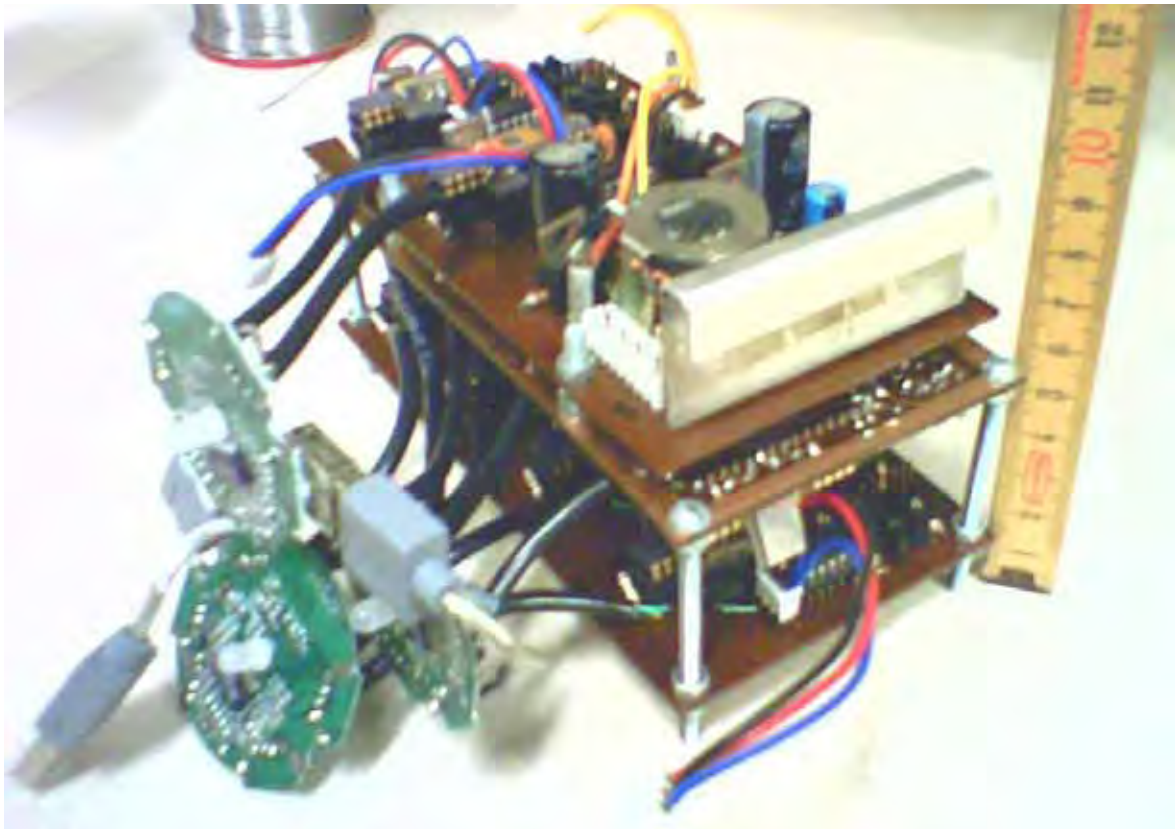


Fig. 5.11 – Foto do Eletroestimulador.

5.2.4. O Software de Controle do Eletroestimulador

O *software* implementado para controlar o eletroestimulador foi desenvolvido em Visual Basic 6.0 da Microsoft, se utilizando do *ActiveX* HIDComm da Microchip.

A princípio iniciou-se o estudo do Visual C++ 6.0, porém dificuldades em encontrar livros e apostilas que abrangessem os conhecimentos necessários para o projeto levaram a troca da linguagem, o que resultou em um avanço mais rápido na pesquisa. Alguns exemplos foram encontrados na Internet^[6,7].

O *software* é capaz de selecionar qualquer um dos dez microcontroladores que compõem o eletroestimulador, com acesso direto a cada um deles, independentemente em que porta USB esteja conectado o eletroestimulador. Esta

função é desempenhada pelo botão Escolher Microcontrolador.

Os parâmetros de cada canal de estimulação são indicados em caixas de texto, que devem ser inseridos de forma direta, respeitando os valores que cada um pode receber. Caso o canal de estimulação deva interromper a estimulação, o botão Parar deve ser pressionado, assim o software envia um sinal ao MCU que interrompe a sequência de pulsos. A Figura 5.12 mostra uma tela do *software* implementado.

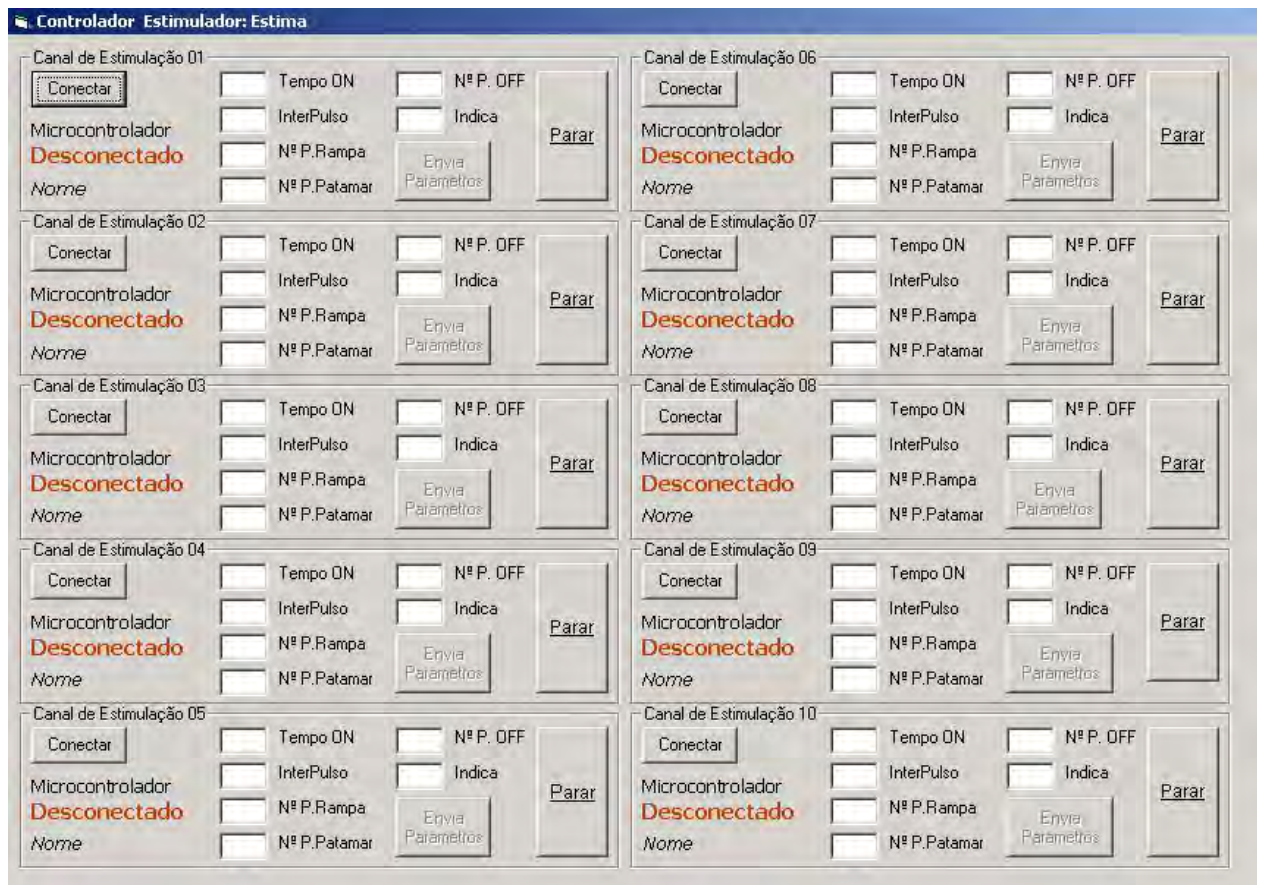


Fig. 5.12 – Tela do Software implementado em Visual Basic.

5.3. O Módulo de Monitoramento

O módulo de monitoramento é constituído por sensores de força, eletrogoniômetros, eletromiógrafos, medidor de pressão arterial e de frequência cardíaca. Os sinais produzidos pelo módulo de monitoramento são conectados à placa-mãe da estação de controle via interface USB/serial. Sinais de pressão arterial e frequência cardíaca podem ser monitorados, com o intuito de preservar a integridade do paciente, uma vez que hemiplégicos apresentam quadro de

hipertensão arterial, na maioria dos casos.

5.3.1. Sensores de Força

Os sensores de força foram projetados para serem inseridos em palmilhas. Este projeto foi realizado em conjunto com o mestrando Marcelo Sanches, cuja Dissertação de Mestrado aborda a determinação da distribuição de peso na região plantar de pacientes hemiplégicos e correlação com a Escala de Equilíbrio de Berg.

Alguns circuitos de condicionamento e estruturas dos sensores foram inicialmente idealizados pelo Prof. Dr. Uender da Costa Faria^[8] (UNIDERP/MS) que também desenvolveu sua Tese de Doutorado no Laboratório de Sensores, do Departamento de Engenharia Elétrica, da UNESP, Campus de Ilha Solteira/FEIS/UNESP.

O sistema dos sensores de força dos pés implementado é constituído por extensômetros metálicos, circuitos de condicionamento de sinais, um microcontrolador com porta USB e um programa elaborado em Visual Basic, permite monitorar a distribuição de forças na região plantar. A Figura 5.13 mostra o diagrama de blocos deste sistema.

Os transdutores implementados para monitorar a distribuição de forças exercidas na região plantar de pacientes são células de carga, construídas com extensômetros metálicos que foram alojados em palmilhas.

O modelo das palmilhas e o posicionamento dos sensores foram escolhidos com base na literatura e considerando as opiniões de profissionais da área de saúde, mais especificamente, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. Em cada palmilha instalou-se quatro transdutores, que foram posicionados nas áreas onde há maior descarga do peso do paciente.

Na grande maioria dos trabalhos^[9,10,11,12,13,] as regiões do calcânhar, metatarso 1, metatarso 5 e hálux ou, mais especificamente, as falanges distais do hálux, cabeça do metatarso 1, cabeça do metatarso 5 e tuberosidade do calcâneo são as regiões escolhidas para localização dos transdutores. A Figura 5.14 mostra a palmilha com o sensores localizados.

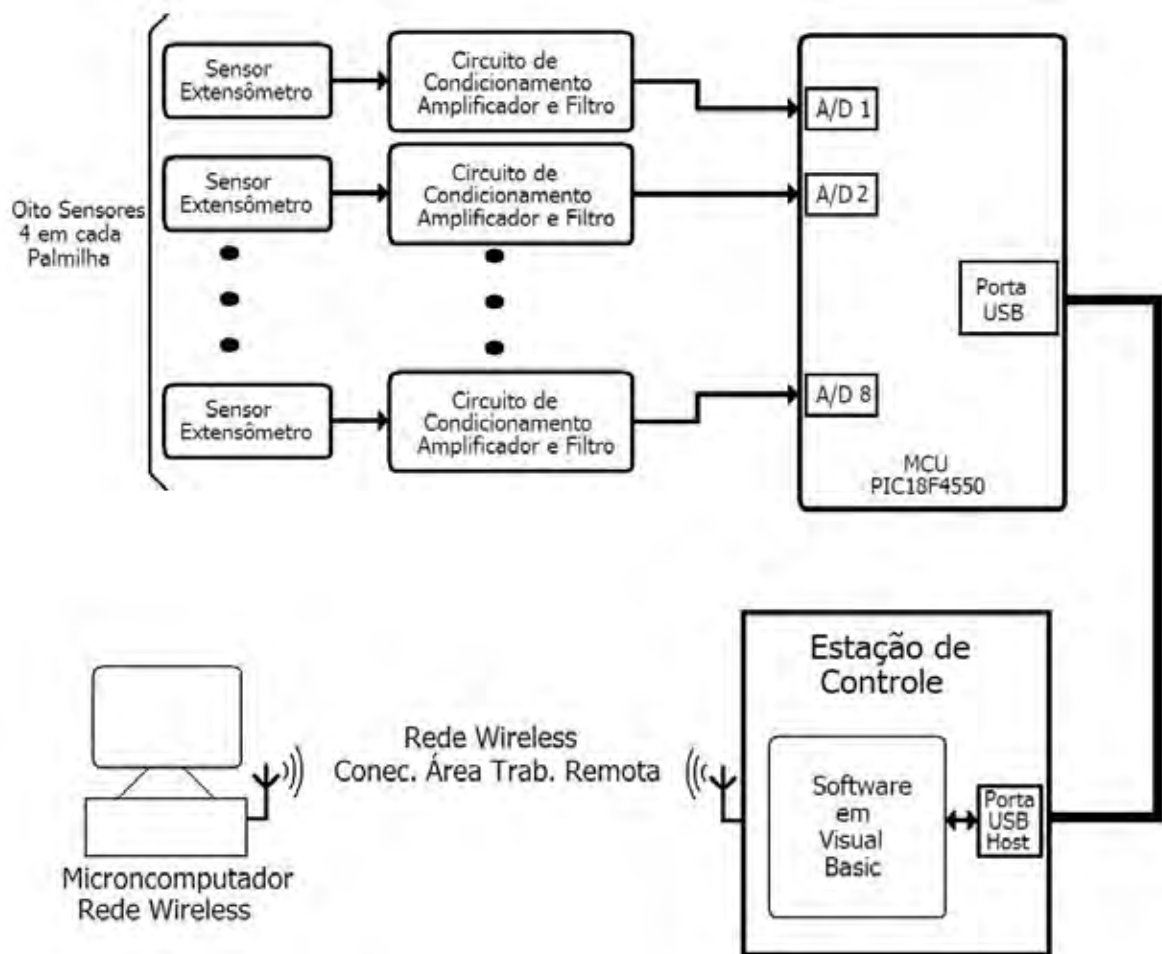


Fig. 5.13 - Diagrama de blocos do sistema de sensores de força implementado.

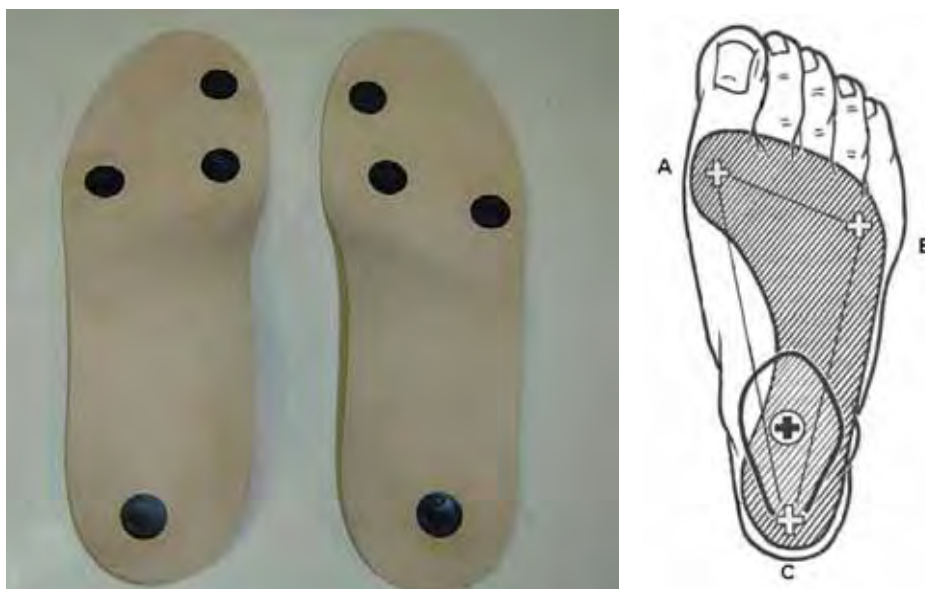


Fig. 5.14 – Localização dos transdutores em uma palmilha baseado pelos pontos de aplicação de força do pé.

Harris *et al.*^[14] verificaram que nestas regiões há uma maior concentração de esforços, na proporção, respectivamente de 30%, 11%, 14% e 12% do peso do

corpo. Considerando uma pessoa com massa corpórea de 100 kg, ou seja, aproximadamente 980 N, a força máxima a ser exercida na região do calcanhar será de 294 N, na região do metatarso 1, de 108 N, no metatarso 5, de 137 N e na região do hálux de 118 N, isto na condição mais crítica, quando um dos membros está em balanço, ou seja, todo o esforço está concentrado em apenas um membro. Já na condição de duplo apoio, a distribuição de pesos, em uma pessoa normal, será a metade dos valores citados.

As células de carga foram fabricadas em aço inox do tipo 15-5PH, e construídas com extensômetros metálicos da Excel, modelos TA-09-228CA-350-S e PA-09-228CA-350-L, mostrado na Figura 5.15, do tipo diafragma.

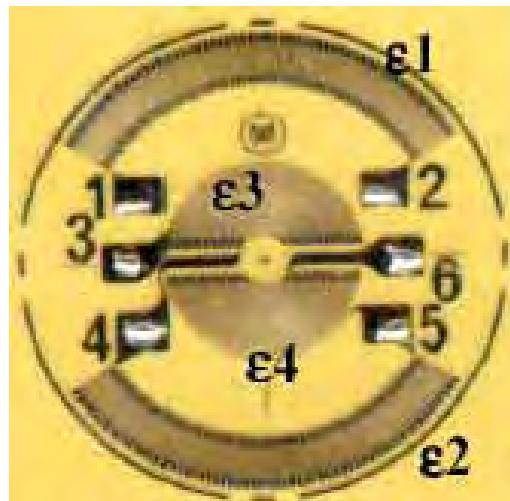


Fig. 5.15 - Extensômetro tipo diafragma.

A célula é composta por: Aplicador, Diafragma (onde é colado o extensômetro), camisa, e Base. A Figura 5.16 mostra a ilustração dos componentes de uma célula, a Figura 5.17 mostra uma foto dos quatro componentes em separado e, a Figura 5.18 a célula montada, pronta para uso.

O aplicador fica em contato com o pé do paciente, e possui a parte superior uma superfície abaulada, para que a força aplicada sobre o mesmo convirja para o centro. Na sua parte inferior ele possui um *botom*, uma área circular e saliente, localizada no centro, responsável por transferir a força no centro do diafragma em um único ponto, de forma concêntrica. O *botom* possibilita repetibilidade na deformação do diafragma e do extensômetro.

Por possuir o extensômetro, o diafragma é a parte mais importante da célula,

suas dimensões influem diretamente na faixa dinâmica da célula de carga.

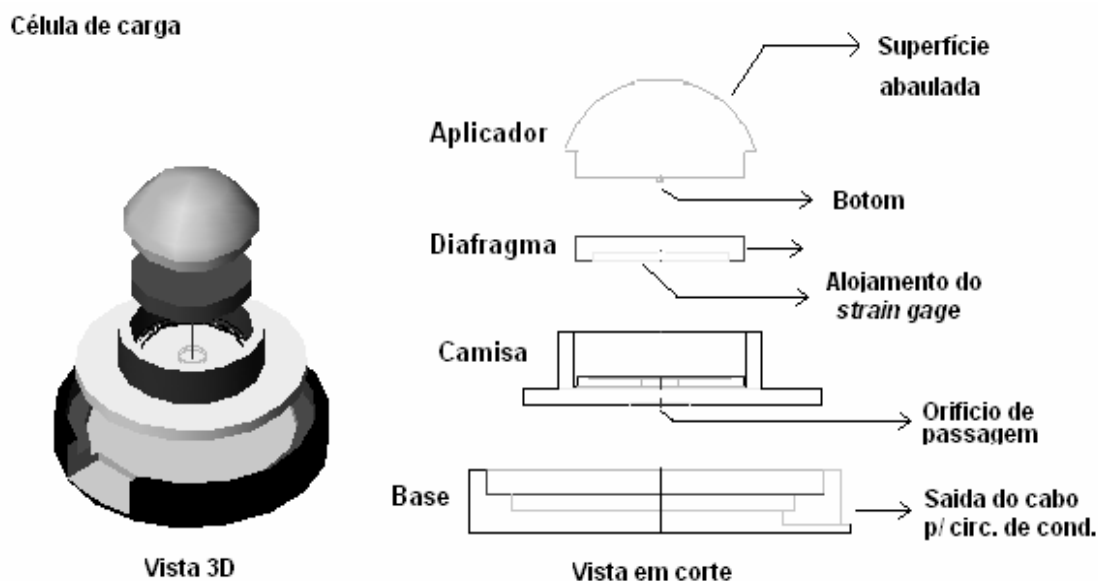


Fig. 5.16 - Vista 3D e os componentes em corte da célula de carga.



Fig. 5.17 – Foto das peças constituintes da célula de carga.

A camisa serve para alojar o diafragma e guiar o aplicador, garantindo que o mesmo toque o diafragma sempre no mesmo ponto.

A base tem a função de aumentar a área de apoio da célula para que esta não afunde no calçado e a de proteger as conexões feitas com os terminais dos extensômetros.

Cada célula de carga foi calculada de modo a garantir que o diafragma e o extensômetro sempre trabalhem na região elástica de deformação mecânica.

Os extensômetros são conectados em ponte de Wheatstone completa, o que permite maior sensibilidade, com compensação de variações de temperatura. Como mostra a Figura 5.19.



Fig. 5.18 – Foto da célula de carga montada.

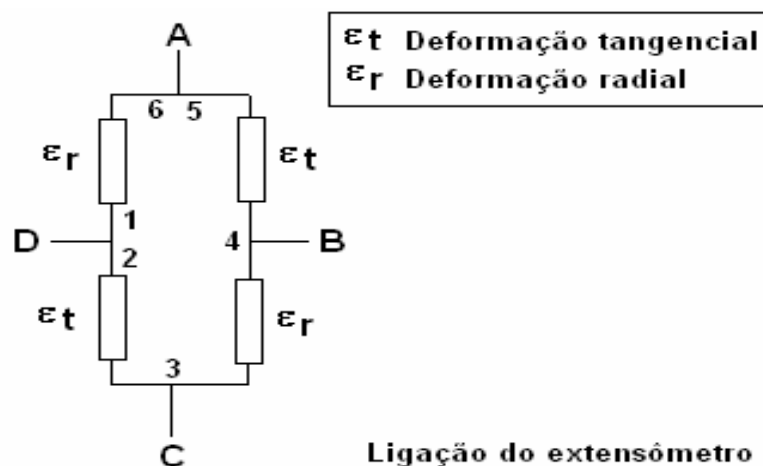


Fig. 5.19 – Conexão elétrica dos extensômetros.

Para realizar projeto da célula de carga foi estabelecido 1000 N, como peso máximo do paciente. O diâmetro interno do diafragma foi definido a partir do menor extensômetro encontrado que atendia as necessidades de projeto. Este tipo de extensômetro não pode ter uma deformação no centro, maior que 25% do diâmetro do diafragma, calculado para garantir que o mesmo tenha uma resposta linear^[15].

Através das expressões desenvolvidas por Faria^[8,9], foram gerados gráficos, nos quais se encontram dados necessários para a confecção de um diafragma. Nos gráficos têm-se informações sobre o diâmetro do diafragma, força normal máxima, coeficiente de segurança em relação à força normal, e a porcentagem, que é a relação entre a maior deformação no centro (flecha máxima) e o diâmetro do diafragma.

5.3.1.1. Cálculo do Diafragma do Transdutor do Calcanhar

Considerando um peso máximo a ser medido de 300 N.

Dados: $P = 300 \text{ N}$ (Força), $a = 8 \text{ mm}$ (Diâmetro interno do diafragma), e $b=c=x = 0,5\text{mm}$ (Diâmetro do *Botom*).

Aço inox (15-5PH): $E = 196.500,38 \text{ N/mm}^2$ (módulo de elasticidade),
 $\tau_{adm} = 668,79 \text{ N/mm}^2$ (Tensão de cisalhamento máxima admissível),
 $\sigma_{adm} = 1.068,69 \text{ N/mm}^2$ (Tensão normal máxima admissível).

Os resultados foram reunidos em um gráfico gerado no MATLAB, mostrado na Figura 5.20.

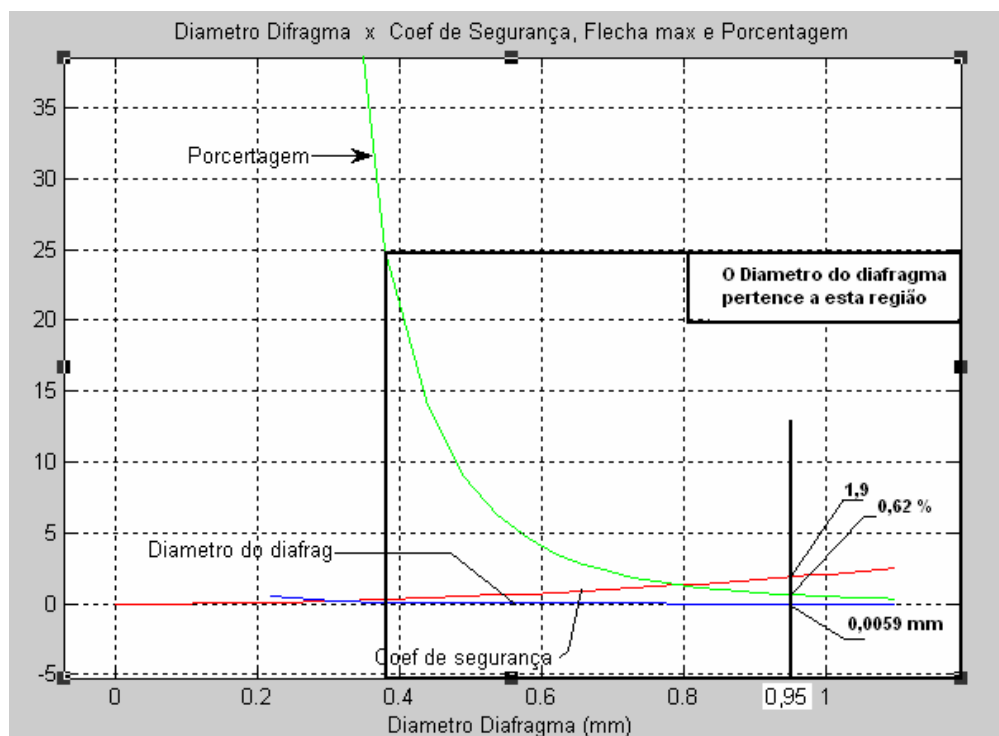


Fig. 5.20 – Dados do diafragma do transdutor do calcanhar (300 N).

Analisando o gráfico da Figura 5.21, observar-se que existe uma faixa de valores que podem ser aceitos para a confecção do diafragma do calcanhar. Foi escolhido um espessura/diâmetro de 0,95 mm, garantindo uma deformação linear do extensômetro, pois se alcança um fator de segurança de 1,9, uma flecha máxima de 0,0059 mm (0,62 % do diâmetro do diafragma), que respeita os parâmetros de projeto. A Figura 5.21 mostra a relação entre o a espessura/diâmetro do diafragma e a tensão normal máxima permitida, considerando o valor escolhido. A Figura 5.22 mostra as dimensões da célula de carga do transdutor do calcanhar.

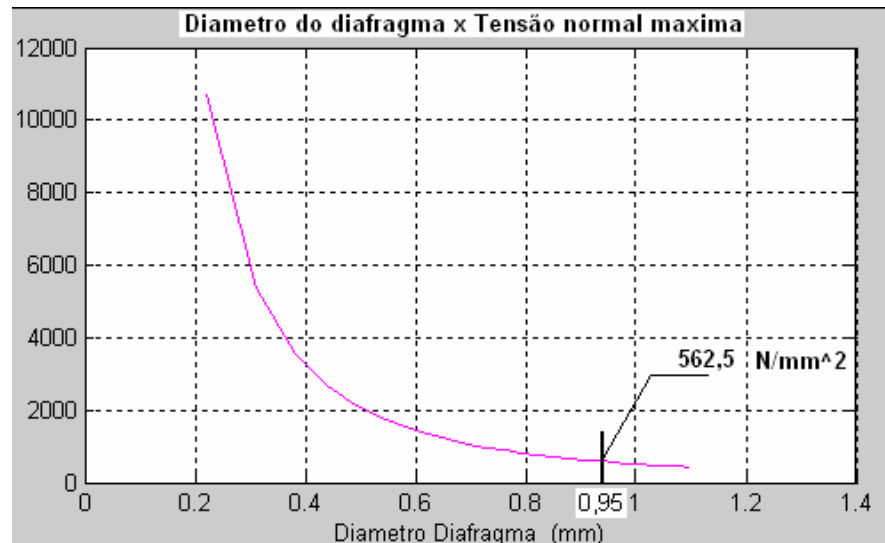


Fig. 5.21 - Tensão normal no diafragma do calcanhar.

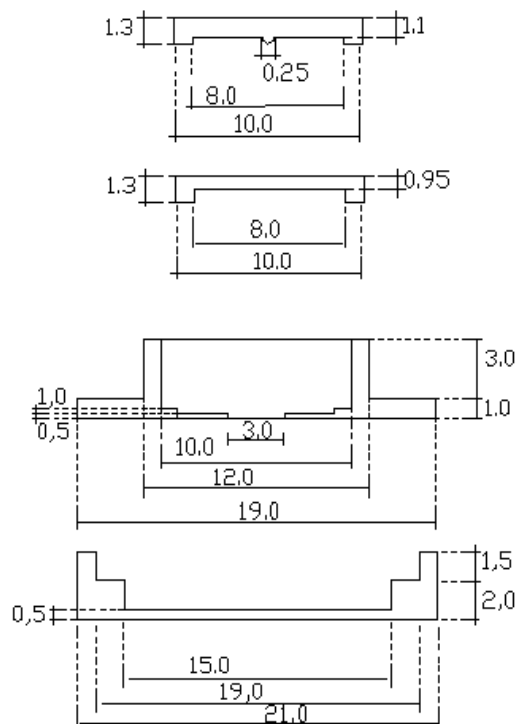


Fig. 5.22 - Dimensões da célula de carga do transdutor do calcanhar.

5.3.1.2. Cálculos do Diafragma dos Transdutores do Hálux, Metatarso 1 e 5

Considerando um peso máximo a ser medido de 150 N.

Dados: $P = 150 \text{ N}$ (Força), $a = 8 \text{ mm}$ (Diâmetro interno do diafragma), $b=c=x=0,5 \text{ mm}$ (Diâmetro do Botom).

Aço inox (15-5PH): $E = 196.500,38 \text{ N/mm}^2$ (módulo de elasticidade),
 $\tau_{adm} = 668,79 \text{ N/mm}^2$ (Tensão de cisalhamento máxima admissível),
 $\sigma_{adm} = 1.068,69 \text{ N/mm}^2$ (Tensão normal máxima admissível).

Com o gráfico da Figura 5.23, com uma faixa de valores aceitáveis para o diafragma do hálux, metatarso 1 e 5, foi escolhido o valor de 0,75 mm, que garante uma deformação linear do extensômetro.

A Figura 5.24 mostra a relação entre o a espessura do diafragma e a tensão normal máxima permitida, considerando o valor escolhido.

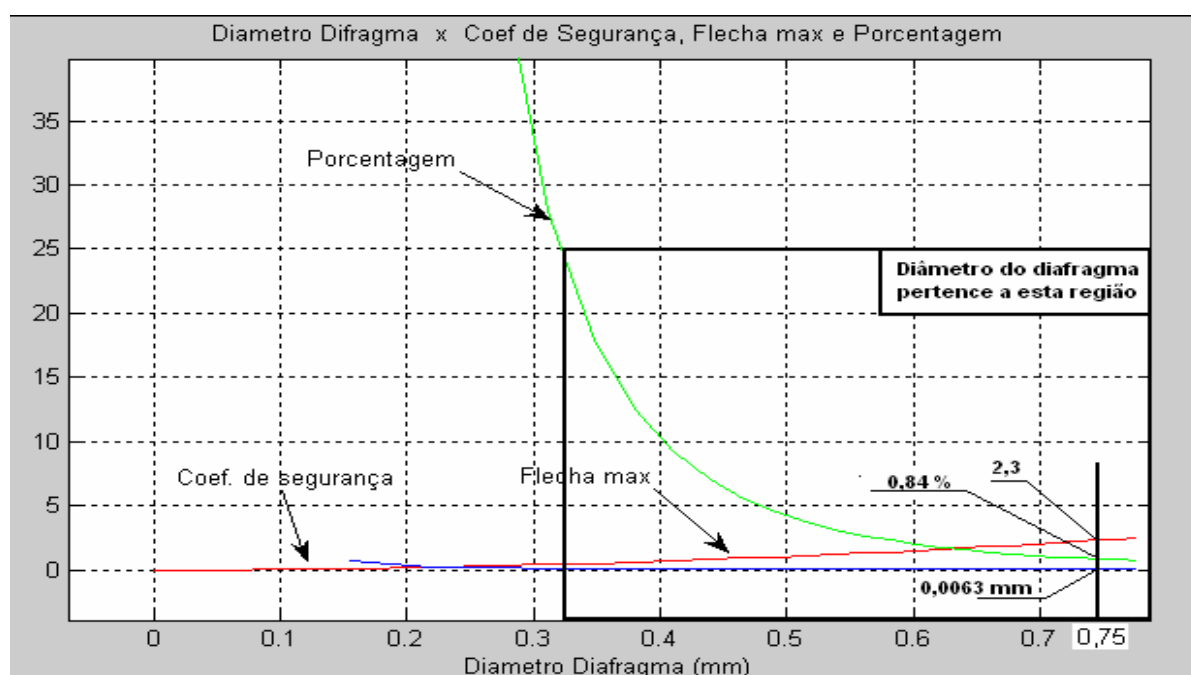


Fig. 5.23 - Dados do diafragma dos transdutores do hálux, metatarso 1 e 5 (150 N).

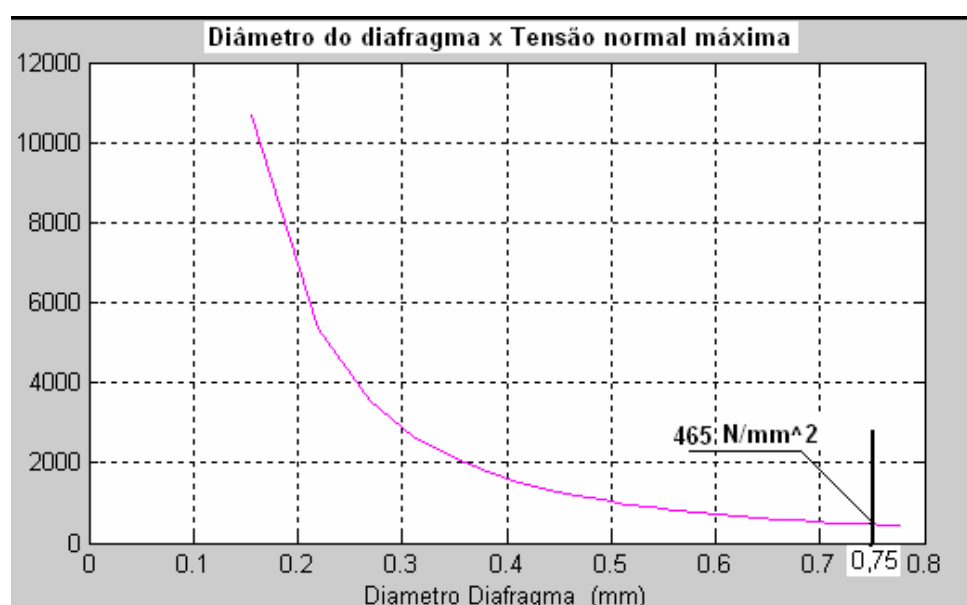


Fig. 5.24 - Tensão normal do diafragma dos transdutores do hálux, metatarso 1 e 5.

Com o valor de 0,75 mm obtém-se um fator de segurança de 2,3, com uma

flecha máxima de 0,0063 mm (0,8 % do diâmetro do diafragma), que respeita os parâmetros de projeto.

A Figura 5.25 mostra as dimensões da célula de carga do transdutor do hálux, metatarso 1 e 5.

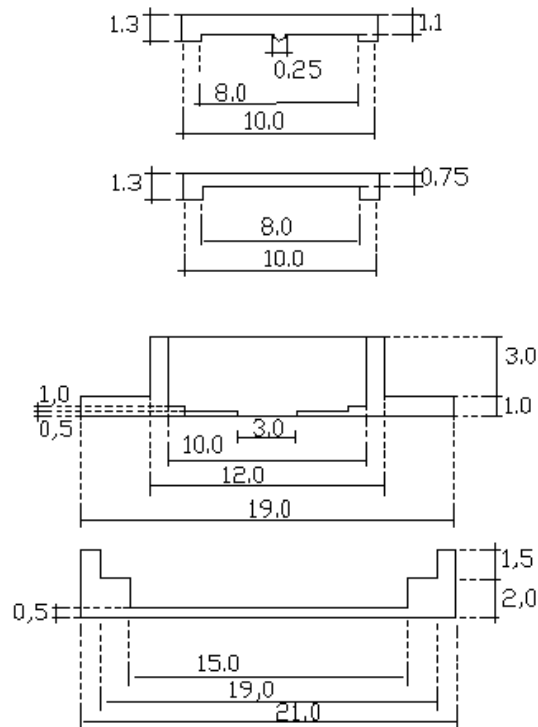


Fig. 5.25 – Dimensões da célula de carga do transdutor do hálux, metatarso 1 e 5.

5.3.1.3. Circuitos de Condicionamento de Sinais para os Extensômetros

O circuito de condicionamento dos sinais produzidos pelos extensômetros é formado por três partes: circuito de alimentação, amplificador e filtro. A conversão A/D e comunicação de sinais realizada pelo microcontrolador, considerada também como condicionamento de sinais, foram implementadas com sub-rotinas do próprio MCU PIC18F4550, utilizando o MikroBasic como compilador de instruções.

O circuito de alimentação do extensômetro mantém constante o nível tensão sobre a ponte de Wheatstone, para que oscilações não sejam interpretadas como variação de força aplicada sobre o sensor.

O circuito amplificador torna “legível” a pequena variação de tensão indicada pela ponte de Wheatstone do extensômetro, amplificando-a para níveis que possam ser convertidos em sinais digitais pelo conversor A/D. Comumente a amplificação é de mV para V.

O filtro “limpa” o sinal DC de ruídos aleatórios/prejudiciais, ou mesmo dos sinais providos da rede elétrica de 60 Hz, sendo então um filtro passa baixa com frequência de corte em torno de 30 Hz.

Circuito de Alimentação: Este circuito recebe alimentação de ± 12 V, e através de CI's reguladores produz a saída de ± 8 V (LM7808 e LM7908), que alimenta os circuitos filtro e amplificador, e 5 V (LM7805) que alimenta extensômetros e o microcontrolador. A Figura 5.26 mostra o esquema elétrico do circuito de alimentação.

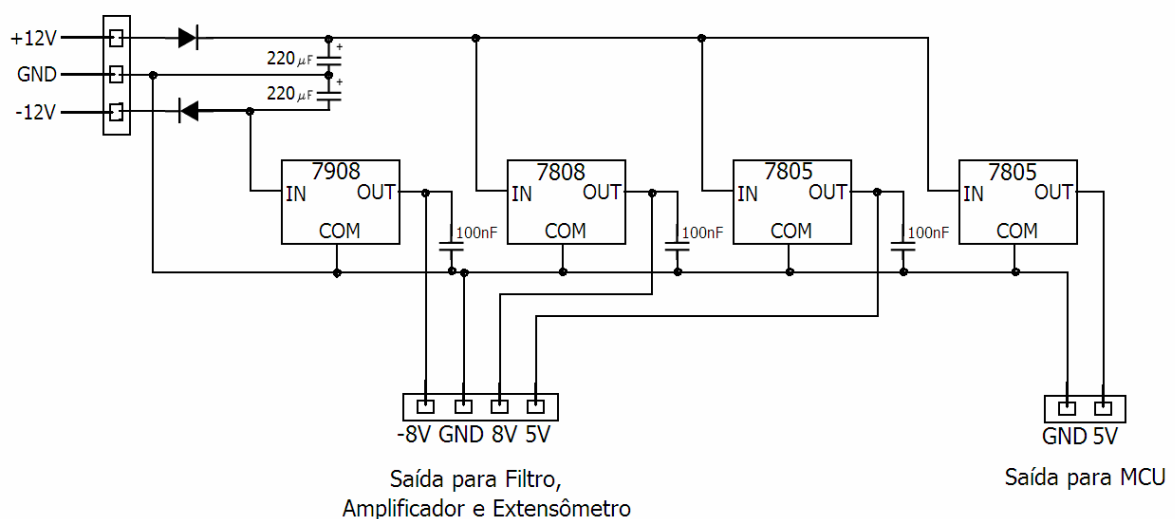


Fig. 5.26 - Esquema elétrico do circuito de alimentação.

Filtro e Amplificador: o circuito de condicionamento é composto por oito canais. Cada sensor, obrigatoriamente será acoplado em seu respectivo canal, pois cada um tem a calibração de acordo com suas características. A Figura 5.27 mostra um circuito com o filtro, amplificador e alimentação para um extensômetro, que também está representado.

Os CI's CI1 e CI2 são na verdade um único CI, o LM6132, que possui dois amplificadores operacionais em um único invólucro, e formam um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de segunda ordem, com uma frequência de corte em aproximadamente 30Hz. A frequência de corte é baixa devido aos sensores fornecerem um sinal DC como resposta a força aplicada, logo qualquer componente AC pode/deve ser desprezada.

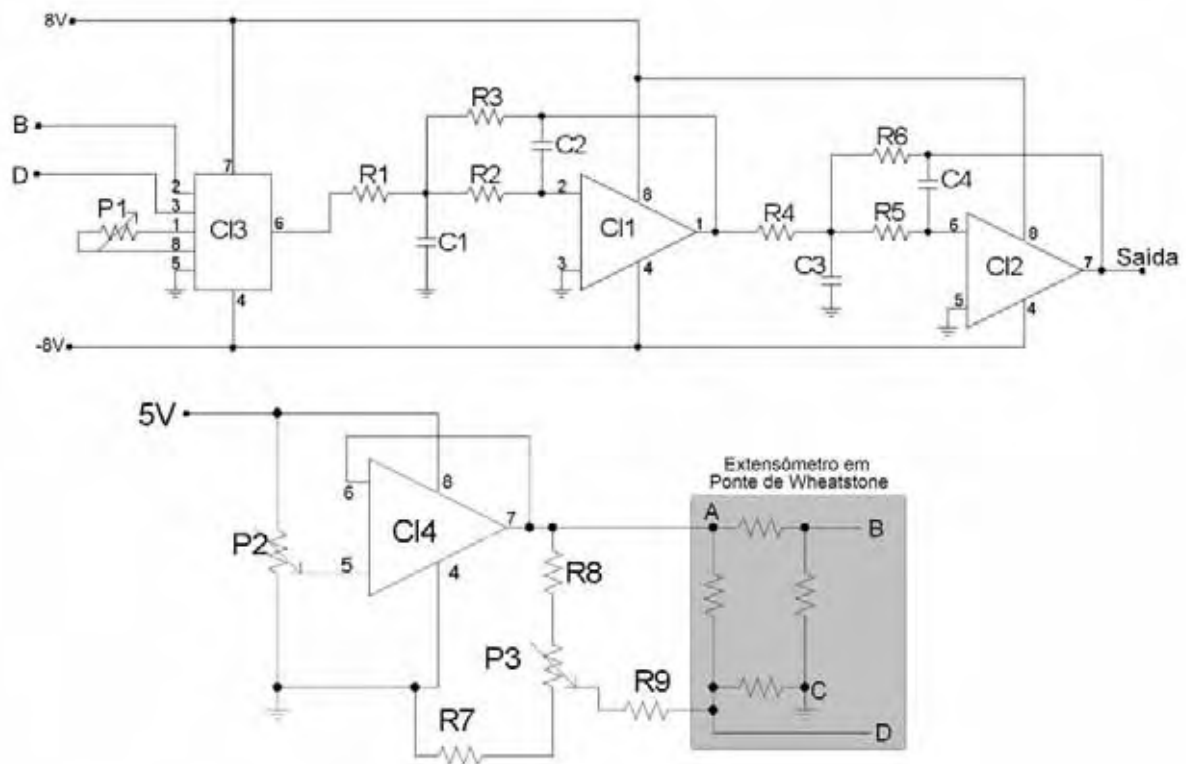


Fig. 5.27 – Circuito esquemático com filtro e amplificador para um extensômetro.

O CI3 é um amplificador de instrumentação INA 118P, que por suas características construtivas, é o tipo de componente mais utilizado para amplificar sinais de pequena amplitude. Este componente em particular tem como características: alto valor de ganho regulável por resistor externo (P1), baixo consumo, e CMRR (rejeição de modo comum) elevado. Por fim o CI4 é um *buffer* para a alimentação do extensômetro, com os arranjos de P2 e P3 calibram-se as tensões de *offset*.

No extensômetro, ao ser aplicada uma força que deforme proporcionalmente o diafragma, tem seus valores de resistência alterados, desequilibrando a ponte de Wheatstone, o que gera uma ddp (diferença de potencial) entre os seus pontos B e D. Esta ddp é proporcional a força, que sendo amplificada e filtrada, depois do sensor devidamente calibrado, variará a 0 V para 0 N a 5 V para a força máxima. Esta tensão é aplicada em um dos canais de A/D do microcontrolador.

A Figura 5.28 mostra a foto de uma das placas do circuito de condicionamento de sinais.

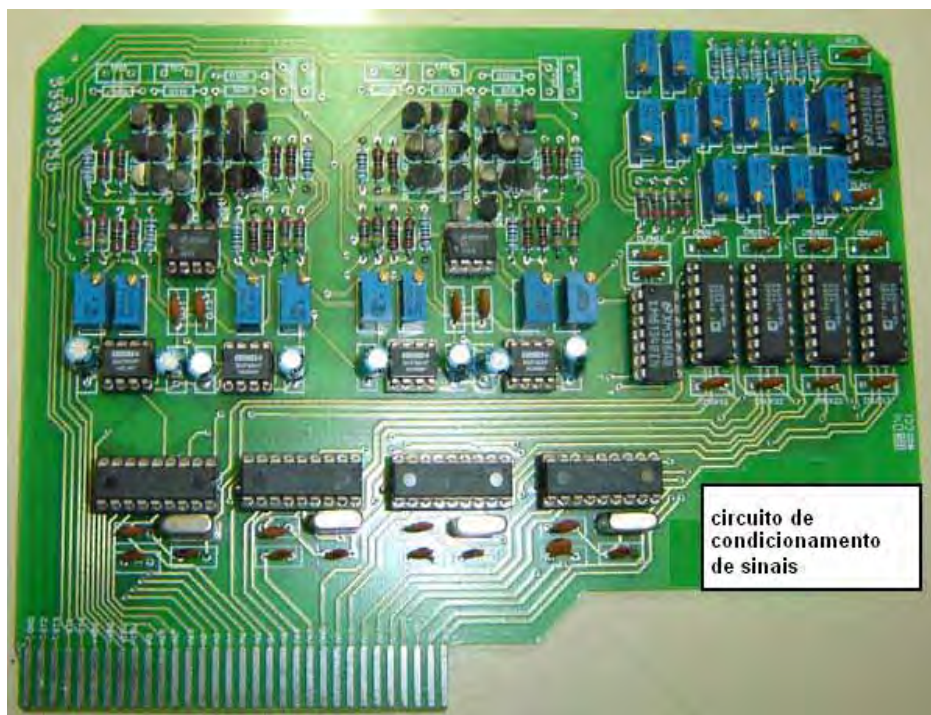


Fig. 5.28 – Foto do circuito de condicionamento de sinais para os extensômetros.

5.3.1.4. Microcontrolador e Transmissão de Dados

Este circuito tem como função converter sinais analógicos em digitais, e transmiti-los ao microcomputador via porta USB. A Figura 5.13 mostrada anteriormente ilustra as conexões implementadas, com a utilização do PIC18F4550. A Figura 5.29 mostra uma foto do circuito implementado contendo dois MCU's, e um LCD para disponibilizar alguns dados visualmente.

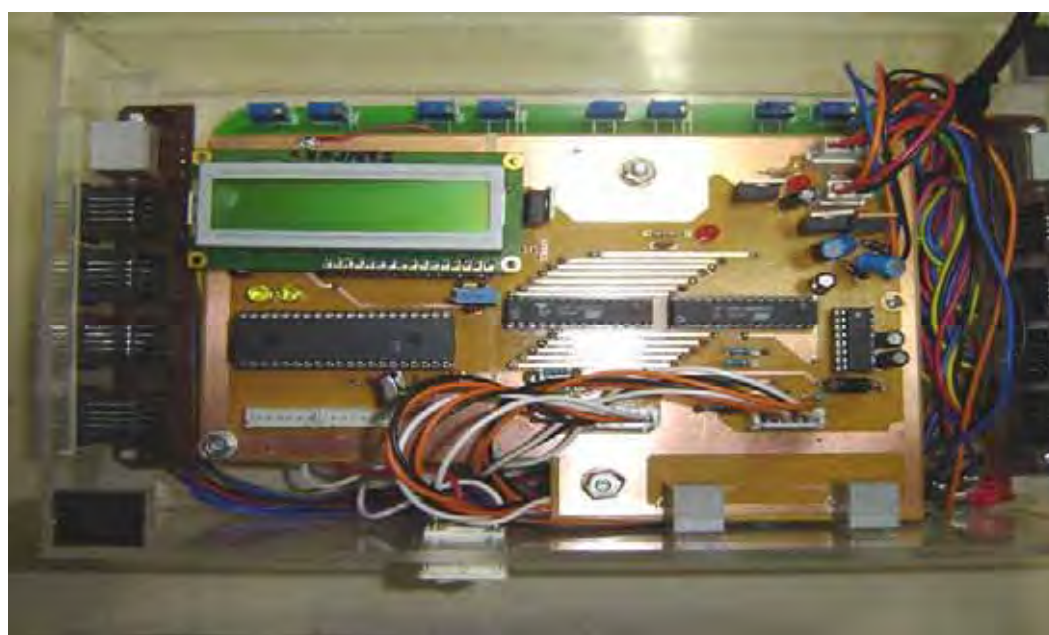


Fig. 5.29 - Foto do circuito com os MCU's PIC18F4550 e ATMEGA8.

O Mestrando Marcelo Sanches também utilizou um Microcontrolador ATMEGA8 da Atmel, com transmissão de dados via porta serial, que não será utilizado aqui, devido a restrições desta porta, quando considerado o projeto como um todo (um única porta serial está disponível na Estação de controle).

As principais instruções utilizadas no MikroBasic para programação do PIC18F4550 foram:

- ☑ **HID_Enable**: habilita a comunicação USB pelo padrão HID – Dispositivo de Interface Humana. Através desta instrução o MCU é configurado, e inicializado para operar a comunicação USB com o *host*. Apesar de ser apenas uma linha de comando, o MikroBasic, ao compilar o código, troca esta simples linha por pelo menos uma centena de linhas de comando em *Assembly* correspondentes, que envolvem rotinas de inicialização, identificação, modo de comunicação, entre outros requisitos da comunicação USB. É durante este início que o dispositivo recebe um “nome” perante o Sistema Operacional do computador, além de ser estabelecido um caminho para que *softwares* do *host* consigam acessar o dispositivo HID.
- ☑ **HID_Write e HID_Read**: são comandos de escrita e leitura de dados na porta USB, isto é, o primeiro recebe dados para o MCU, e o segundo envia dados do MCU para o *host*. Na versão USB 1.1, o microcontrolador (PIC16C745) pode enviar pacotes de até 8 bytes, e na versão 2.0 o MCU (PIC18F4550) pacotes de 64 bytes, de uma só vez.
- ☑ **ADC_Read**: o comando de leitura do canal A/D do MCU. Neste comando é especificado o canal a ser lido, e o valor obtido pode ser armazenado em uma variável. É importante ressaltar que o MCU realiza uma leitura de A/D por vez, ele não é capaz de realizar leituras em diferentes canais ao mesmo tempo, porém é possível executar outras tarefas enquanto se realiza a leitura.

5.3.2. Software de Aquisição de Dados para os Sensores de Força

O SIMPHE (Sistema Informatizado de Monitoramento em Pacientes

Hemiplégicos) é um programa desenvolvido em Visual Basic, com objetivo de monitorar força em alguns pontos dos pés. Este sistema pode ser usado tanto para monitoramento estático como dinâmico, porém sua melhor visualização ocorre de primeiro modo.

Neste programa, o usuário pode efetuar o cadastro do paciente a utilizá-lo, com os principais dados: nome, peso, enfermidade, data de início desta, entre outras informações que se fizerem necessário, inclusive observações. Este cadastro será armazenado pelo SIMPHE em seu banco de dados, o que poderá gerar comparações entre leituras de sinais antigos com os novos, podendo demonstrar a melhora do paciente.

A visualização dos dados se dá através da tela de um computador, em forma de barras indicativas, cujo progresso/valor representa a força aplicada sobre a célula de carga correspondente. O valor indicado varia conforme a força peso aplicada varia também.

É possível apresentar a soma das forças que cada pé exerce sobre as quatro células de carga simultaneamente. Caso o profissional de saúde deseja visualizar a força peso aplicada em somente um dos pontos mensurados, é possível mostrar somente a barra desejada e desabilitar as demais, através dos botões “On” abaixo de cada barra. A Figura 5.30 mostra a tela de teste estático, com todas as barras visíveis.

As barras de cor azul (sensor 1 a 10) mostram as leituras de cada célula de carga individualmente, e as de cor verde (Frame 13) a soma dos valores das células localizadas em cada pé. A Figura 5.31 mostra uma tela do software em teste estático, com quatro barras desativadas.

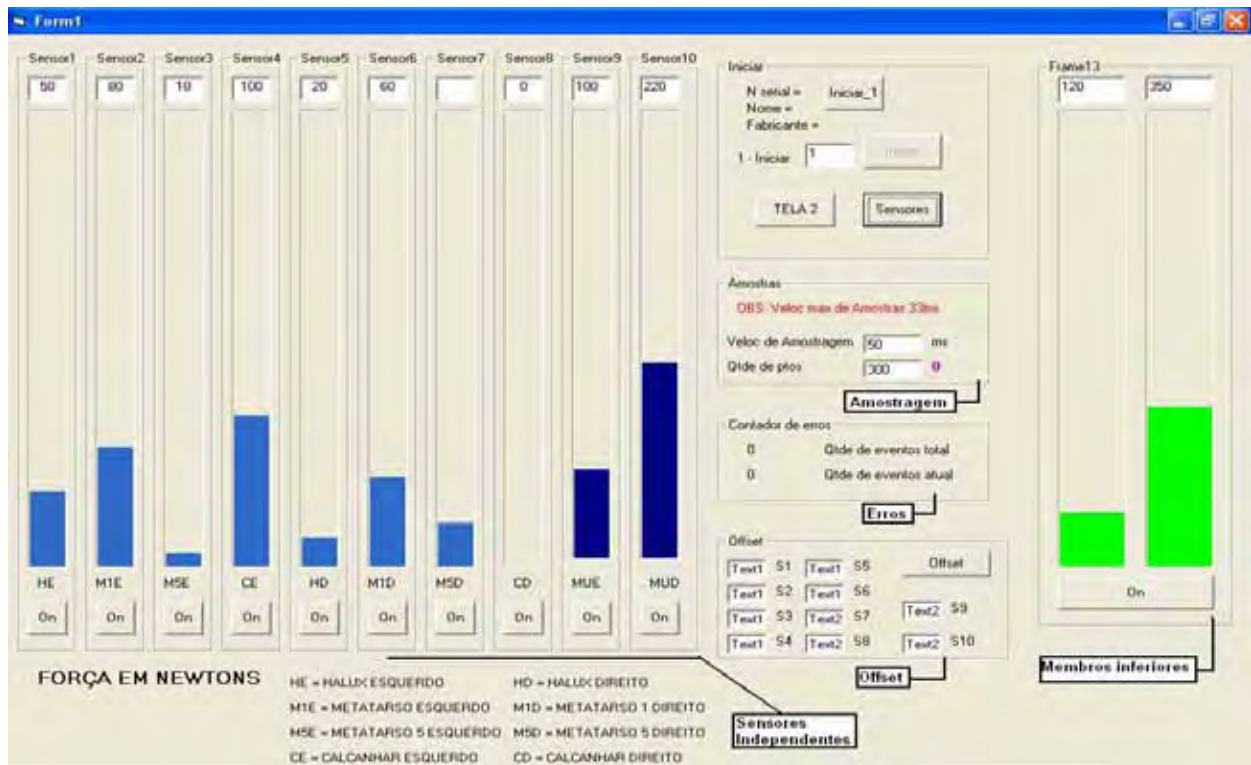


Fig. 5.30 – Tela do software em teste estático.

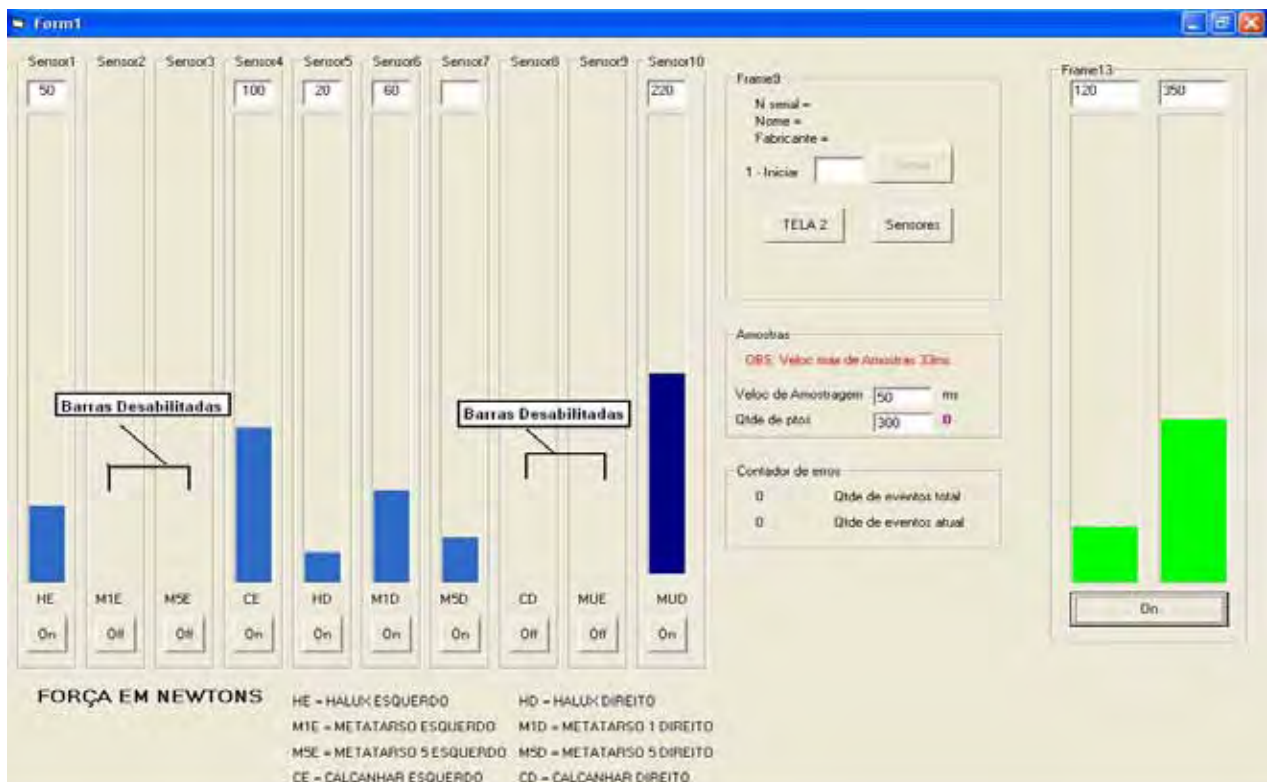


Fig. 5.31 – Tela do software em teste estático com quatro barras desativadas.

As quatro primeiras barras da esquerda, em cor azul (sensor 1 a 4), representam as células de carga do pé esquerdo, as próximas quatro (sensor 5 a 8), também em azul, representam as células do pé direito. Este software inclui mais

duas barras em azul mais escuro (sensor 9 e 10) que representam os sensores de duas muletas instrumentadas, utilizadas no trabalho do Mestrando Marcelo Sanches.

É possível configurar o número de amostras recebidas dos sensores, e o tempo entre cada leitura.

O programa todo é comandado basicamente por dois botões. O botão “Sensores,” define quais sensores serão lidos, ativando a USB (Universal Serial Bus) respectiva; após esse passo o botão “Iniciar” estará habilitado a dar início a leitura dos sensores. Ao clicar no botão “Iniciar”, a identificação do botão é alterada, aparecendo a palavra “Parar”, então o botão terá a função de interromper a sessão a qualquer momento; mas caso o mesmo não seja usado, a leitura dos sensores será feita até a última amostra que foi designada no campo de amostragem, então o botão volta a ser “Iniciar”.

Existe também o botão “Tela 2”, que tem a função de abrir uma outra tela com barras maiores; a finalidade deste é mais específica em verificar apenas a soma das forças de cada pé. A Figura 5.32 mostra a Tela 2.

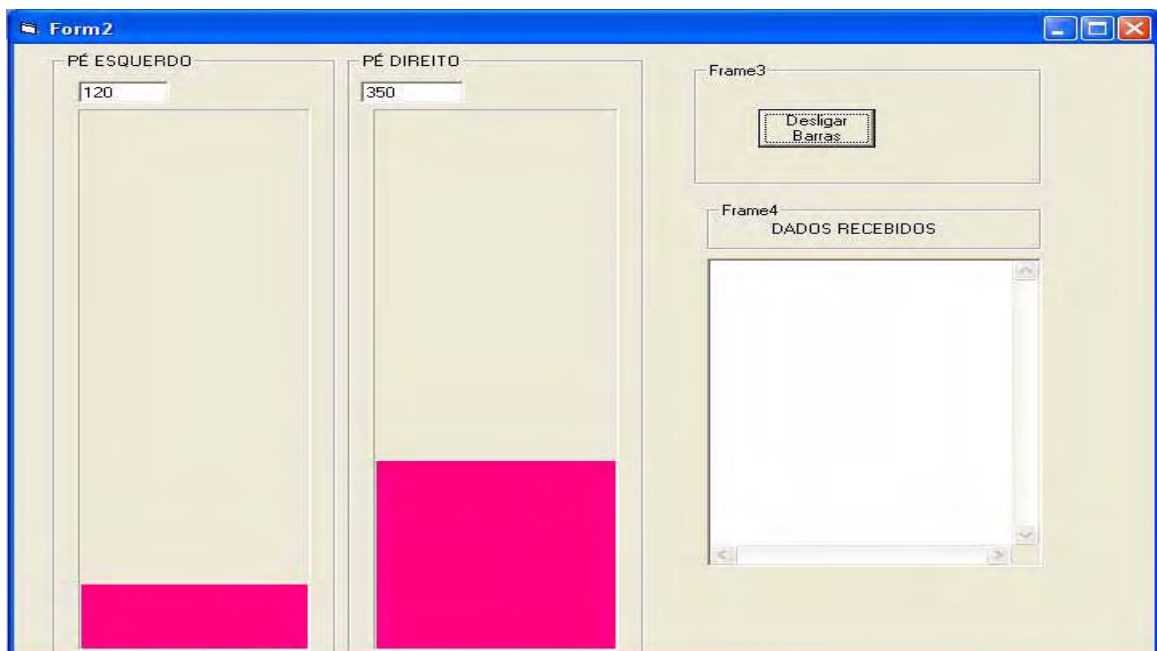


Figura 5.32 - Tela 2, opção do software em apresentar a soma das forças em cada pé.

O quadro “Offset” é usado para ajuste de zero, em casos de ajustes. Assim o sistema possui o ajuste de *offset* diretamente no circuito de condicionamento ou via software. Seria o caso do pé do paciente não se ajustar ao sapato que contém a

palmilha instrumentada, e pressionar as células de carga ao calçar o sapato, este erro pode ser retirado via *offset*.

Ao clicar o botão “*Offset*”, automaticamente fará uma leitura e cancelará algum sinal excedente. Serão indicados nas caixas de texto os valores que foram necessários para zerar cada sensor. Este ajuste pode ser realizado de forma manual, digitando nas caixas de texto correspondente o valor necessário para zerar a leitura.

Uma observação importante é que o ajuste não pode ultrapassar certos limites, o que poderá ser caracterizado como erro, e caixas de mensagens avisarão ao usuário. A Figura 5.33 mostra uma tela com as caixas de mensagens.

Este programa tem um tratamento de erros, ao detectar algum, ele verifica se o mesmo já estava previsto; dependendo do erro ele faz uma contagem interna e verifica o número de vezes que ocorreu, podendo tomar alguma decisão. Um tipo de decisão pode abrir uma caixa de mensagem dando dicas para o usuário tentar resolver o problema, mas caso seja um erro grave ou muitas vezes recorrente, o programa será interrompido.

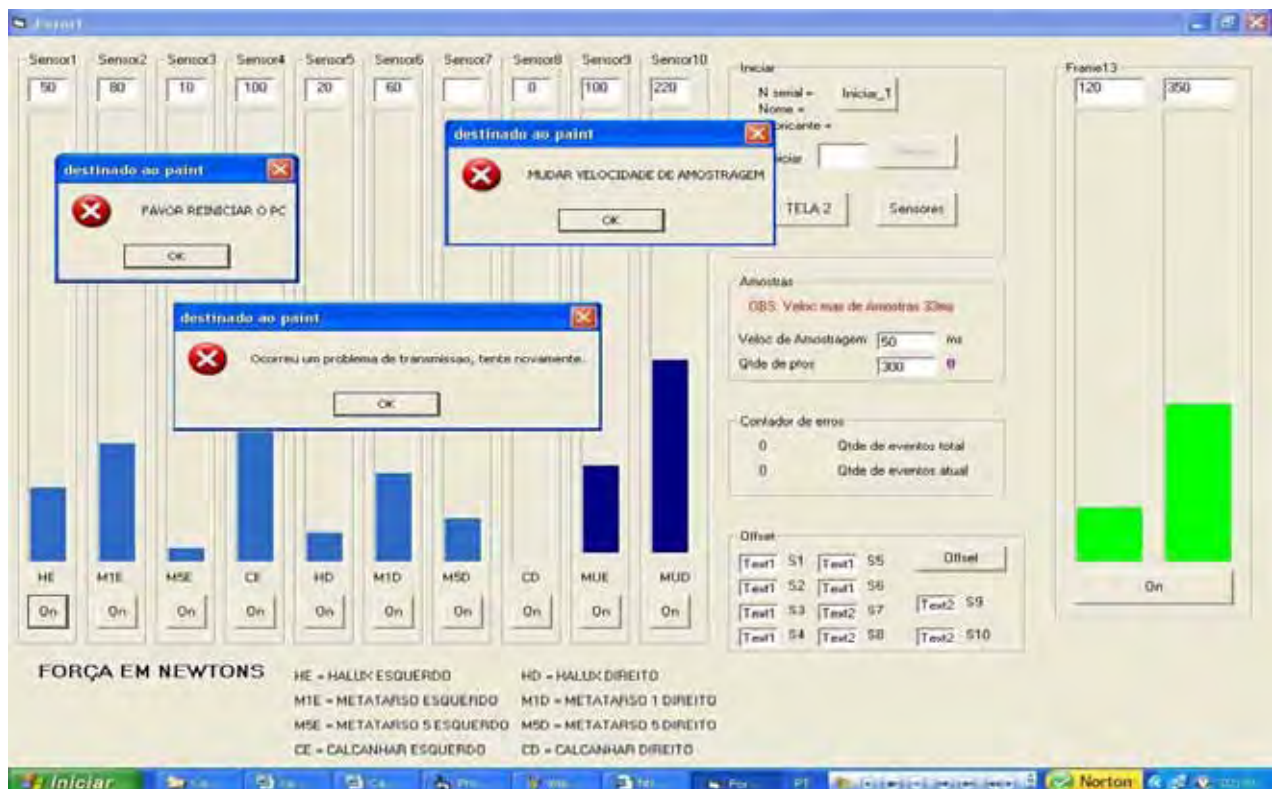


Figura 5.33 – Telas indicando caixa de mensagem de erro.

Se forem erros irrelevantes ao sistema, o programa continuará funcionando

sem demonstrar problemas, mas mesmo assim estará sendo registrado internamente, onde o projetista poderá ter acesso caso necessário.

5.3.3. Conexão dos Eletrogoniômetros e Eletromiógrafos

Foram implementados os circuitos de condicionamento e aquisição de sinais de quatro sensores para eletrogoniômetros e de quatro eletrodos de eletromiografia, em uma mesma placa de circuito impresso, para se utilizar o mesmo microcontrolador e seus canais de conversores A/D. Neste circuito, a comunicação entre o MCU e a estação de controle foi implementada através da porta serial, tendo em vista a praticidade e controle do tempo de transmissão. A Figura 5.34 ilustra a configuração dos eletrogoniômetros e dos eletromiógrafos.

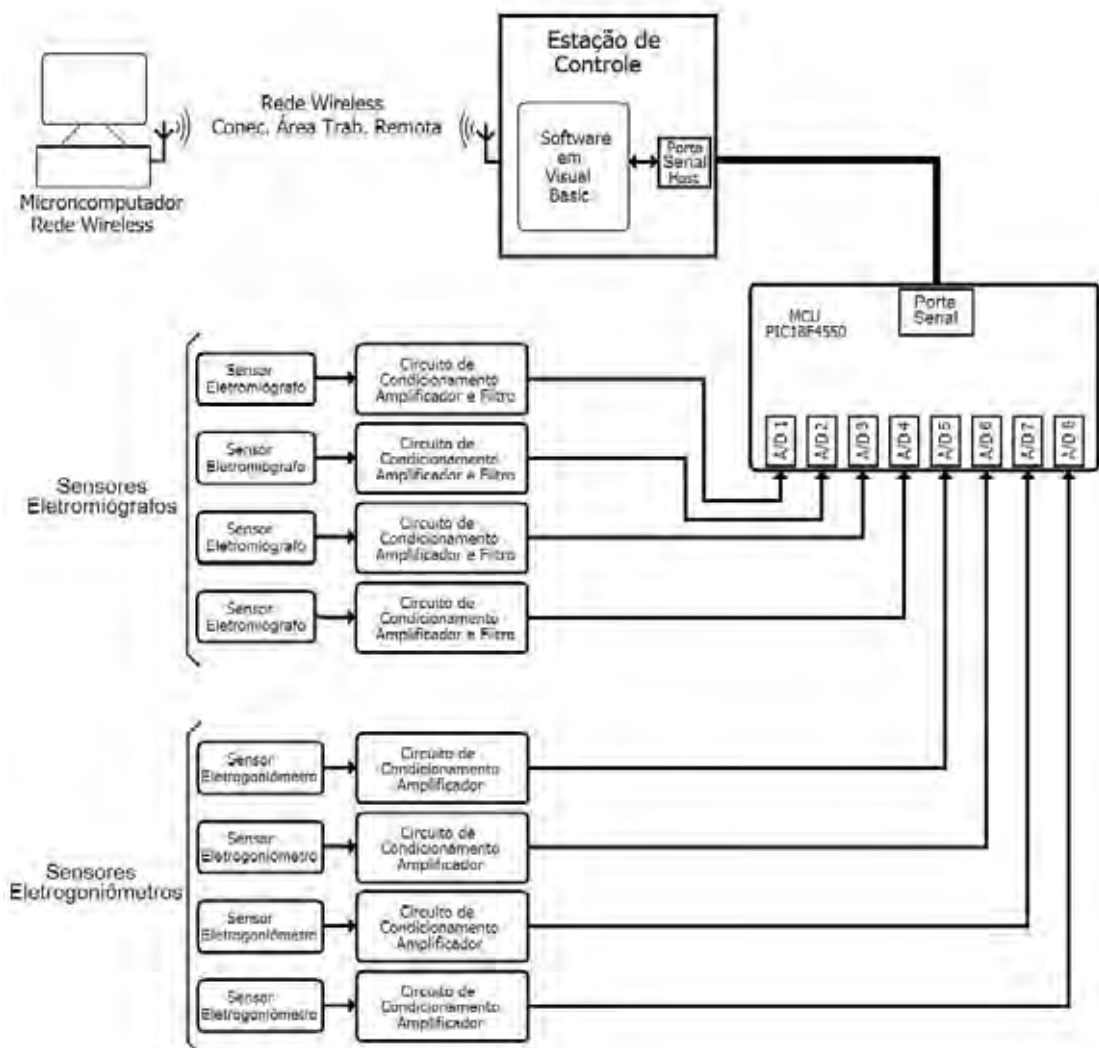


Fig. 5.34 – Configuração dos eletrogoniômetros e eletromiógrafos.

5.3.4. Eletrogoniômetro com Sensor Resistivo

A Figura 5.35 ilustra o funcionamento e o circuito de condicionamento do eletrogoniômetro resistivo fabricado pela empresa Lynx (modelo NIP 01517.0001).

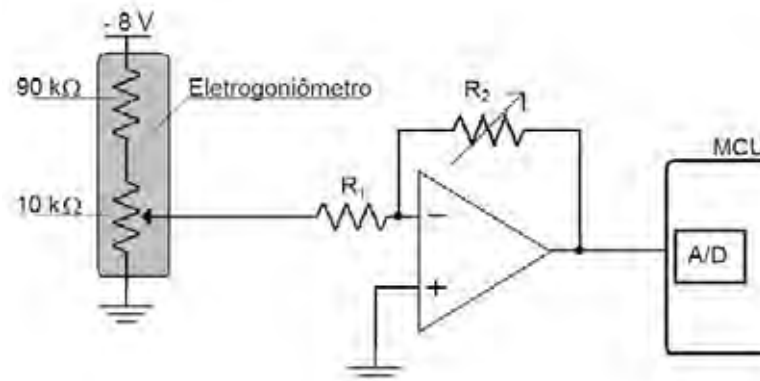


Fig. 5.35 – Circuito de condicionamento do eletrogoniômetro com sensor resistivo.

Sobre os resistores do eletrogoniômetro são aplicados - 8 V, para que na saída do amplificador inversor se obtenha uma tensão de sinal positivo, adequada para a entrada do A/D do MCU. Através de R₂ é possível a regulação do nível de tensão de saída.

O eletrogoniômetro sempre apresentará um valor de resistência por causa do resistor de 90 kΩ, mantendo baixos níveis de corrente.

5.3.5. Eletrogoniômetro com Acelerômetro

O bolsista de iniciação científica Leonardo B. S. Mangiapelo teve participação significativa na implementação desta parte do trabalho.

Foram utilizados acelerômetros MMA 1260D da *Freescale* (Motorola). Foram desenvolvidos circuitos de amplificação e condicionamento de sinais, para adequar o sinal do acelerômetro para uma melhor leitura do conversor A/D.

Sabe-se que a faixa de tensão de saída do acelerômetro é de 1,3 a 3,7 V. Utilizando-se um amplificador diferença pode-se fazer um ajuste para que a tensão de saída ficasse entre 0 e 5 V. Para que isso fosse feito, utilizou-se um circuito semelhante ao ilustrado na Figura 5.36, sendo que os resistores R₁, R₂, R₃ e R₄ são respectivamente 1,5 k, 1,5 k, 3,4 k e 10 k Ohms. A resposta do acelerômetro, com e sem o amplificador diferença, está ilustrada na Figura 5.37. A faixa da resposta é de

0 e 5 volts, melhorando então o aproveitamento do conversor A/D do MCU, sem o uso de tensão de referência.

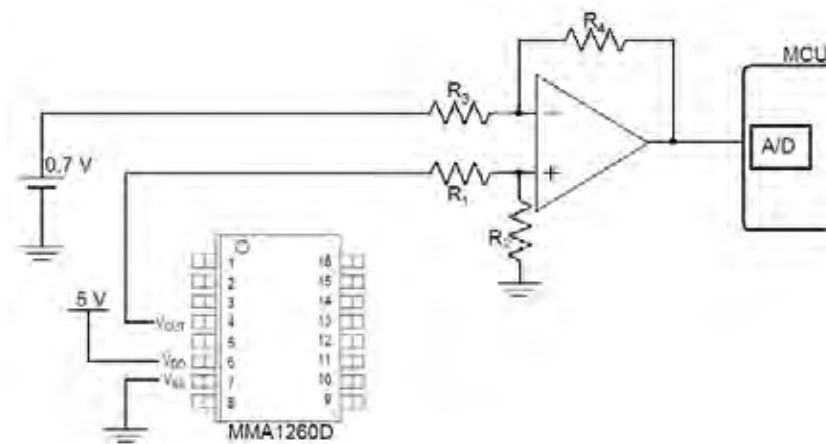


Fig. 5.36 – Circuito de adequação da tensão de saída do MMA1260D.

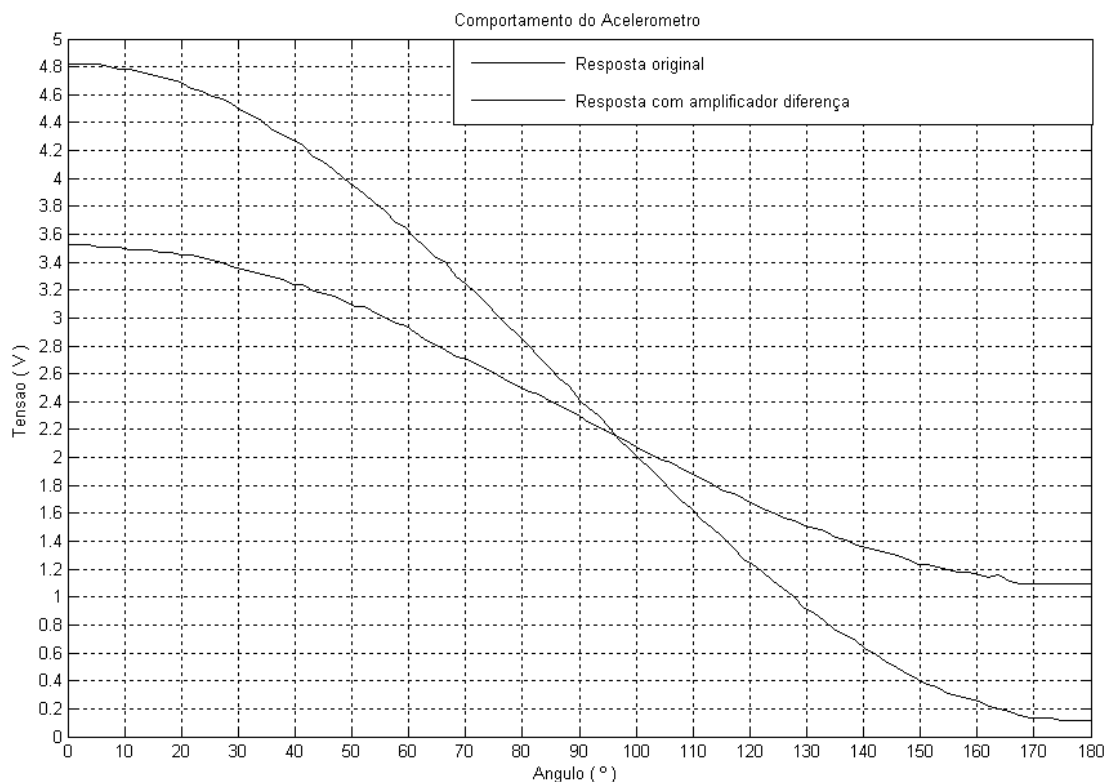


Fig. 5.37 – Sinais de tensão na saída o circuito implementado.

Para a leitura e comparação entre os dois acelerômetros, foi implementado uma estrutura com dois motores de passos, de forma a controlar o ângulo formado entre os dispositivos. Esta estrutura é apresentada na Figura 5.38.

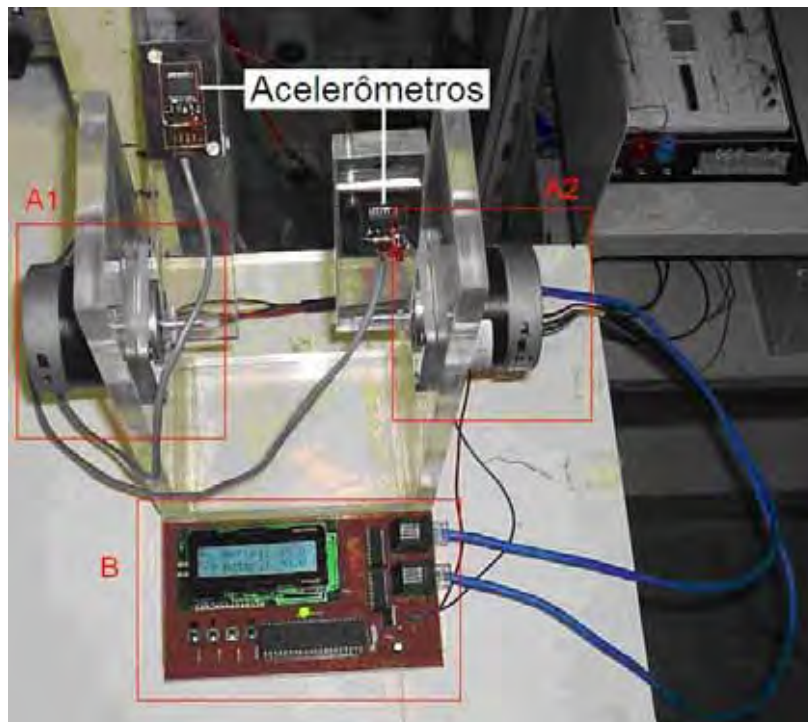


Fig. 5.38 - Estrutura implementada para medidas com os acelerômetros, (a1) e (a2) motores de passo, (b) controlador dos motores.

Com a conexão dos acelerômetros nas hastes dos motores de passo, e a conexão dos sinais de saída dos acelerômetros nas entradas do circuito de aquisição, variou-se o ângulo formado por cada acelerômetro de 0 a 180 graus (com resolução de 0,9 graus) e observou-se o sinal de saída do acelerômetro enviado pelo circuito de aquisição. Os comportamentos individuais podem ser vistos nas Figuras 5.39 e 5.40, onde a ordenada representa o valor da conversão digital de 8 bits (0 a 255), realizada pelo circuito de aquisição.

Pode-se constatar que os sinais de saída de cada acelerômetro apresentaram uma pequena diferença de tensão, como se fosse um pequeno *offset*. Devido a este comportamento um pouco diferenciado, cada acelerômetro será tratado individualmente pelo microcontrolador na hora de converter o sinal de tensão de saída em ângulo.

Outro fator importante em seu comportamento é a presença de não linearidade. Note que para ângulos menores que 30° e maiores que 150°, o sinal de saída do acelerômetro apresenta uma variação muito pequena, induzindo em erros de medida. Com isto, nestas regiões, o eletrogoniômetro não terá medidas precisas, apresentando erros consideráveis.

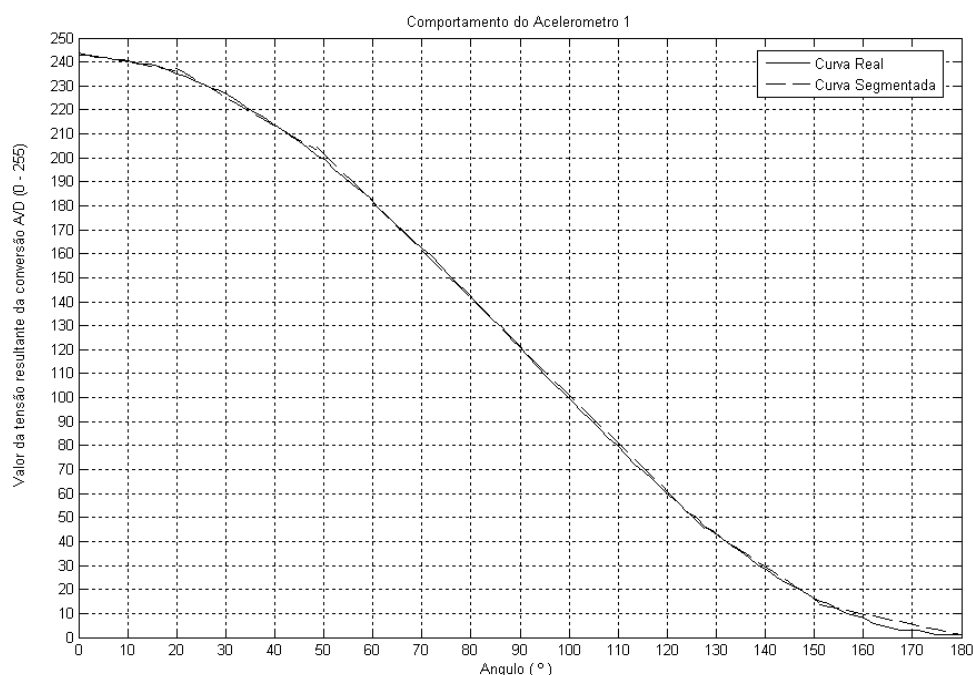


Fig. 5.39 - Comportamento do acelerômetro 1 em função do ângulo formado com o plano horizontal.

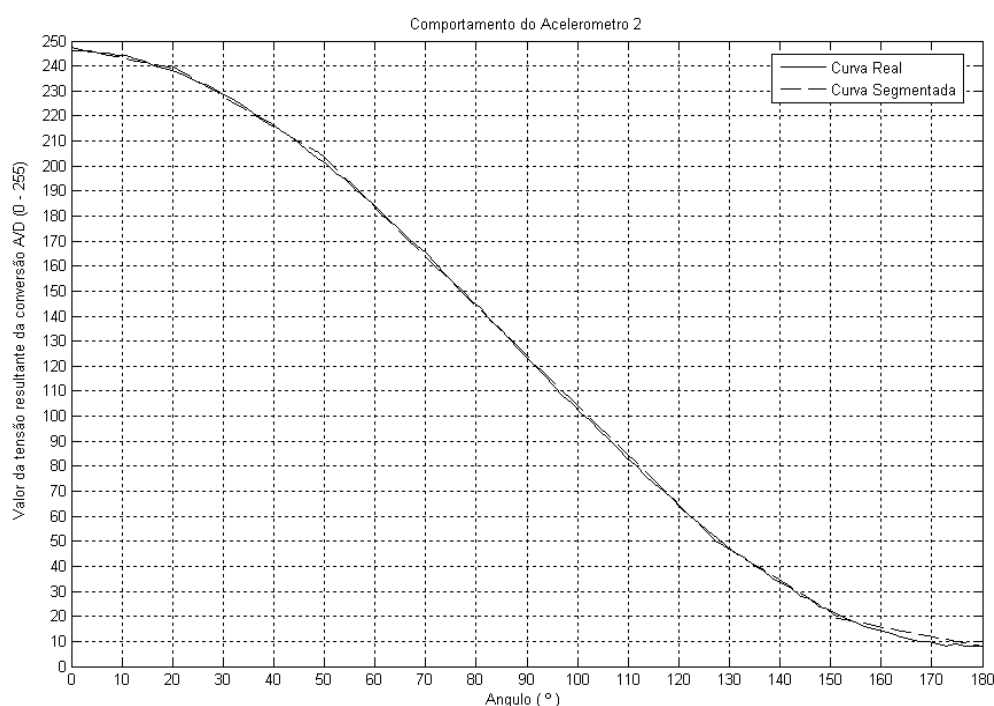


Fig. 5.40 – Comportamento do acelerômetro 2 em função do ângulo formado com o plano horizontal.

Para que o microcontrolador pudesse associar um valor de ângulo formado entre o acelerômetro e o plano horizontal, para cada valor de tensão lido do acelerômetro, utilizou-se o método de linearização por partes da curva de resposta do acelerômetro. Desta forma, a curva foi dividida em cinco retas, representadas pela seguinte equação:

$$\text{Tensão} = A \times \hat{\text{Ângulo}} + B$$

ou seja,

$$\hat{\text{Ângulo}} = \frac{\text{Tensão} - B}{A}$$

nas quais A é o coeficiente angular e B o coeficiente linear da reta.

Com base nestas equações, foram obtidos cinco diferentes coeficientes, para cada uma das cinco retas, para cada acelerômetro. Com esta simplificação, os cálculos tornaram-se muito mais simples e as curvas linearizadas a cada segmento, assim ficam próximas das curvas reais dos comportamentos.

O microcontrolador PIC18F4550 é responsável por fazer as aquisições de dados dos acelerômetros, realizar a linearização dos dados, calcular o ângulo entre os acelerômetros, comandar o display de cristal líquido, receber informações do usuário através dos botões e comunicar-se com um computador utilizando o barramento USB. O fluxograma simplificado da operação do microcontrolador é mostrado na Figura 5.41.

5.3.6. Eletromiógrafos

Como visto, os sinais de eletromiografia são captados por meio de eletrodos fixados no corpo humano, e amplificados, e assim podem ser “vistos” através de osciloscópios, etc.

Neste trabalho, os sinais EMG forma captados por meio de eletrodos ativos, o que significa que foram pré-amplificados com dispositivos localizados bem próximos de sua fixação ao corpo. Utilizou-se eletrodos fabricados pela EMG System^[16], do tipo clip: *“é composto por eletrodos diretamente acoplados a um pré-amplificador diferencial bipolar de ganho 20 vezes. Possui vida útil elevada, não causando desconforto durante a utilização”*^[17]. A Figura 5.42 mostra uma foto dos eletrodos utilizados.

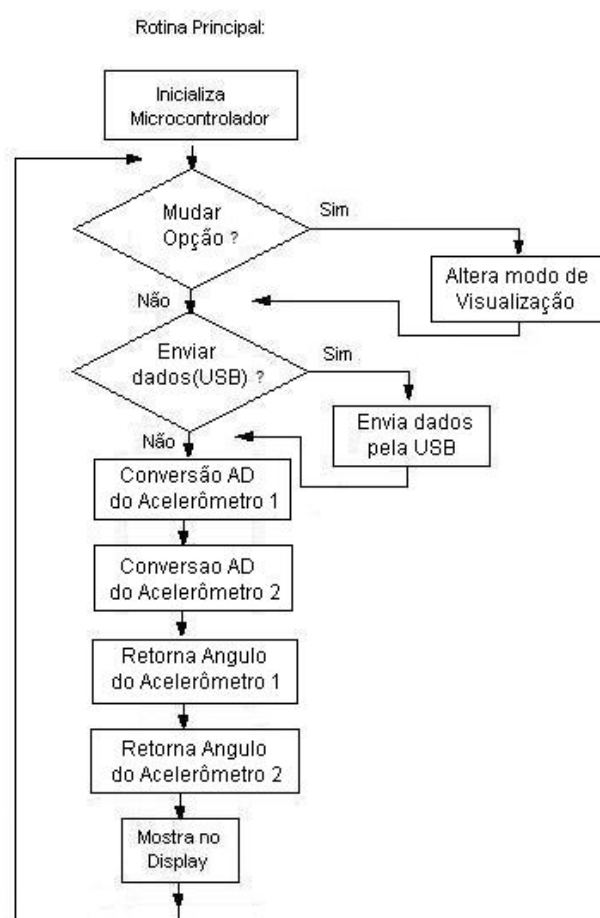


Fig. 5.41 – Fluxograma de operação do microcontrolador do eletrogoniômetro.



Fig. 5.42 – Eletrodos EMG utilizados.

Estes eletrodos foram acoplados em um circuito de amplificação e filtros para que se obtivesse os picos do semi-ciclo positivo do sinal EMG. Este circuito está baseado no trabalho de Ton-Tai Pan *et al.*^[17], que desenvolveu uma prótese de mão

robótica, acionada por sinais de EMG. O circuito é apresentado na Figura 5.43.

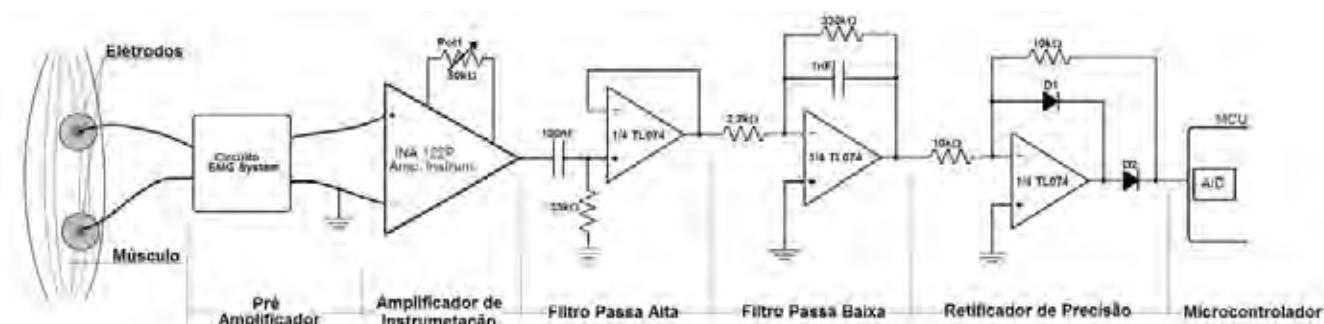


Fig. 5.43 – Circuito de amplificador e filtro do sinal EMG.

5.3.7. Software de Aquisição dos Sinais dos Eletrogoniômetros e Eletromiógrafos

Para a aquisição de dados enviados pelo MCU foram desenvolvidos alguns softwares, para diferentes aplicações.

Os sinais EMG serão somente observados em tela através de *software* desenvolvido em Visual Basic. Estes sinais não são utilizados, no presente trabalho, como entrada no controle de eletroestimulação, ou similares, mas em trabalhos futuros, poderão.

Os sinais dos eletrogoniômetros serão utilizados para o controle da eletroestimulação, através de um algoritmo de controle (Capítulo 4), com o auxílio do MATLAB, e sendo visualizados em tela através do *software* desenvolvido em Visual Basic.

5.4. Software de Controle de Eletroestimulação

Para possibilitar o controle da intensidade de eletroestimulação, visando controlar a posição angular da perna, utilizando a lógica de controle desenvolvida no Capítulo 4, um *software*, capaz de acessar um canal de eletroestimulação, via USB, e fazer a aquisição de dados do eletrogoniômetro, via porta serial, foi implementado em Visual Basic. A estrutura de hardware implementada é mostrada na Figura 5.44, e a tela de apresentação deste *software* é mostrada na Figura 5.45.

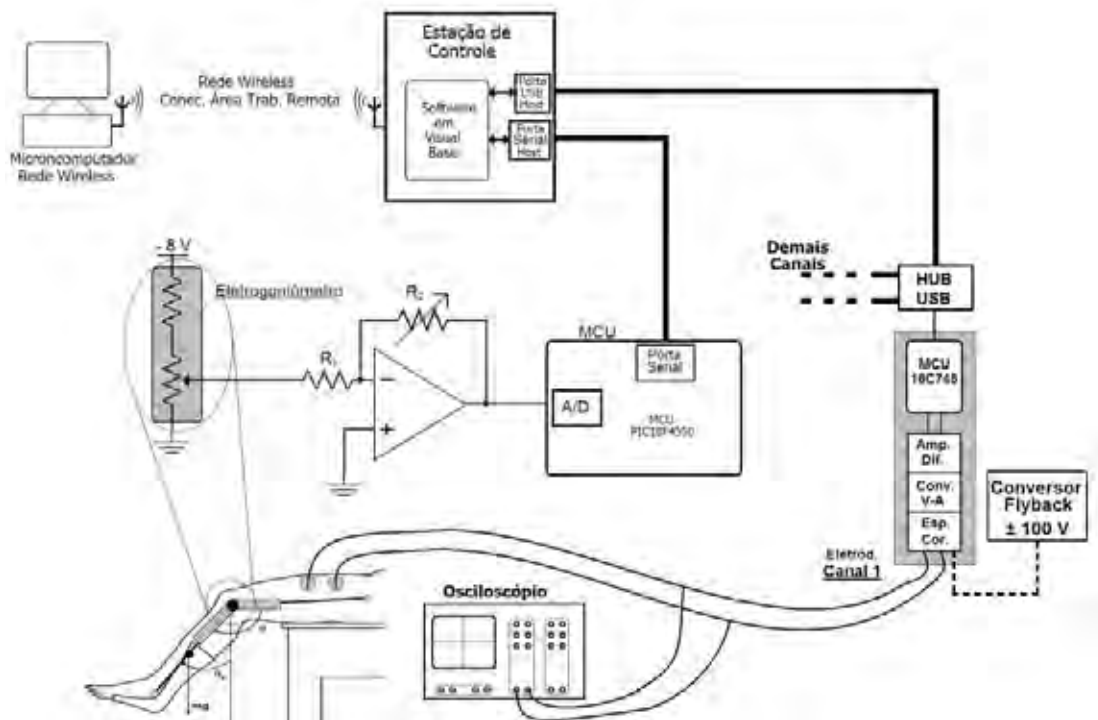


Fig. 5.44 – Ilustração do hardware utilizado para controle.

Neste trabalho não foram realizados testes práticos com pacientes. A Figura 5.44 ilustra como seriam aplicados os estímulos elétricos na perna do paciente. Os sinais foram monitorados por um osciloscópio e a variação angular foi feita manualmente.

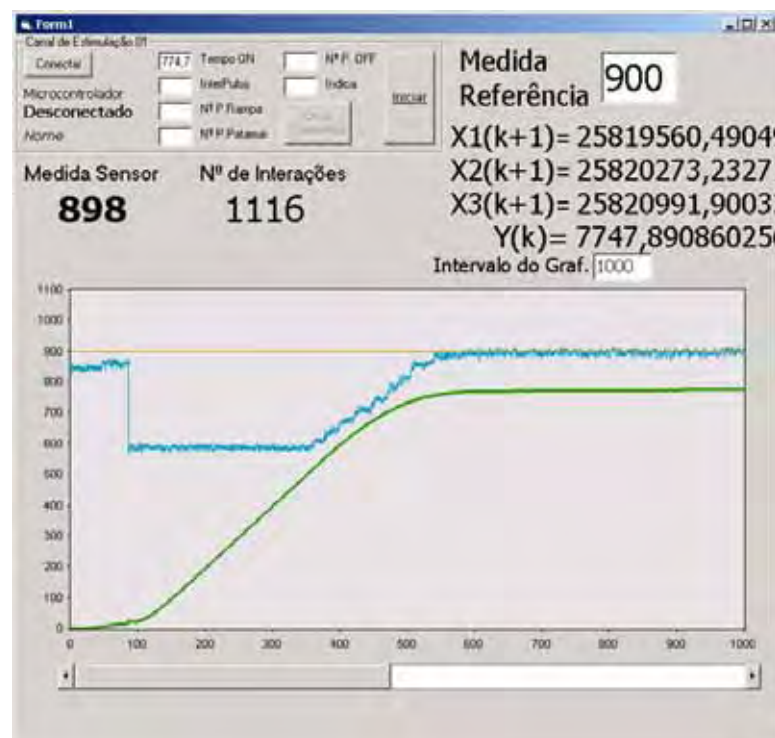


Fig. 5.45 – Tela do software de controle da posição angular da perna.

A tela do software possui o controle de um canal de eletroestimulação, com os parâmetros de forma de onda, e para diferentes níveis de eletroestimulação, o valor de Tempo On deve ser alterado.

Os valores correspondentes a medida do ângulo e a medida do ângulo referência estão na forma de 10 bits (variando de 0 a $2^{10}=1024$). Para se ter o valor do ângulo basta converter estes valores das medidas para o correspondente valor angular.

O número de interações demonstra os valores do eixo x, a caixa de texto “Intervalo do Graf” pode ajustar o número de pontos mostrado no gráfico. A rotina de controle foi inserida nas linhas de código do VB, como mostra a Tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Parte do programa desenvolvido em VB para lógica de controle.

```
angulo = Val(angs)
Adesj = Val(Text7.Text)
FlpGrf1.DataValue(k, 3) = Adesj
uk = Adesj - angulo
x1kk = 2.856 * x1k - 2.7166 * x2k + 0.8606 * x3k + uk
x2kk = x1k
x3kk = x2k
yk = -0.049 * x1k + 0.097 * x2k - 0.0477 * x3k + 0.34668 * uk
x1k = x1kk
x2k = x2kk
x3k = x3kk
```

Esta rotina corresponde a expressão 4.21.:

$$\begin{aligned}x_1(k+1) &= 2,856 x_1(k) - 2,7166 x_2(k) + 0,8606 x_3(k) + u(k) \\x_2(k+1) &= x_1(k) \\x_3(k+1) &= x_2(k) \\y(k) &= 0,049 x_1(k) + 0,097 x_2(k) - 0,0477 x_3(k) + 0,34668u(k)\end{aligned}$$

Assim, na Figura 5.45, os valores indicados correspondem aos calculados na expressão acima.

O valor de $y(k)$ é inserido no campo Tempo On, de forma a ser enviado ao MCU do eletroestimulador. O controle do envio está sobre o Timer da estação de controle. Nos teste preliminares foi enviado uma atualização dos parâmetros da forma de onda a cada 100 ms.

Tendo em vista a frequência do sinal de eletroestimulação, 22 Hz, com período de 45 ms, o intervalo de atualização é considerado pequeno, e satisfatório, pois o eletroestimulador atualiza seus parâmetros de onda a cada dois ciclos, aproximadamente.

A taxa de amostragem para o software de controle é de 12,5 ms, que também é um valor satisfatório, pois é menor que o tempo necessário para que um pulso de estimulação seja executado.

5.5. Fonte de Alimentação

Para alimentação de todos os circuitos foram implementadas duas fontes chaveadas, em conjunto com uma bateria de chumbo-ácido, além de reguladores em circuito integrado para alimentação de toda a estação de controle, estimulador e sensores.

5.5.1. Bateria

A bateria utilizada no projeto é da marca Yuasa, modelo NP7-12, de 7 Ah (Ampére hora), com peso aproximado de 2,66 kg, e dimensões 15x6,5x9,2 cm. Este modelo é do tipo chumbo-ácida selada. A Figura 5.46 mostra uma foto da bateria.



Fig. 5.46 – Foto da Bateria NP&-12 utilizada neste trabalho.

5.5.2. Fonte ATX 12V

Para a alimentação da placa-mãe foi desenvolvida uma fonte chaveada que possui as tensões de alimentação padrão ATX, como mostra a Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Tensões e Correntes para uma Fonte ATX

Potencia de Saída	210W (235 W de Pico)
Tensão de Entrada	8-16 V
Saída +3,3 V	10 A (13 A de pico)
Saída +5 V	10 A (13 A de pico)
Saída +12 V	10 A (5 A x 2 saídas)
Saída -12 V	100 mA
Saída -5 V	100 mA
Saída +5 Vsb	1,5 A

Este projeto da fonte ATX alimentada com a bateria de 12 V foi baseado no projeto disponível na Internet da FullCuston^[18], porém teve de ser alterado por disponibilidade de componentes no mercado nacional.

A fonte está baseada na união de nove fontes independentes fornecendo as diversas tensões com os níveis de corrente adequados. No caso das tensões de 3,3 V e 5 V são fontes paralelas que se somam através de um indutor para fornecer a corrente total. As Figuras 5.47, 5.48, 5.49 ilustram os circuitos utilizados para cada tensão de saída.

Para as saídas de 12 V, se utilizou um CI LM2587-ADJ^[19] com configuração Boost, garantindo a elevação/regulação de tensão de entrada. Tendo em vista manter níveis seguros de tensão, o regulador LM1084IT-12^[20] é colocado em série com a saída; este regulador se assemelha com a conhecida família LM78XX, porém é capaz de suprir correntes de até 5 A.

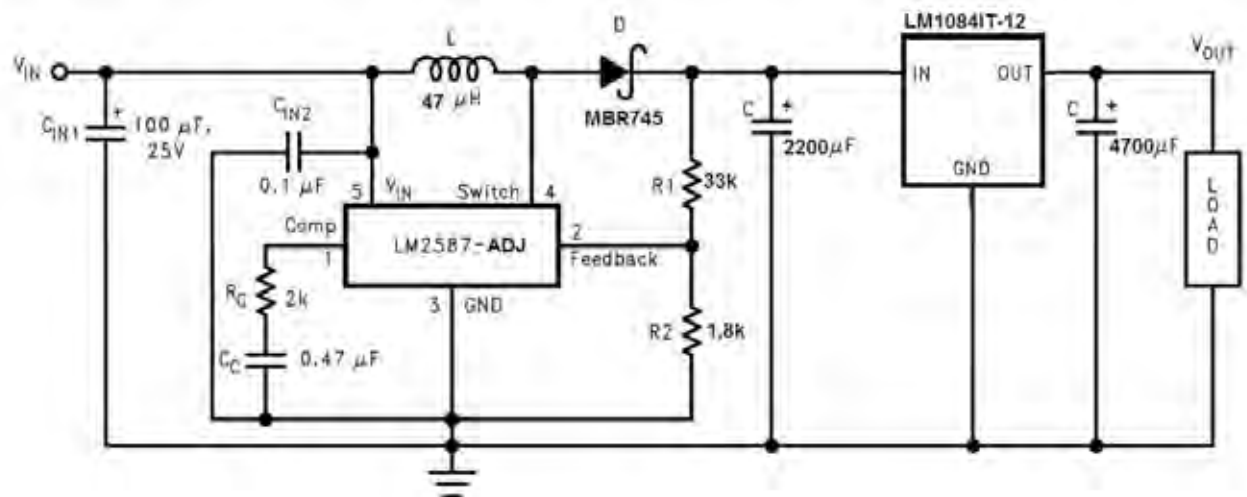


Fig. 5.47 – Configuração Boost com o CI LM2587-ADJ com o regulador de tensão LM1084IT-12

Para a saída de 5 V, se utilizou um CI MAX787^[21] com configuração Buck, garantindo o rebaixamento/regulação de tensão de entrada. Para atender os 10 A de corrente necessários para a placa-mãe, foram necessários dois conversores Buck, com suas correntes somadas por dois indutores de 10 μH , para linearização dos possíveis picos de corrente que possam ocorrer em cada conversor. A Figura 5.48 ilustra o circuito utilizado.

Para a saída de 3,3 V o projeto inicial previa a utilização do CI MAX788, da mesma família do MAX787 utilizado na saída de 5 V, porém este componente não foi encontrado para compra, adotando-se em seu lugar o CI LM1084IT-3.3^[6], que é um regulador automático de tensão. Da mesma forma que a saída de 5 V foram necessários dois reguladores de 5 A, com suas correntes somadas por dois indutores de 10 μH , para linearização dos possíveis picos de corrente que possam ocorrer em cada regulador. A Figura 5.49 ilustra o circuito utilizado.

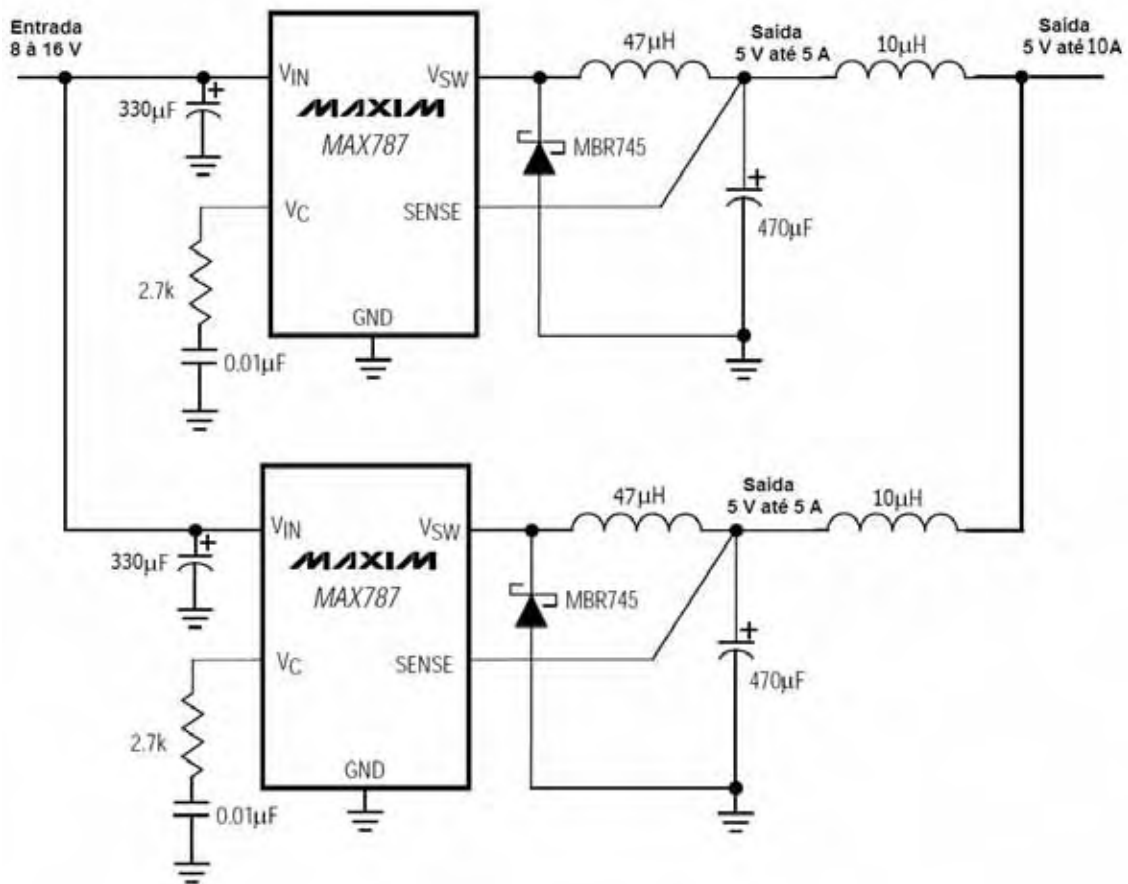


Fig. 5.48 – Configuração Buck com o CI MAX787 e a união dos conversores em uma única saída.

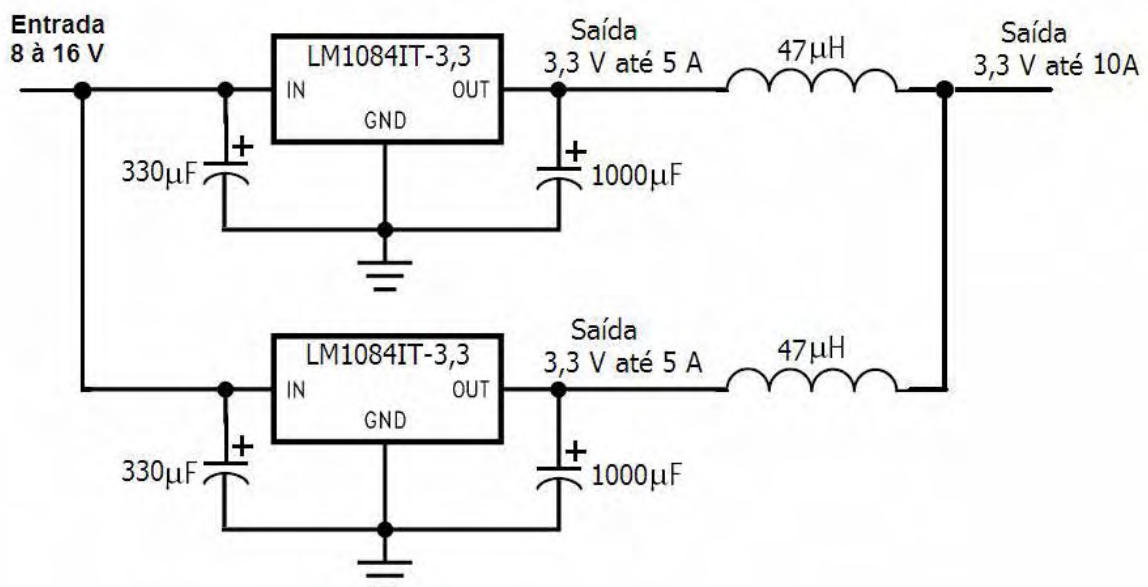


Fig. 5.49 – Configuração regulador de tensão com CI LM1084IT - 3,3 e a união dos reguladores em uma única saída.

O circuito para saída – 5 V e – 12 V são formados com a polaridade inversa de

capacitores, e não representam uma carga elevada (tipicamente menores que 100 mA), assim, simples reguladores 7905 e 7912 são utilizados. A tensão de saída de 5 Vsb também possui um circuito simples, utilizado um CI LM7805 com regulador de tensão, tendo como tensão de alimentação a entrada principal da fonte, a bateria.

A grande vantagem da utilização deste projeto de fonte ATX é a funcionalidade *shuttdown* inserida, permitindo o sistema operacional interagir com o circuito, por meio do conector ATX. Esta funcionalidade está prevista no padrão ATX. As Figuras 5.50 e 5.51 mostram fotos da fonte ATX implementada.

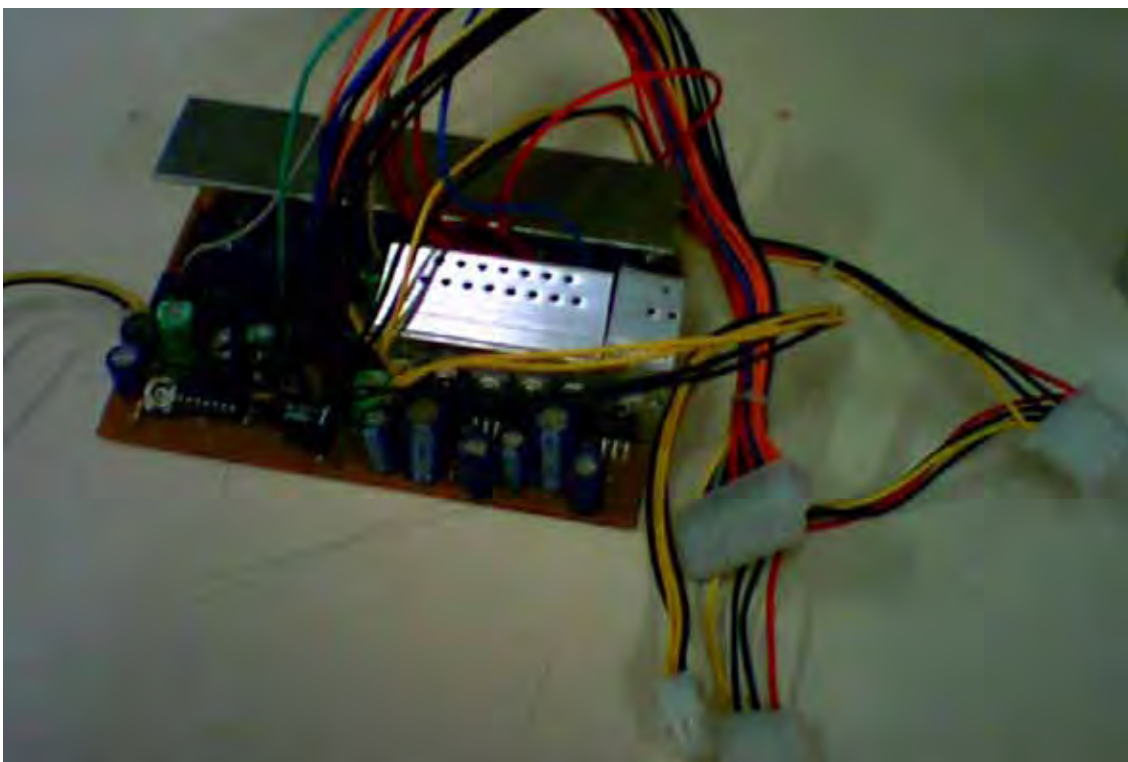


Fig. 5.50 – Foto da Fonte ATX alimentada com 12 V implementada.

5.5.3. Fonte Simétrica ± 12 V

Para a alimentação dos microcontroladores e dos amplificadores operacionais dos circuitos do Eletroestimulador e dos circuitos dos sensores é necessária uma fonte simétrica de tensão, o que não é fornecido pela bateria.

Foi utilizada uma configuração *flyback*, com dois enrolamentos, e de forma a garantir a regulação de tensão, foram utilizados os CI's LM7812 e LM7912, como mostra a Figura 5.53. O circuito final é mostrado na Figura 5.54. O controlador PWM utilizado é o UC3525N da Texas.



Fig. 5.51 – Foto da Fonte ATX alimentada com 12 V implementada.

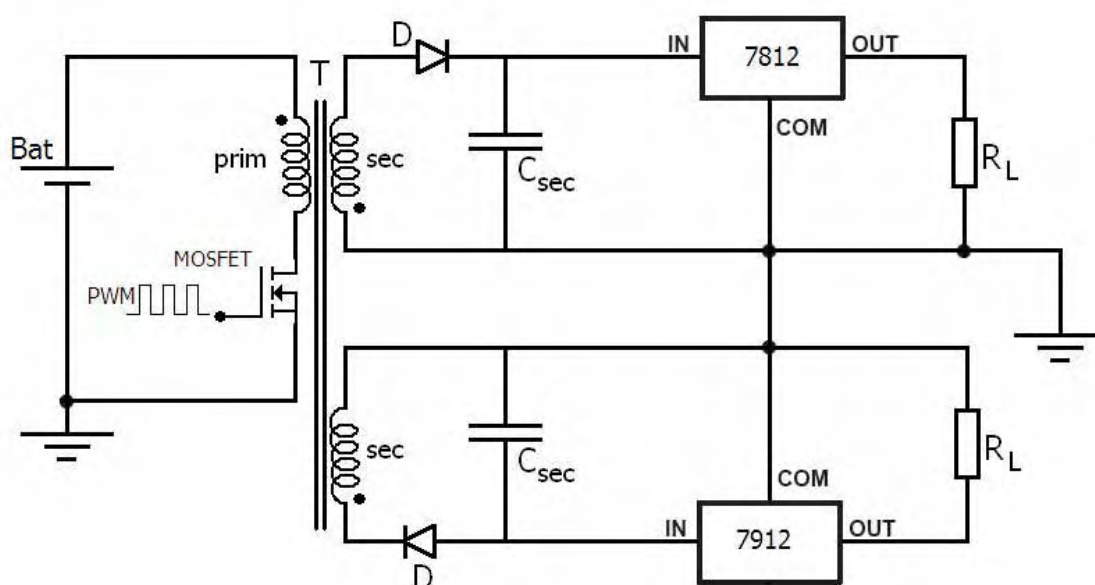


Fig. 5.53 – Circuito do conversor *flyback* com saída ± 12 V implementado.



Fig. 5.54 – Foto do conversor *flyback* com saída ± 12 V implementado.

5.6. Rede Wireless

A rede wireless implementada foi baseada na tecnologia IEEE 802.11b, com taxas de 11 Mbps. A placa-mãe da Estação de Controle não possui nenhum dispositivo nativo para esse fim, por isso se utilizou um adaptador *wireless* com suporte ao padrão escolhido.

Este adaptador é fabricado pela ENCORE, modelo ENUWI-B-SICA, possui conexão USB, e possui dimensões bem reduzidas: 7,0x2,5x0,8 cm. A Figura 5.55 mostra uma foto deste adaptador.



Fig. 5.55 – Foto do adaptador *wireless* USB.

A tela de configuração da rede *wireless* do sistema operacional é mostrada na Figura 5.56. O nome dado a rede foi “casatony”, o sistema de criptografia utilizado é o WEP, onde é necessária uma chave de rede para se conectar. Neste tipo de rede,

foi adotado um número de IP para cada computador, caracterizando uma rede específica, juntamente com um número de máscara de rede. Este tipo de configuração é idealizado por administradores de rede e aqui implementado pelo autor, seguindo recomendações e conceitos da área.

Há outras configurações que são de fácil manuseio pelo usuário, não citadas aqui. A rede disponível se torna “visível” quando se executa a tarefa “Lista de Redes” disponível, tal como a Figura 5.57 mostra uma tela de resultados desta busca.

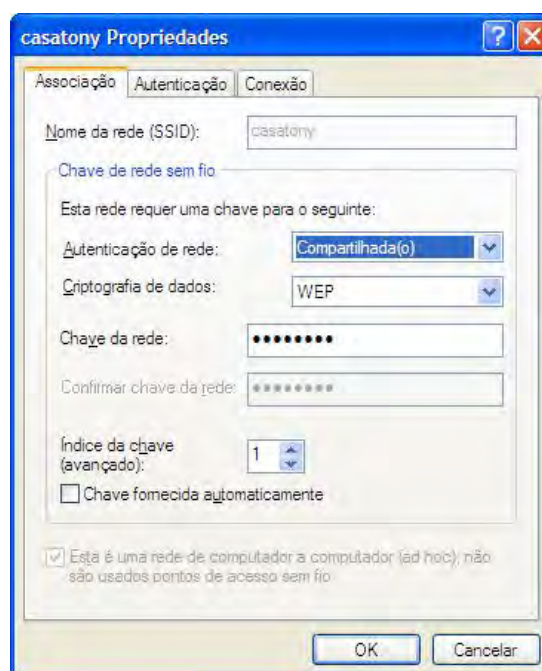


Fig. 5.56 – Tela de configuração da rede *wireless*.

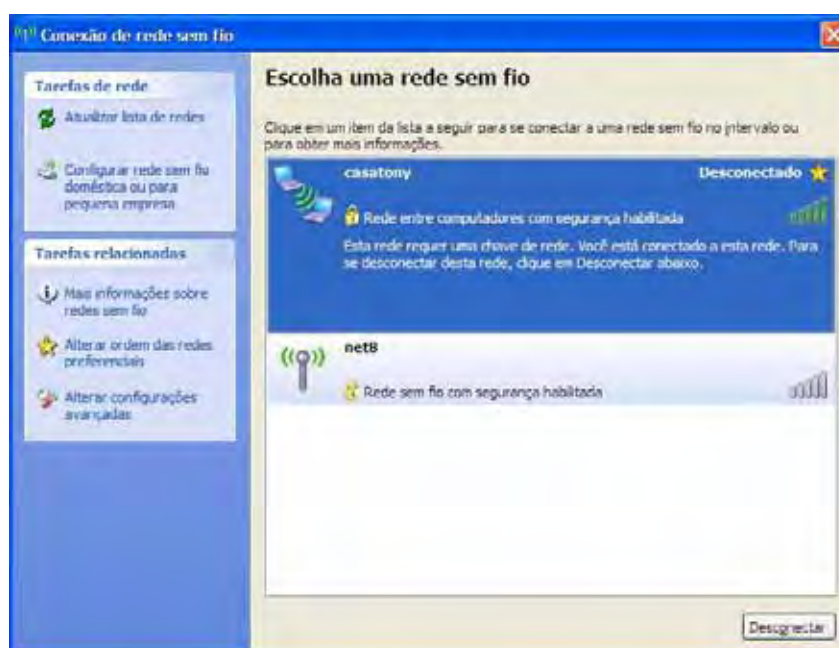


Fig. 5.57 – Lista de redes sem fio disponíveis para conexão.

5.7. Conexão Remota

Para permitir que o computador aceite conexões remotas, é necessário que esse esteja executando um sistema operacional Windows NT4 Terminal Server Edition, Windows 2000 Server, Windows XP Professional ou Windows 2003 Server.

Para abrir a Conexão de Área de Trabalho Remota, clique em Iniciar, aponte para Programas ou Todos os programas, aponte para Acessórios, Comunicações e clique em Conexão de Área de Trabalho Remota. A Figura 5.58 mostra esta seqüência de comandos.

A Figura 5.59 e 5.60 mostra as telas de conexão, simples e com mais opções de configurações, onde se coloca o nome do computador a ser conectado, ou o número de IP do mesmo, além de nome do usuário, domínio a que pertence o computador, entre outras características que podem ser configuradas.

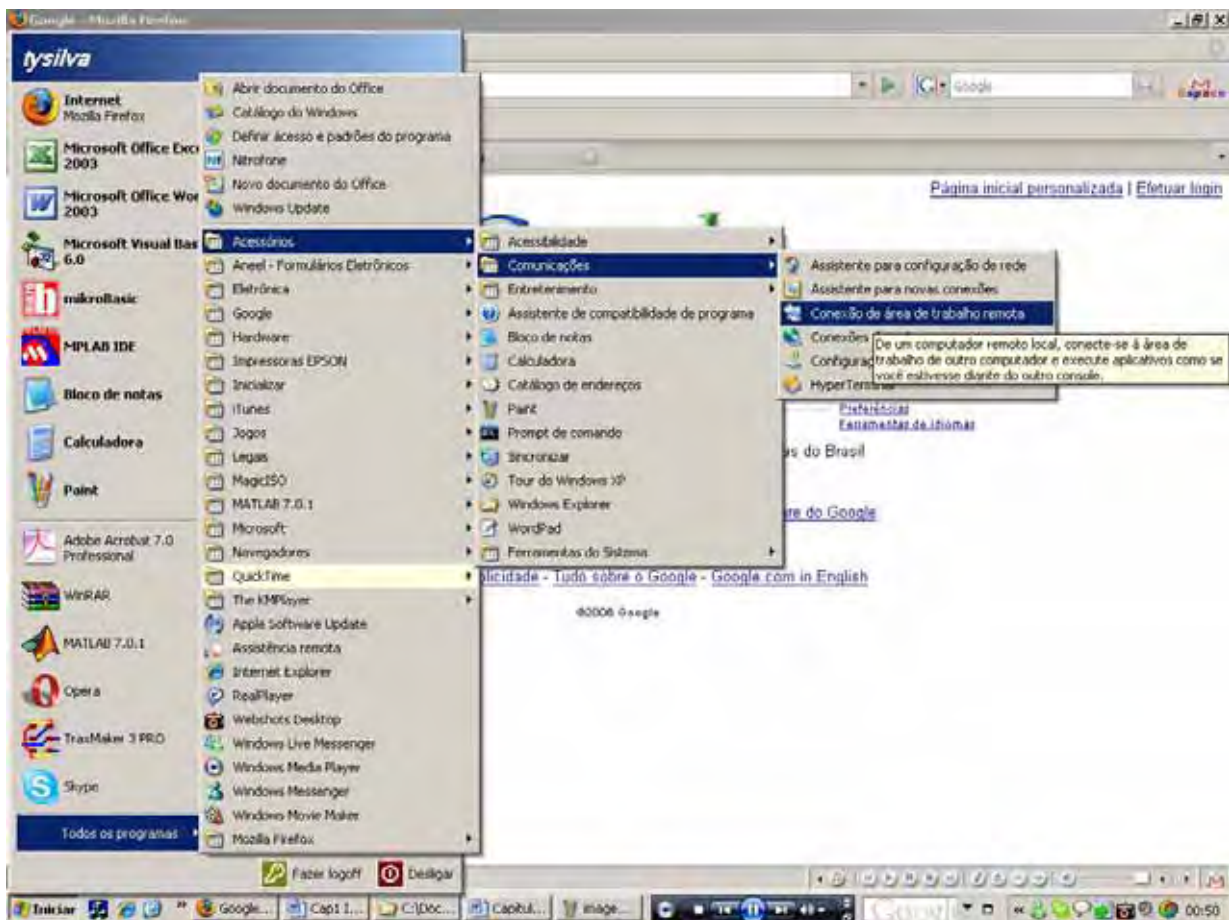


Fig. 5.58 – Caminho para conexão de Área de Trabalho Remota no Windows XP.

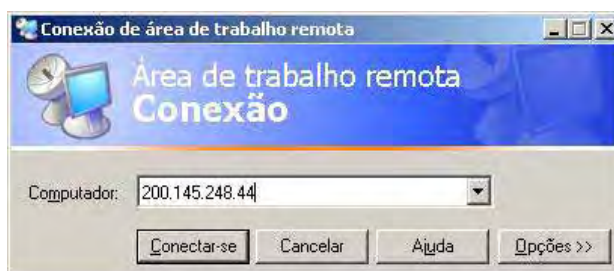


Fig. 5.59 – Tela de conexão.

Em uma sessão de Área Remota tem-se o controle total do outro computador, segundo as permissões atribuídas pelo Administrador, isto é, execução de programas, tarefas, configurações, é possível obter acesso às unidades do seu disco no computador, redirecionar as unidades de disco locais, incluindo as unidades de disco rígido, de CD-ROM, de disquete e unidades de disco de rede mapeada^[22]. A Figura 5.61 mostra uma tela de Área de Trabalho Remota.

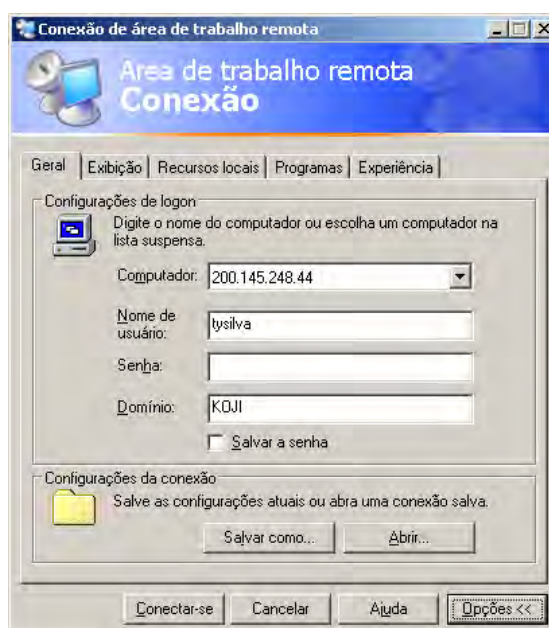


Fig. 5.60 – Tela de conexão com opções.



Fig. 5.61 – Tela de Área de Trabalho Remota.

Para que um computador seja controlado remotamente, deve-se configurá-lo corretamente para tal função. Em Propriedades de Meu Computador, na aba Remoto, é preciso deixar marcada a opção “Permitir para que usuários se conectem remotamente a este computador”. A Figura 5.62 mostra a tela de configuração para esta função.

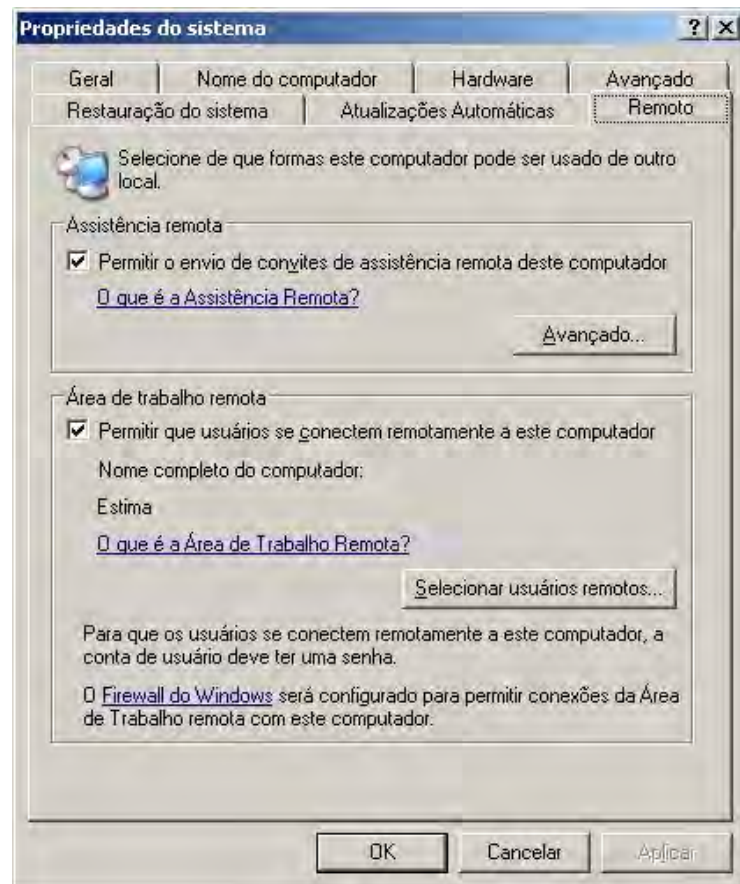


Fig. 5.62 – Tela de configuração para permitir acesso remoto.

5.8. Referências Bibliográficas do Capítulo

- [1] http://www.via.com.tw/en/products/mainboards/motherboards.jsp?motherboard_id=221, acessado em 22/11/2006.
- [2] <http://www.clubedohardware.com.br/processadores.html>, acessado em 15/11/2006.
- [3] http://www.via.com.tw/en/products/mainboards/motherboards.jsp?motherboard_id=450, acessado em 03/01/2007.
- [4] HAN-CHANG W., SHUENN-TSONG Y. TO-SON K. “A Versatile Multichannel Direct-Synthesized Electrical Stimulator for FES Applications”, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol. 51, Issue 1, Feb. 2002 Page(s):2 - 9.
- [5] BOYLESTAD, R. L., NASHELSKY L. “Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos”, 8ª Edição, Pearson/Prentice Hall, 2004.
- [6] <http://www.alecmcnamara.freemove.co.uk/piccalc/>, acessado em 30/02/2005.
- [7] http://www.iay.org.uk/blog/2003/07/my_very_first_u.html, acessado em 05/09/2006
- [8] FARIA, U. C., “Implementação de um Sistema de Geração de Marcha para Pacientes com Lesões Medulares”, Tese de Doutorado do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica: FEIS/UNESP, Ilha Solteira-SP, 2006.
- [9] FARIA, U. C. “Monitoramento Informatizado de Forças Exercidas pelos Membros Superiores e Inferiores de Pacientes” Dissertação de mestrado do Programa de Pós-Graduação de Engenharia elétrica: FEIS/UNESP, Ilha Solteira – SP, 2001.

- [10] KAPANDJI, I. A., “Fisiologia Articular”, 2ª ed, São Paulo: Editora Manole Ltda, 1990.
- [11] MAALEJ, N., WEBSTER, J. G., “A Miniature Electrooptical Force Transducer”. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol 35. No 02., 1988, pp. 93-98.
- [12] ZHU, H., HARRIS, G. F., WERTSCH J. J., TOMPKINS, W. J., WEBSTER, J. G., “A Microprocessor-Based Data-Acquisition System for Measuring Plantar Pressures From Ambulatory Subjects”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol 38. No 07, 1991, pp. 710-714.
- [13] ABU-FARAJ, Z. O., HARRIS G. F., CHANG, A., SHEREFF M. J., “Evaluation Of A Rehabilitative Pedorthic: Plantar Pressure Alteration With Scaphoid Pad Application”, IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering. Vol 4. No 4, 1996, pp. 328-336.
- [14] HARRIS, G. F., ACHARYA, K. A., BACHSHMIDT, R. A. “Investigation of Spectral Content from Discrete Plantar Areas During Adult Gait: Na Expansion of Rehabilitation Technology”, IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering. Vol 4. No 42, 1996, pp. 360-373.
- [15] <http://www.mspc.eng.br/matr/rmat1.asp>, MSPC: Resistência de materiais, acessado diversas vezes em 2006.
- [16] <http://www.emgsystem.com.br/>, acessado em 30/09/2006.
- [17] Pan, T. T., et. al., “Mechatronic Experiments Course Design: A Myoelectric Controlled Partial-Hand Prosthesis Project”. IEEE Transactions on Education, V.. 47, no. 3, August 2004.
- [18] http://www.fullcustom.es/car_mp3car_dc.html, acessado diversas vezes, sendo a última em 23/12/2006.
- [19] http://www.fullcustom.es/data/car_mp3car_dc/lm2587.pdf, datasheet do CI, acessado em 12/10/2006.
- [20] <http://cache.national.com/ds/LM/LM1084.pdf>, datasheet do CI, acessado em 12/10/200.
- [21] http://www.fullcustom.es/data/car_mp3car_dc/max787-max789.pdf, datasheet do CI, acessado em 12/10/2006.
- [22] <http://support.microsoft.com/kb/313292/pt-br>, acessado em 30/10/2006.

CAPÍTULO 6

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados e discutidos resultados relacionados ao desempenho do sistema eletrônico de estimulação neuromuscular implementado. Os resultados são expostos, separadamente, para os principais blocos constituintes do sistema, a estação de controle, o estimulador neuromuscular e o módulo de monitoramento, e também para o sistema, como um todo.

6.1 Estação de Controle

A estação de controle apresentou elevado poder de processamento, possibilitando acesso rápido aos dados do disco rígido.

O volume (dimensões de 26,5x22x15 cm) e o peso final (6,2 kg) podem ser considerados aceitáveis para uso em pacientes hemiplégicos, pois a estação pode ser alocada como uma mochila.

Para a redução de volume e peso, pode-se utilizar um novo modelo de placa-mãe, como a VIA EPIA MII, com dimensão de apenas 17x17 cm², e de conectores de *smart-card*, que possuem capacidade de mais de 32 GB, para substituir o disco

rígido. Foram conectados na estação de controle:

- ☑ 10 microcontroladores PIC16C745 do eletroestimulador por meio de 3 HUB's na porta USB, cada MCU como um dispositivo USB HID;
- ☑ 1 microcontrolador PIC18F4550 responsável pelos sensores de força dos pés, conectado diretamente a uma porta USB. Ao todo são 8 sensores de força;.
- ☑ 1 microcontrolador PIC18F4550 responsável pelos eletromiógrafos e eletrogoniômetros, conectado diretamente a uma porta serial (COM1). Ao todo são quatro eletromiógrafos e quatro eletrogoniômetros.

Utilizando-se somente três portas USB e a porta serial COM1, conectaram-se dez atuadores (eletroestimulador) e dezesseis sensores, totalizando vinte e seis dispositivos, que podem ser desconectados da estação de controle e conectados em qualquer outro computador adequado, bastando instalar os respectivos *softwares*.

Pelo fato do processamento de sinais e controle ser realizado na estação de controle, sem a transmissão de sinais via RF, o nível de confiabilidade é maior. Somente o controle global da estação é realizado por acesso remoto, e mesmo este está baseado em tecnologia moderna e comercial, com padronização IEEE.

Estas considerações são pertinentes, no intuito de demonstrar a flexibilidade e a confiabilidade dos componentes implementados neste trabalho.

A estação foi capaz de se conectar perfeitamente à redes *wireless*, localizando as redes disponíveis e dando opções ao usuário do modo de operação.

O dispositivo de rede sem fio utilizado possui porta USB e reconhecimento automático. Foram adquiridas duas unidades. Desta forma, um computador que não possua rede *wireless* pode se conectar à estação de controle por meio deste dispositivo, possibilitando portabilidade, ou seja, o uso do sistema implementado em qualquer local onde haja um computador com porta USB.

Para configuração de rede foram adotados os números de IP padrão rede interna, com prefixo 192.168.X.X. Configurações com servidor DHCP também são possíveis.

Os *softwares* implementados, em Visual Basic e linhas de código do MATLAB,

podem ser executados perfeitamente, diretamente na estação de controle, ou por meio de acesso remoto. Graças ao poder de processamento da estação, estes *softwares* são executados sem longos períodos de espera ou atrasos.

O alcance da rede *wireless* correspondeu ao citado na literatura, 100 m em ambientes internos, mesmo com obstáculos.

6.2 Eletroestimulador Neuromuscular

O eletroestimulador implementado é um equipamento compacto, com conexão USB, de fácil manuseio, e pode ser conectado não somente à estação de controle, mas a qualquer outro computador, com os *drivers* que podem ser encontrados e instalados automaticamente pelo Sistema Operacional (Windows XP) através da Internet.

Os níveis de tensão podem ser regulados por meio de um potenciômetro instalado junto ao conversor *flyback*. O valor de corrente de estimulação foi fixada em 25 mA, por meio de resistores. Este valor pode ser alterado, mas de forma mais complexa, pois necessita da troca de componentes na placa de circuito impresso. Uma proposta para trabalhos futuros seria a flexibilização deste valor de corrente de estimulação.

A frequência de estimulação é de 22,9 Hz, com pode ser visualizado na Figura 6.1, na qual a frequência é fornecida pelo osciloscópio TekTronix (TDS2014). A tela foi gravada pelo próprio osciloscópio.

A corrente de estimulação foi amostrada por meio da leitura diferença de potencial (ddp) em dois resistores de valores conhecidos. O arranjo utilizado é ilustrado na Figura 6.2. Este ensaio foi realizado para se comprovar que a corrente que atravessa o espelho de Wilson do eletroestimulador é constante, variando pouco com a carga. Na prática, esta carga seria o conjunto eletrodos + tecido muscular do paciente.

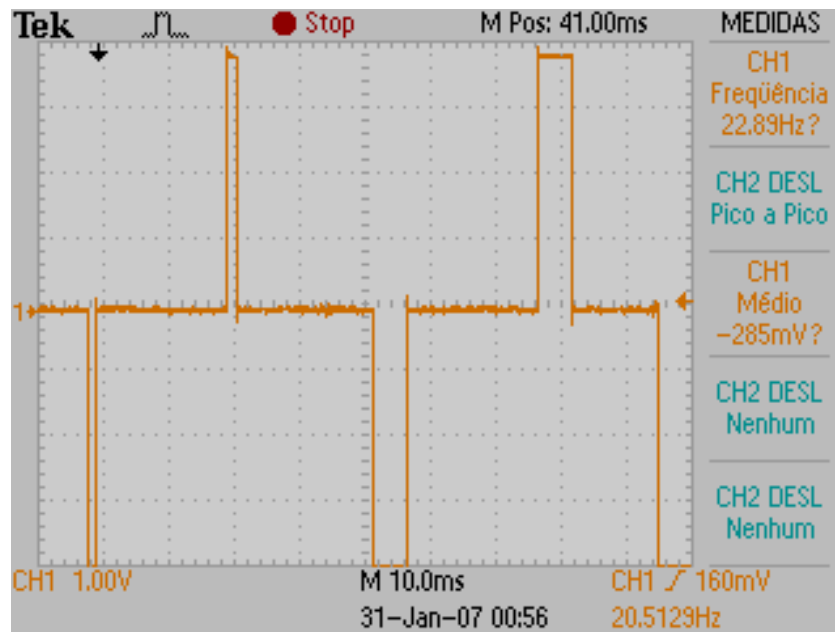


Fig. 6.1 – Forma de onda na entrada do espelho de corrente do Eletroestimulador, gravada pelo osciloscópio.

Resistores de precisão de 1% foram utilizados. A ddp foi medida entre os terminais do resistor de 1 k Ω . Foram realizadas medições com o osciloscópio, com a tensão do conversor *flyback* alimentando o espelho de corrente, e diretamente sobre o resistor.

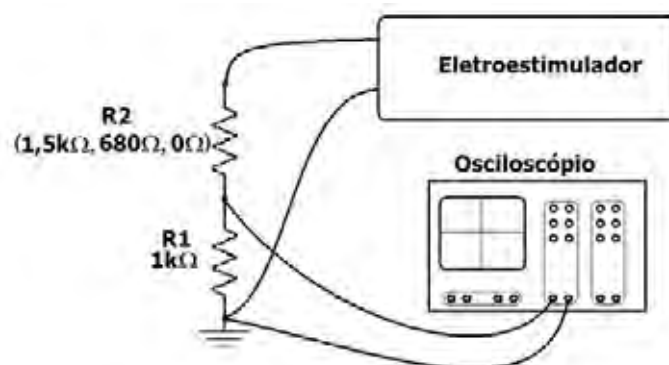
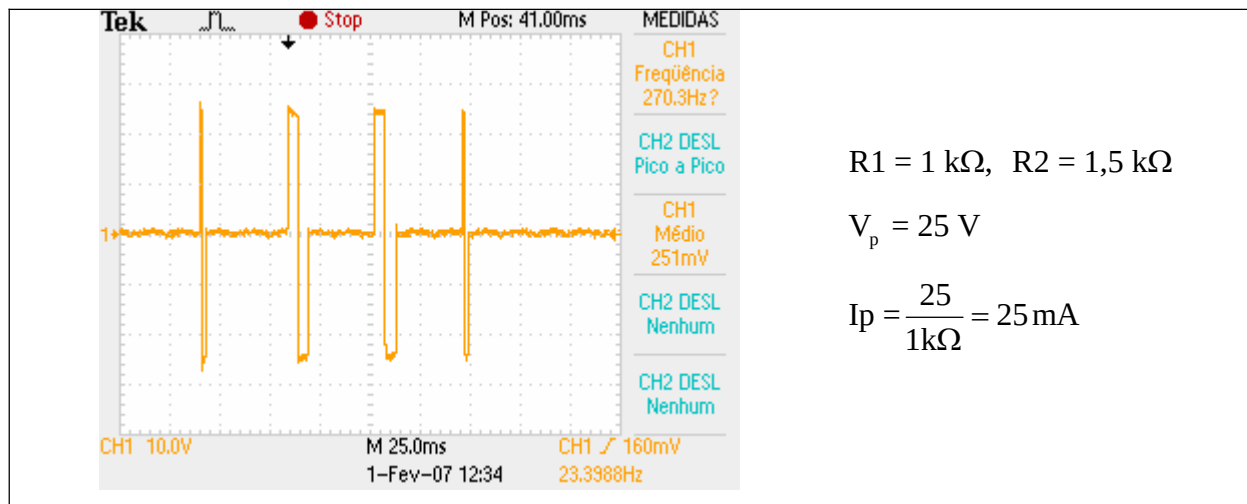


Fig. 6.2 – Arranjo estabelecido para a medição de corrente.

As correntes resultantes são apresentadas na Tabela 6.1, na qual são comparados os valores de corrente, com e sem o espelho de corrente. A Figura 6.3 mostra uma das telas do osciloscópio, com a medida de tensão para o caso $R1 + R2 = 2,5 \text{ k}\Omega$, com espelho de corrente, e também o cálculo da corrente.

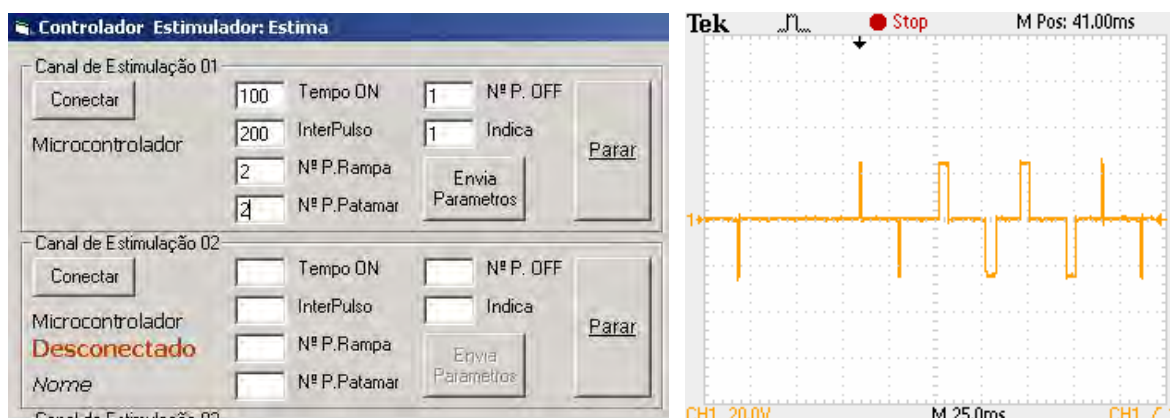
Tabela 6.1 – Comparação de correntes na saída de eletroestimulação.

Arranjo de Resistores	Corrente com Espelho de Wilson	Corrente sem Espelho
$R1 + R2 = 2,5 \text{ k}\Omega$	25 mA	40 mA
$R1 + R2 = 1,68 \text{ k}\Omega$	27 mA	55 mA
$R1 + R2 = 1 \text{ k}\Omega$	30 mA	60 mA

**Fig. 6.3 – Cálculo e resultado colhido através do osciloscópio.**

A variação percentual da corrente com o espelho de Wilson foi de 16,7%, enquanto que sem o espelho foi de 33,3%, demonstrando a eficiência do conversor tensão-corrente e do espelho de corrente utilizados no eletroestimulador.

Com relação à formação do sinal de estimulação, os parâmetros enviados ao microcontrolador são de fácil compreensão e uso. Os resultados foram satisfatórios, conforme se pode observar nas telas do osciloscópio, apresentadas nas Figuras 6.4 à 6.8. Para cada tela apresentada, os parâmetros correspondentes são mostrados.

**Fig. 6.4 – Forma de onda com alto valor de Interpulso (200).**

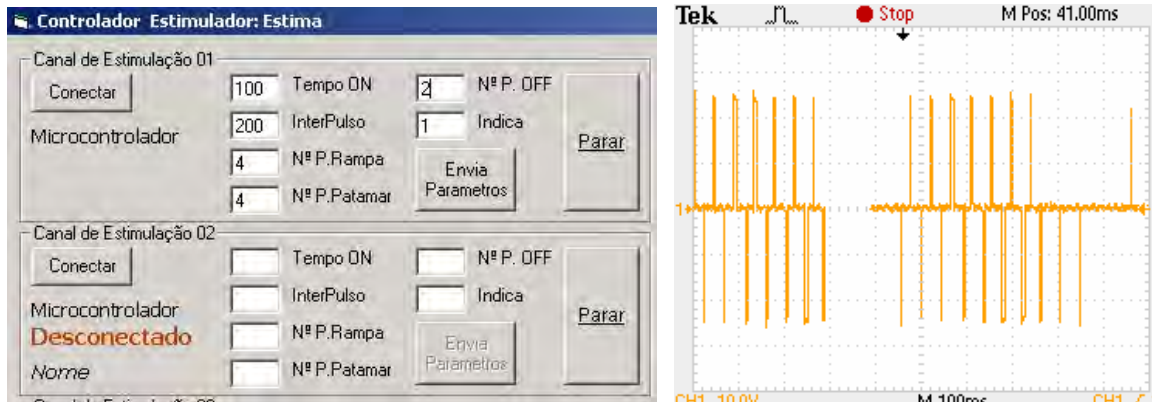


Fig. 6.5 – Forma de onda com maior número de pulsos, em relação a anterior.

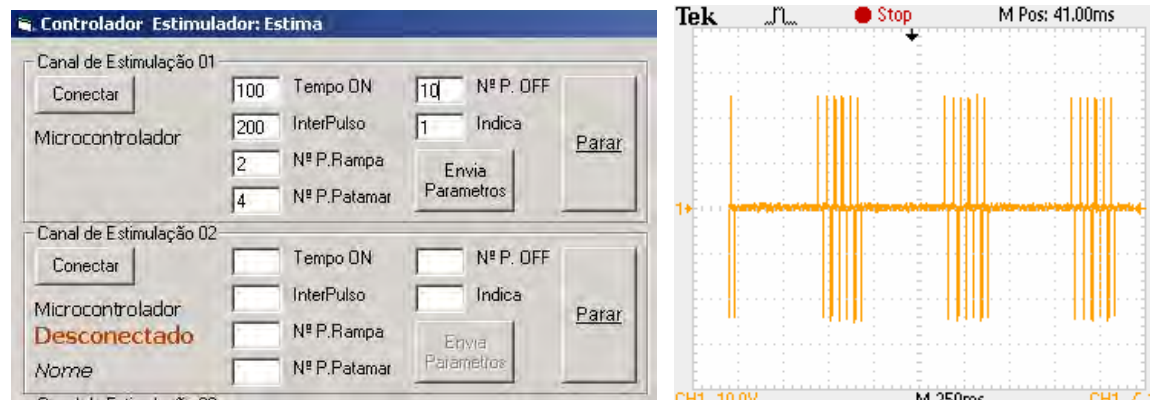


Fig. 6.6 – Forma de onda com maior número de pulsos OFF.

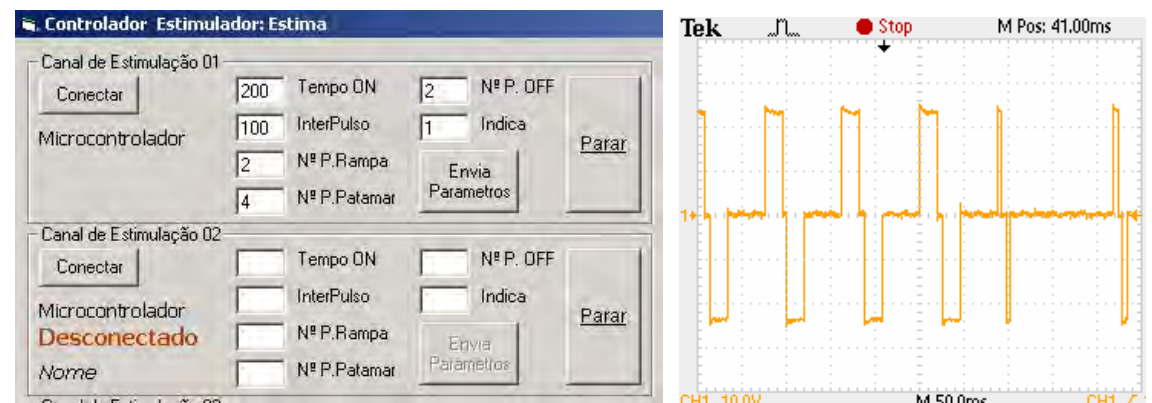


Fig. 6.7 – Forma de onda com alto valor de Tempo ON (largura de pulso).

Observando-se a Figura 6.7, constata-se que freqüência dos sinais de estimulação é em torno de 11 Hz, devido a estouro nos registradores do microcontrolador, um aspecto a ser tratado, pois vai contra a tendência do profissional de saúde, que é a de aumentar o nível de eletroestimulação.

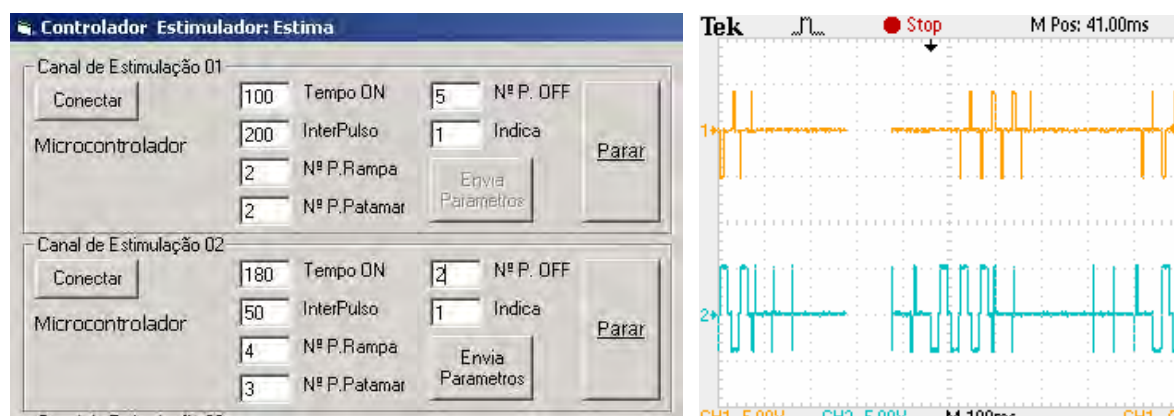


Fig. 6.8 – Forma de onda de dois canais de eletroestimulação.

Para a escolha do canal a ser utilizado, o programa ActiveX HIDComm disponibiliza uma lista dos microcontroladores conectados à estação de controle, identificando cada um por nome, como mostra a Figura 6.9. Cada microcontrolador foi nomeado de “EstimaUSB N ”, sendo N o seu número.

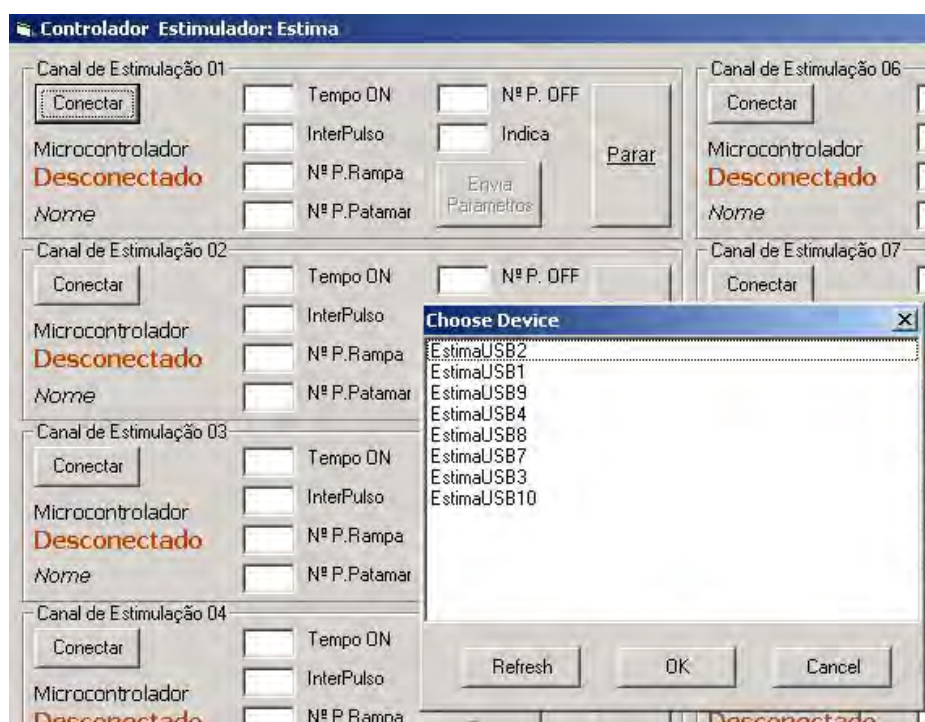


Fig. 6.9 – Ao pressionar o botão Conectar, o software mostra uma lista de dispositivos conectados disponíveis.

6.3 O Módulo de Monitoramento

Conforme mencionado no Capítulo 5, o módulo de monitoramento é constituído por sensores de força, eletrogoniômetros, eletromiógrafos, medidor de pressão arterial e de frequência cardíaca.

Os sinais produzidos no módulo de monitoramento foram conectados à placa-mãe da estação de controle via interface USB/serial.

6.3.1 Sensores de Força

As Figuras 6.10 e 6.11 mostram os resultados obtidos com duas células de carga dos sensores de força, uma projetada para medir forças de até 300 N e a outra para forças de até 150 N. Conforme se pode constatar, e de acordo com o previsto pela teoria dos extensômetros metálicos, apresentam resposta linear, com diminuta histerese.

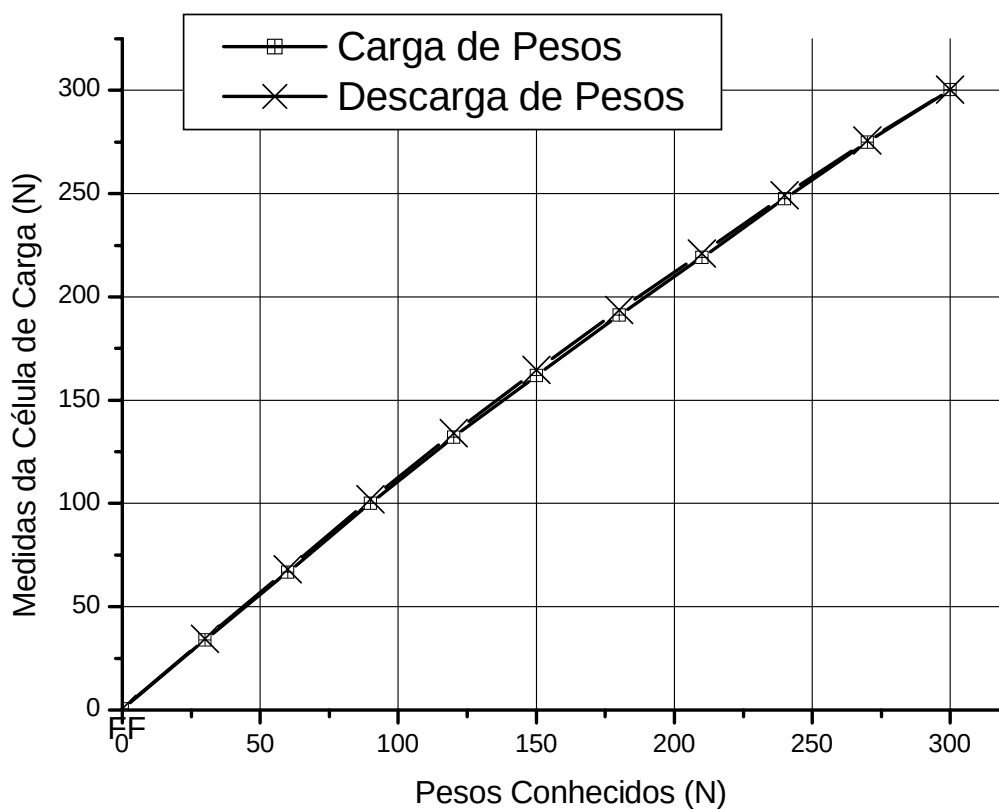


Fig. 6.10 – Medidas com célula de carga de 300 N com pesos conhecidos.

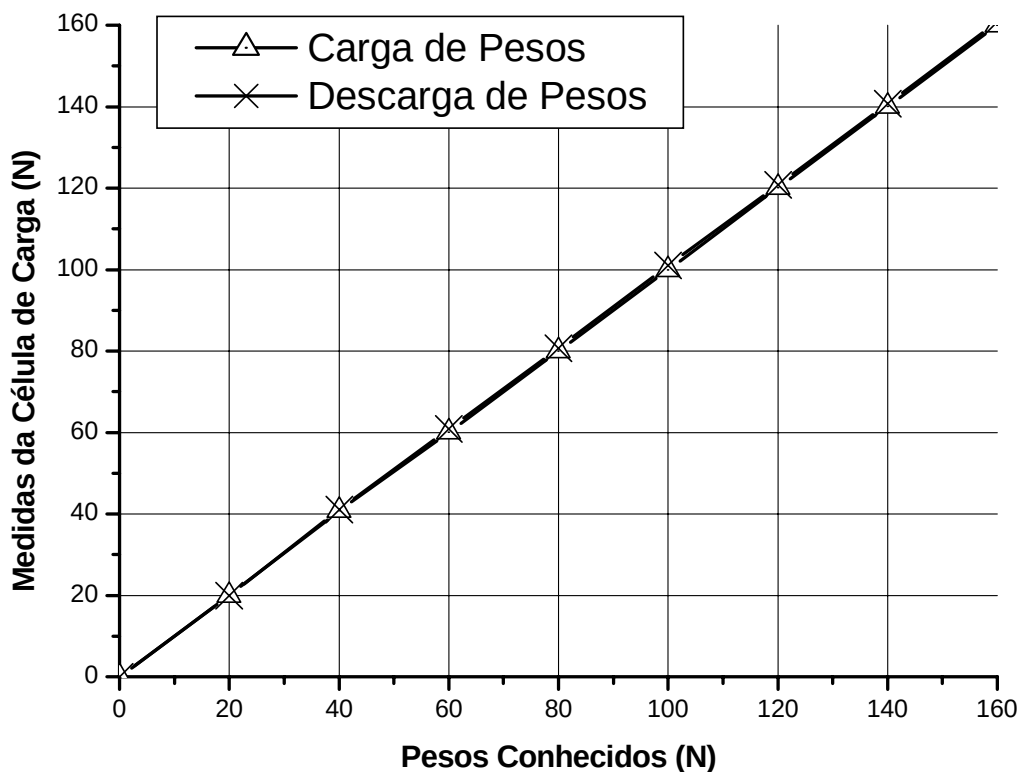


Fig. 6.11 – Medidas com célula de carga de 150 N com pesos conhecidos.

O sistema de comunicação USB se mostrou versátil, dado as características deste barramento. O microcontrolador utilizado atendeu às necessidades do projeto.

Os resultados apresentados, via *software*, podem mostrar a distribuição de peso em cada uma das quatro regiões dos pés, halux, metatarso 1, metatarso 5 e calcanhar. Esta distribuição de peso pode ser visualizada individualmente ou no somatório das forças, como mostra a Figura 6.12, que ilustra medições realizadas em um voluntário, no Laboratório de Sensores.

Com relação ao sistema já implementado no Laboratório de Sensores^[1] e aos apresentados na literatura específica, o presente trabalho se mostra versátil e moderno, utilizando a porta USB e não necessitando de placas de aquisição especiais.

O *software* desenvolvido pode ser melhorado, e modificado para atender mais especificamente os profissionais de saúde que o utilizarão. Outros membros do grupo e pesquisa, dentre os quais há profissionais da saúde, estão contribuindo para essa melhoria.

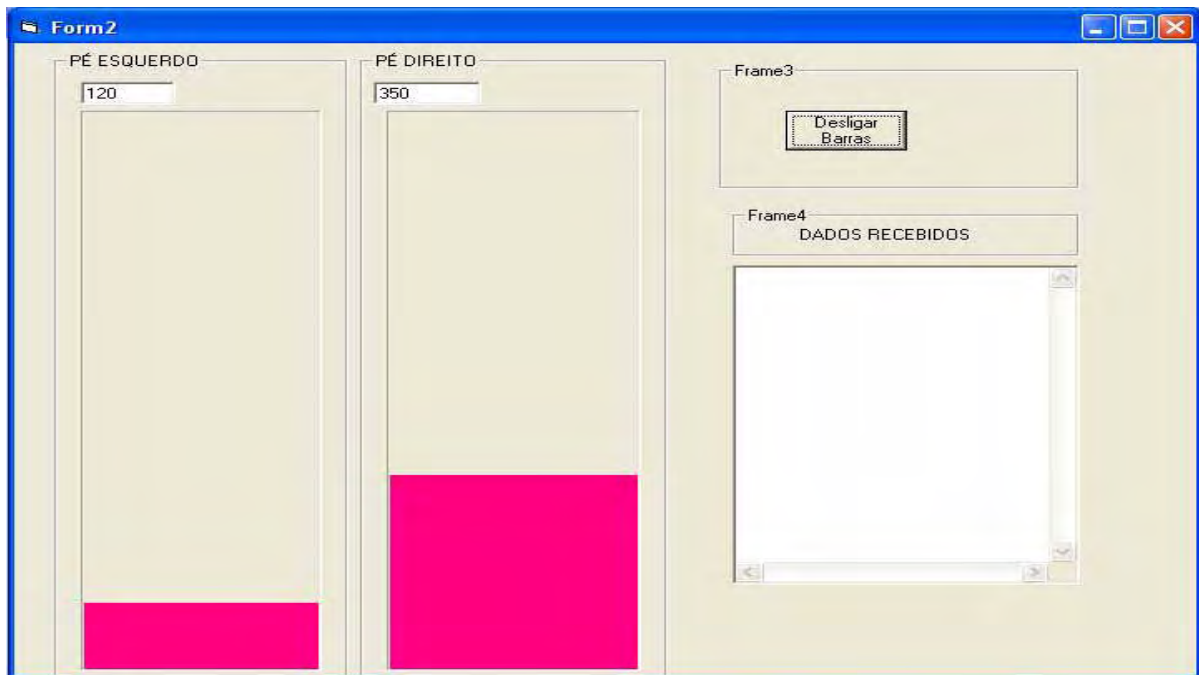


Fig. 6.12 – Software Mostrando o Peso Aplicado sobre o Pé Direito e Esquerdo.

Uma limitação encontrada, durante os testes realizados em Laboratório, foi o tempo mínimo necessário entre cada leitura (tempo de amostragem e conversão do A/D). Caso o *software* implementado em Visual Basic exija do microcontrolador um tempo de leitura reduzido, poderá haver falta de sincronismo na comunicação, e apresentação de resultados errôneos. Essa limitação com o tempo de amostragem não torna o programa lento, mas sim seguro.

6.3.2 Eletrogoniômetro e Eletromiógrafo

Por estarem implementados na mesma placa de circuito impresso e terem sinais adquiridos no mesmo microcontrolador, são considerados na mesma subseção.

O *software* implementado é capaz de variar o número de pontos mostrados em tela, de forma que mesmo estes dois sinais, de frequências diferentes, podem ser observados.

Para comprovar a eficiência do circuito de aquisição em conjunto com o *software*, foi injetado como entrada um sinal senoidal de 20 Hz, sendo medido com um osciloscópio (TDS2014). Observou-se o sinal mostrado graficamente pelo software implementado, com ilustram as Figuras 6.13 e 6.14.

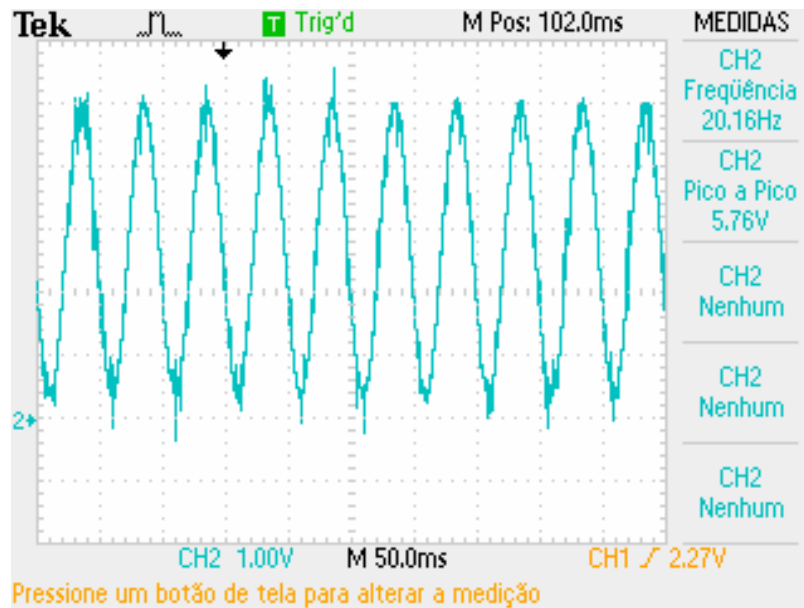


Fig. 6.13 – Sinal de 20 Hz mostrado na tela do osciloscópio TDS 2014.

Este resultado mostra a eficiência do sistema implementado. Em comparação ao sistema anteriormente desenvolvido no Laboratório de Sensores^[2], o presente trabalho se mostra com taxa de amostragem quatro vezes maior. O sistema anterior era capaz de amostrar sinais de no máximo 5 Hz (200 ms), este novo sistema é capaz de amostrar sinais de 20 Hz (50 ms).

A não utilização da porta USB, nesta etapa do projeto, se deu pelas dificuldades encontradas na programação em Visual Basic. A porta serial, por não ter sido utilizada para outra conexão, foi uma solução e opção eficaz. O *software* se baseou no componente MSComm da Microsoft, que possui uma maior flexibilidade para detecção de eventos dentro do sistema operacional, e maior número de material para consulta na Internet que o HIDComm da Microchip.

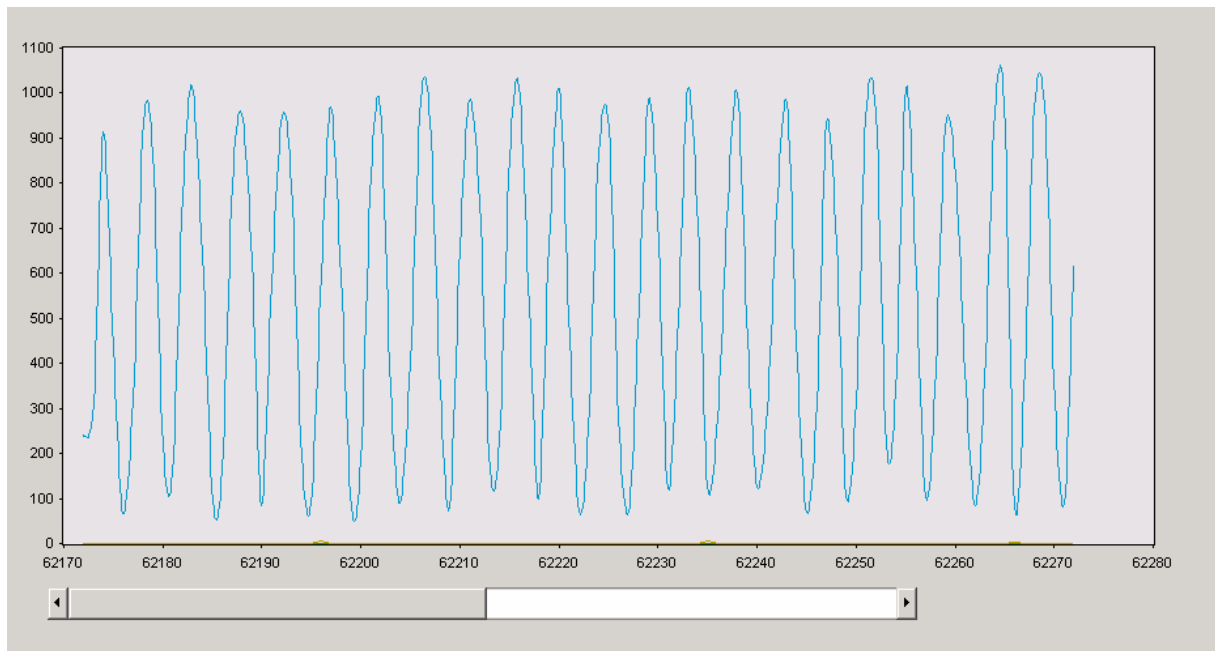


Fig. 6.14 – Sinal de 20 Hz mostrado na pelo software.

As Figuras 6.15 e 6.16 mostram a simulação de um teste de Pêndulo realizado com dois eletrogoniômetros, o que poderia ser utilizado na identificação e avaliação de espasticidade em membros inferiores de pacientes hemiplégicos, e um dos sinais correspondentes observados no osciloscópio. A pequena interrupção, que surge no meio da tela do osciloscópio, é resultante do instante em que o sinal foi captado.

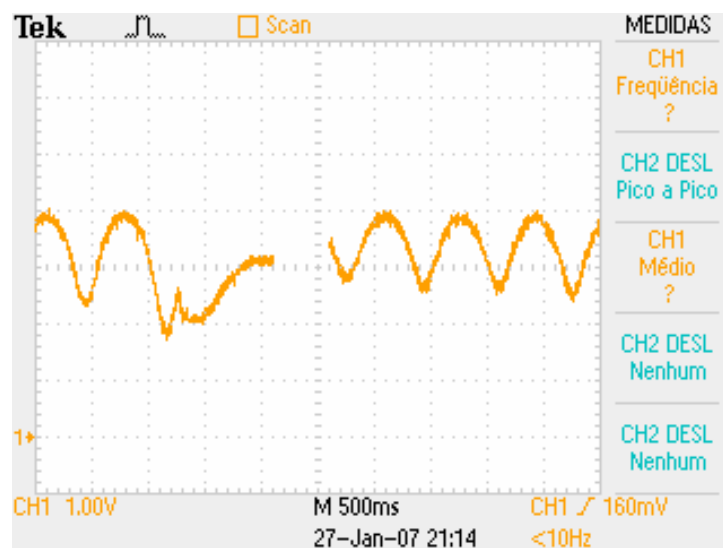


Fig. 6.15 – Sinal do eletrogoniômetro observado pelo osciloscópio.

Um sinal gerado e captado pelo circuito de EMG é mostrado na Figura 6.17.

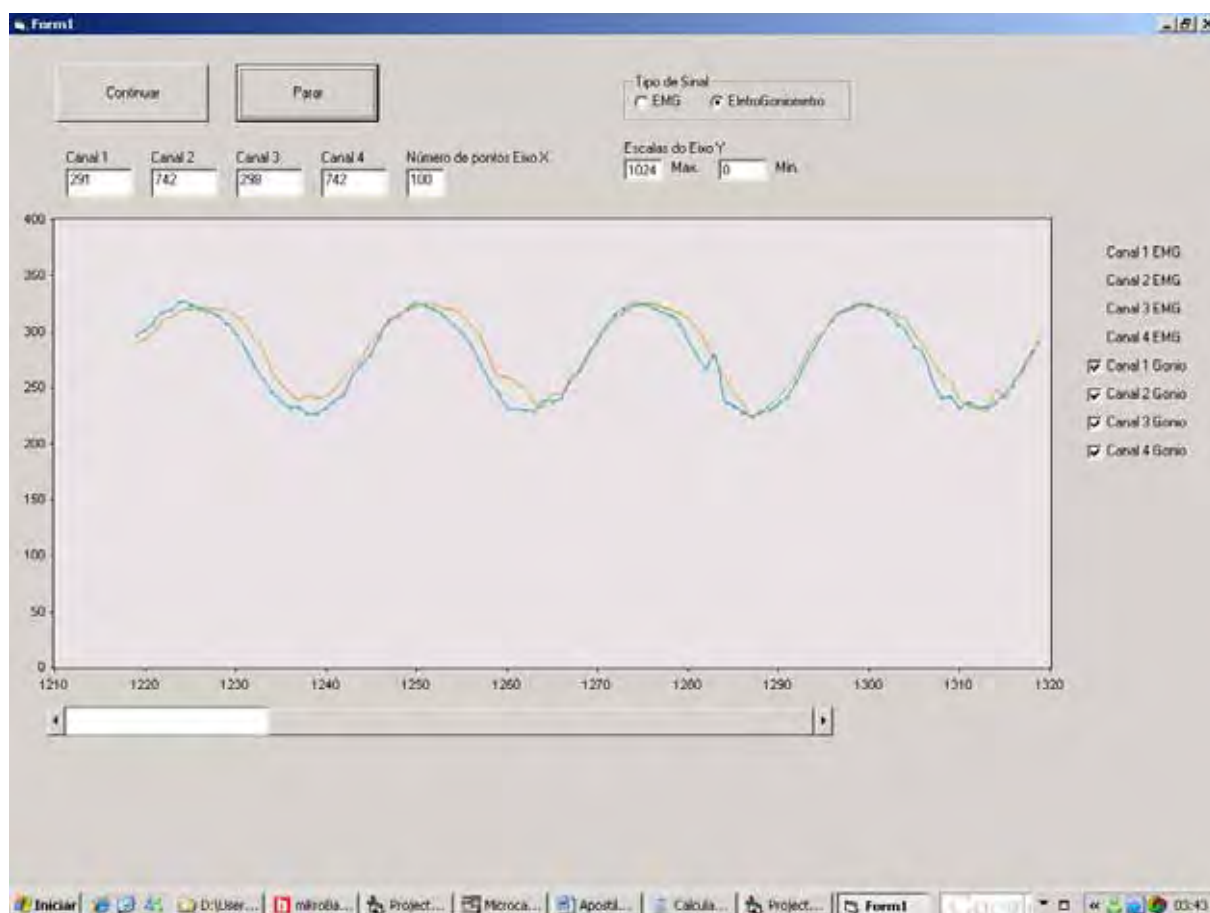


Fig. 6.16 – Simulação de um teste de Pêndulo.

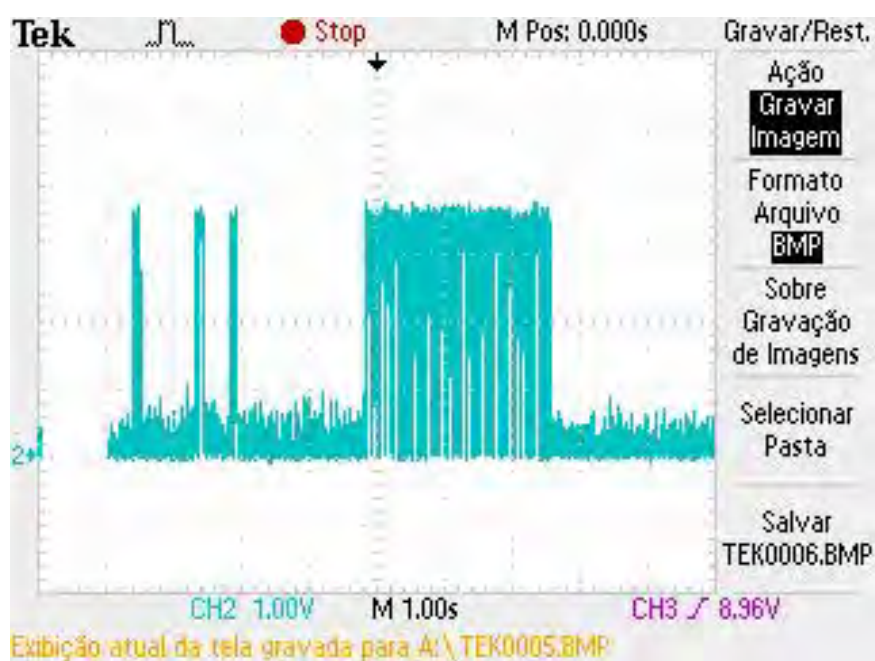


Fig. 6.17 – Leitura do sinal EMG observado em osciloscópio, na entrada do MCU.

6.4 Alimentação da Estação de Controle

As fontes ATX alimentada com bateria e a de alimentação dos sensores funcionaram adequadamente, de acordo com as especificações de projeto.

O consumo de corrente (em torno de 10 A) foi razoavelmente elevado, considerando que a bateria utilizada é de 7 Ah. Este consumo, porém, poderá ser reduzido, através de um novo projeto de fonte chaveada que utiliza vários conversores de topologia *flyback*.

6.5 Algoritmos de Controle

Alguns resultados dos algoritmos de controle desenvolvidos no trabalho foram apresentados no Capítulo 4, que tratou especificamente do sistema de controle. O *software* desenvolvido em Visual Basic, que incorporou a rotina de controle, é mostrado na Figura 6.18.

Este programa incorpora algumas das características do *software* que controla o eletroestimulador, como a escolha do canal de estimulação, os mesmos cinco parâmetros da forma de onda e o botão de parada de estimulação. A principal diferença é que o envio dos parâmetros é automático, em intervalos de 100 ms. A aquisição de dados do eletrogoniômetro também utiliza as facilidades do desenvolvido anteriormente, inclusive com a apresentação gráfica dos resultados.

Como mencionado, o período do sinal de eletroestimulação é de aproximadamente 44 ms. Assim, o eletroestimulador é atualizado a cada três ciclos de estimulação, aproximadamente.

Na Figura 6.18, é ilustrada o controle da posição angular da perna do paciente. O valor de referência utilizado é 900, apresentado no gráfico, como uma reta.

O valor medido do ângulo da perna do paciente é mostrado na curva, que após a interação 300, acompanha o sinal referência. A largura de pulso, que estimula o músculo quadríceps, é mostrada na curva mais abaixo. Este gráfico foi gerado através do ajuste manual do eletrogoniômetro, para ilustrar o funcionamento do sistema de controle. Após alcançar o valor de referência, a largura de pulso se mantém. O eixo das abscissas do gráfico é o número de interações realizadas. As

interações são limitadas pela aquisição de dados do sensor, realizada a uma frequência aproximada de 20 Hz.

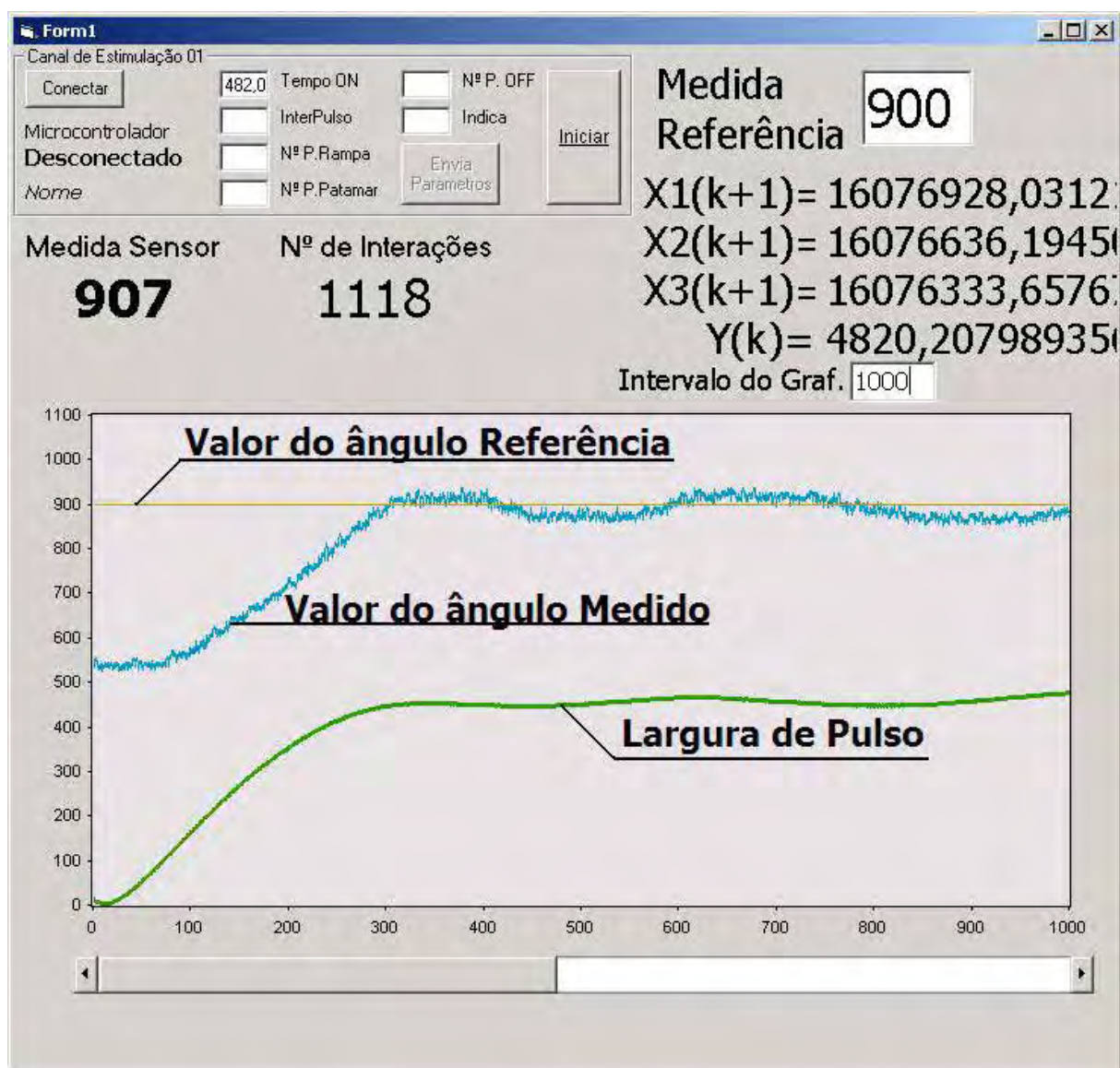


Fig. 6.18 – Software desenvolvido para atuar com o eletroestimulador e com o sensor eletrogoniômetro.

6.6 Referências Bibliográficas do Capítulo

- [1] FARIA, U. C., “Monitoramento Informatizado de Forças Exercidas pelos Membros Superiores e Inferiores de Pacientes”, Tese de Mestrado, FEIS/, Ilha Solteira, 103 p., jn, 2001.
- [2] FARIA, U. C., “Implementação de um Sistema de Geração de Marcha para Pacientes com Lesões Medulares”, Tese de Doutorado do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica: FEIS/UNESP, Ilha Solteira-SP, 2006.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO

O objetivo principal desta tese foi a implementação de um sistema eletrônico para gerar e avaliar movimentos em pacientes hemiplégicos, com o uso de um algoritmo de controle com modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno e baseado em desigualdades lineares matriciais.

Entre os objetivos secundários estão o desenvolvimento e aprimoramento de tecnologias em instrumentação em eletroestimulação neuromuscular funcional, eletrogoniometria e extensometria.

Este trabalho é uma continuação de um projeto mais amplo, e tem como inovação o controle da perna de um paciente hemiplégico em 60°. Não foram encontrados relatos, na literatura especializada, de um sistema com as características descritas neste trabalho, principalmente no que tange ao uso da técnica de controle com modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno, baseado em desigualdades lineares matriciais.

O principal barramento de comunicação utilizado foi a porta USB, o que representa um grande avanço tecnológico para o grupo de pesquisa e, mesmo, em contexto nacional. O uso desta tecnologia aplicada em eletroestimulação gerou

publicações em renomados congressos nacionais.

O desenvolvimento de uma estação de controle possibilitou o uso de comunicação sem fio, com alta velocidade de transmissão de dados (11 Mbps), e com alcance e protocolos de comunicação padronizados (IEEE 802.11b). Pode fazer parte de uma rede de computadores, ensejando acesso remoto por outros computadores. Possibilita também a conexão de elevado número de dispositivos por meio de portas USB. Minimiza a ocorrência de erros de transmissão e comunicação, pois a unidade de controle está junto ao paciente.

O eletroestimulador neuromuscular funcional é portátil, com volume e peso reduzidos, possuindo dez canais de estimulação, controlados de forma independente, e selecionáveis na estação de controle. Seu uso pode ser estendido a outros computadores, além da estação de controle, com o uso de *drivers* adequados. O *software* de controle efetua a variação da largura de pulso, para que não seja gerado um torque/força além do necessário para a realização do movimento da perna, contribuindo para não ocorrência de fadiga muscular.

Para o fechamento da malha de controle, utilizou-se eletrogoniômetros resistivos em conjunto com conversor A/D, o que exigiu técnicas de controle digital, inseridas no *software* de controle. O controlador linear foi discretizado a partir do que foi desenvolvido, em modo analógico, e suas equações de estado foram inseridas na programação Visual Basic, utilizando variáveis de dupla precisão, visando baixos erros de quantificação. Resultados práticos mostram o funcionamento do controle angular.

A disponibilização de monitoramento da pressão arterial e frequência cardíaca visam à preservação da saúde do paciente. Em trabalhos futuros, espera-se a integração destes valores em um banco de dados gerado pelo próprio sistema, o que tornará possível acompanhar a reabilitação do paciente e a eficácia do tratamento a que ele está sendo submetido.

Os sinais eletromiográficos captados são disponibilizados em tela, podendo, no futuro, serem considerados para o tratamento do paciente e utilizados como entrada do sistema de controle.

Os sensores de forças plantares também podem ser conectados ao barramento USB, são portáteis, podendo ser utilizados em outros computadores, além da estação

de controle. Em conjunto com os *softwares* desenvolvidos, possibilitam a visualização dos pontos de aplicação de força pelo paciente, para se manter em equilíbrio. Esta visualização, para o paciente hemiplégico, permite determinar sua distribuição de peso sobre os membros inferiores, indicando qual o membro mais solicitado. A apresentação de força por cada sensor, individualmente, possibilita avaliações do modo de pisar do paciente.

O eletrogoniômetro baseado em acelerômetros se mostra uma alternativa viável para medição de ângulos e, por não ser interligado por hastes, pode ser colocado em partes distintas do corpo (tronco, abdômen, membros inferiores e superiores) e obter medidas angulares das articulações com maior facilidade.

O sistema como um todo é alimentado por uma bateria, sendo autônomo e independente. É de baixo custo, utilizando componentes disponíveis no mercado nacional.

São numerosas suas possibilidades de utilização em clínicas e pesquisas em Engenharia de Reabilitação, Fisioterapia e Biomecânica.

Este trabalho foi desenvolvido através de diversas parcerias e membros de uma equipe de pesquisa presente e forte no Laboratório de Sensores do DEE/FEIS/UNESP. Graças a esta união do grupo é que foi possível alcançar os resultados aqui apresentados.

7.1. Publicações Decorrentes

Dois artigos, com resultados parciais deste trabalho, foram aceitos em congressos nacionais. São eles:

- ☑ Título: “*Interface USB para Conexão de Sensores a Microcomputadores*”, autores: Tony Inácio da Silva, Aparecido A. de Carvalho, Leonardo B. S. Mangiapelo, e Danilo Pazian Paulo, submetido e aprovado no 4º Congresso Temático de Dinâmica, Controle e Aplicações, DINCON 2005. Este trabalho apresentou resultados preliminares da conexão USB com o microcomputador, onde se desenvolveu os primeiros softwares de aquisição de dados com este barramento.

- ☑ Título: “*Estimulador Neuromuscular Funcional Controlado Via USB*”, autores: Tony Inácio da Silva, Aparecido A. de Carvalho, e Uender da Costa Faria, submetido e aprovado no IV Iberdiscap: Tecnologias de Apoio a Portadores de Deficiência, Iberdiscap 2006, promovido por RIBERDISCAP - Red Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Este artigo descreve a eletroestimulador implementado.

Recentemente um artigo foi submetido a um novo congresso, mas aguarda a resolução da comissão científica:

- ☑ Título: “*Sistema Microcontrolado para Medição de Forças na Região Plantar e nos Membros Superiores de Pacientes*”, autores: Marcelo Augusto Assunção Sanches, Tony Inácio da Silva, Ricardo Luiz de Freitas, Mateus Fernandes Urban, Uender da Costa Faria, Elcio Alteris dos Santos, Aparecido Augusto de Carvalho, congresso: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, CBB2007.

7.2. Propostas para Trabalhos Futuros

No decorrer da tese são apresentadas em diversos pontos, propostas de melhorias para trabalhos futuros. De forma resumida, abaixo são listadas algumas destas.

- ☑ Teste com pacientes utilizando o sistema já implementado.
- ☑ Inserção dos dados gerados pelo medidor de pressão arterial disponíveis para a estação de controle, isto é, a integração deste dispositivo ao módulo de monitoramento.
- ☑ Estação de controle: troca da placa mãe do modelo atual micro-ATX para um modelo mais compacto, nano-ITX ou mini-ITX, o que poderia levar a maior durabilidade da bateria, redução de peso e volume;
- ☑ Estação de controle: troca do disco rígido por memória *flash* não volátil como forma de armazenamento de dados. Levando em consideração as

taxas de transmissão das duas tecnologias, o desempenho seria semelhante, mas com grande redução de peso e volume;

- ☑ Eletroestimulador Neuromuscular: inserção de novos parâmetros de onda no eletroestimulador neuromuscular, de forma a alcançar maior flexibilidade na formatação da onda do sinal de estimulação, visando redução de fadiga e outras características que tragam conforto ao paciente em tratamento/avaliação;
- ☑ Eletromiógrafo: desenvolvimento de um novo circuito de condicionamento para o eletromiógrafos que permita a detecção plena do sinal e não somente de sua envoltória;
- ☑ Eletrogoniômetro com Acelerômetros: utilização de novos CI's, desenvolvidos recentemente pela Freescale, que possuem maior flexibilidade e sensibilidade. A viabilidade do uso de giroscópio integrado, como sensor do eletrogoniômetro, deverá ser avaliada.

Apêndice – Modelos e Rotinas Utilizadas

São apresentadas rotinas e montagem de blocos no Simulink para as devidas simulações.

Modelo do Músculo Simulado

Na Figura A.1 mostra o modelo construído em Simulink para a Simulação.

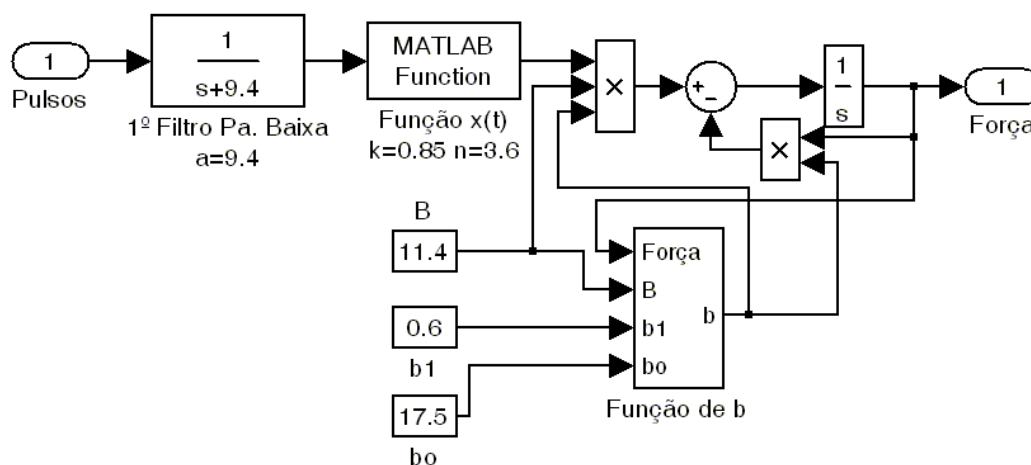


Fig. A.1 – Modelo do músculo representado no Simulink.

Modelo da Junção do Joelho Simulado

Na Figura A.2 mostra o modelo construído em Simulink para a Simulação.

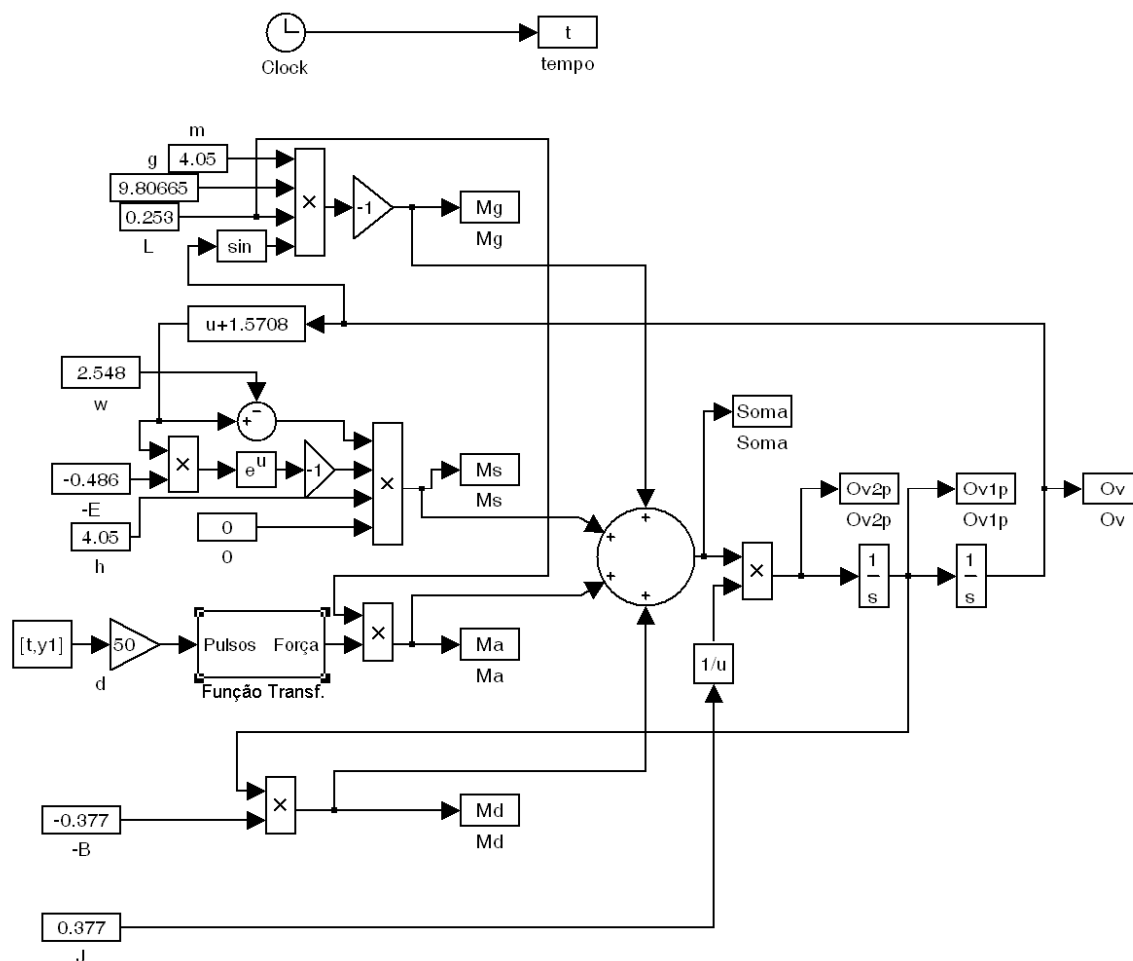


Fig. A.2 – Modelo da Junção do Joelho implementado no Simulink.

Rotina e Comandos em MATLAB para Root Locus

A Tabela A.1 apresenta a rotina utilizada para o projeto do controlador Root Locus da seção 4.4 deste trabalho.

Tabela A.1 – Parte da rotina em MATLAB para obter o Root Locus de 4.10.

```

%Determinação das funções de transferência
num1=[0 G];
den1=[tal 1];
num2=[0 1];
den2=[J B K];
num3=[tal 1];
num4=[J B K];
num5=conv(num1,num2);
num6=conv(num5,num3);
num=conv(num6,num4);
den3=[1 0];
den4=[1 50];
den6=conv(den1,den2);
den7=conv(den6,den3);
den8=conv(den7,den4);
den=conv(den8,[1 100])
figure(1)
rlocus(num5,den6)
figure(2)
rlocus(num,den)
%Resposta transitória
k0=1.5;
figure(3)
numerador=[0 42500*k0];
denominador=[1 150 5000 42500*k0];

```

Rotina e Comandos em MATLAB para Discretização

Os principais comandos para a discretização de 4.18 seguem na Tabela A.2

Tabela A.2 – Parte do programa em MATLAB.

```

%Determ. das funções de transf. da planta do parapléxico/hemiplégico
num1=[0 G];
den1=[tal 1];
num2=[0 1];
den2=[J B K];
np=conv(num1,num2)
dp=conv(den1,den2)
gp=tf(np,dp)
%Descrição do compensador de modo contínuo

```

```
ncomp=dp
dcomp=[1 150 5000 0]
gc=tf(ncomp,dcomp)
%Discretizar a planta no plano z
[npz,dpz]=c2dm(np,dp,0.001,'zoh')
%Projeto do compensador no plano z
[ncompz,dcompz]=c2dm(ncomp,dcomp,0.001,'tustin')
%Multiplicação do compensador pela planta
[nnz,ddz]=series(ncompz,dcompz,npz,dpz)
%Cálculo em malha fechada
[nmf,dmf]=cloop(nnz,ddz)
[x]=dstep(((2*pi)/18)*nmf,dmf,2001)
% Passar da função de transferência para
% espaço de estados o compensador
[ad,bd,cd,dd]=tf2ss(ncompz,dcompz)
```