

RENATA MANZANO MARIA

**DESENVOLVIMENTO DE UM
SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE
ESPASTICIDADE EM LESADOS
MEDULARES**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Escola de Engenharia
de São Carlos, da Universidade de
São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

São Carlos
2009

DEDICATÓRIA

Para meu pai, José Roberto, minha mãe, Roseli e minha irmã, Roberta, que me apoiaram e auxiliaram, não só durante o desenvolvimento deste trabalho, mas também foram fatores determinantes para que, então, eu chegasse até onde tive a oportunidade de fazê-lo.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, a Deus.

Especialmente, à minha família e amigos que me ajudaram, seja por meio de conselhos técnicos ou conversas que me fizeram persistir e vencer várias etapas difíceis.

Ao professor Alberto Cliquet Jr, por ter me dado a chance de trabalhar no laboratório de engenharia de reabilitação (LABCIBER) e permitir a realização dos testes no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do Hospital das Clínicas (UNICAMP). Às novas amizades como consequência deste trabalho: no LABCIBER, Varoto, pela companhia e viagens realizadas, me ajudando e aconselhando, sendo sempre muito atencioso e prestativo; na UNICAMP, Janaina, responsável pela execução dos testes nos pacientes do laboratório.

E, finalmente, sou grata a tudo e a todos que tiveram parte diretamente ou indiretamente para o sucesso deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	i
LISTA DE TABELAS.....	ii
RESUMO.....	iii
ABSTRACT.....	iv
CAPÍTULO 1	1
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Sistemas Nervoso e Muscular.....	1
1.2. Reflexos Espinhais.....	4
1.3. Medula Espinal, Paraplegia e Tetraplegia	6
1.4. Espasticidade.....	8
1.4.1. Diagnóstico e Avaliação	10
1.4.2. Tratamentos Disponíveis.....	11
CAPÍTULO 2	13
2. Desenvolvimento	13
2.1. Sensores.....	13
2.1.1. Acelerômetro.....	13
2.1.2. Eletrogoniômetro.....	17
2.2. Hardware	20
2.3. Firmware	23
2.4. Software.....	23
CAPÍTULO 3	29
3. Procedimentos.....	29
CAPÍTULO 4	31
4. Resultados e Discussões.....	31
CAPÍTULO 5	40
5. Conclusões.....	40
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	41
APÊNDICE	45

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Corte transversal da medula espinhal	2
Figura 1.2. Caminhos percorridos pelo sinal	2
Figura 1.3. Receptores responsáveis pelo controle da contração	4
Figura 1.4. Co-ativação γ -a.....	5
Figura 1.5. Medula após lesão	7
Figura 1.6. Deslocamento de vértebras devido à fratura	7
Figura 2.1. Diagrama completo do sistema	13
Figura 2.2. Acelerômetro piezoelétrico	14
Figura 2.3. ACH-04-08-05 Analog Test PCB	15
Figura 2.4. Acelerômetro ACH-04-08-05	16
Figura 2.5. Esquemático elétrico	16
Figura 2.6. Reflexão interna em uma fibra óptica	18
Figura 2.7. Eletrogoniômetro Shape Sensor S700 Joint Angle.....	19
Figura 2.8. Efeito do tratamento aplicado ao cladding.....	19
Figura 2.9. Diagrama de pinos do PIC18F258	20
Figura 2.10. Circuito completo do sistema	21
Figura 2.11. Versão final do dispositivo.....	22
Figura 2.12. Sistema completo.....	22
Figura 2.13. Painel de controle	24
Figura 2.14. Tela inicial	24
Figura 2.15. Tela de aquisição de dados.....	25
Figura 2.16. Tela de calibração do eletrogoniômetro.....	26
Figura 2.17. Tela de consulta.....	27
Figura 2.18. Dados consultados.....	27
Figura 3.1. Paciente posicionado para a realização do teste.....	29
Figura 4.1. Sinais de referência	32
Figura 4.2. Sinais da perna esquerda do paciente antes do treino	33
Figura 4.3. Sinais da perna direita do paciente antes do treino	34
Figura 4.4. Sinais da perna esquerda do paciente após o treino	35
Figura 4.5. Sinais da perna direita do paciente após o treino	36
Figura 4.6. Comparação Eletrogoniômetro x Acelerômetro: Referência – Pré-treino – Pós-treino	38
Figura 4.7. Sinais do eletrogoniômetro para os três casos.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Escala de Ashworth	10
Tabela 2. Escala modificada de Ashworth.....	10
Tabela 3. Escala de espasmos musculares.....	11

RESUMO

A espasticidade, caracterizada por tremores conseqüentes de uma disfunção motora e apresentada normalmente por lesados medulares, pode muitas vezes afetar de forma negativa a vida funcional do paciente. Dessa forma, buscam-se alternativas para que seu efeito seja amenizado através de terapias e medicamentos. A fim de avaliar a eficiência de tais tratamentos, faz-se a avaliação contínua do grau de espasticidade através de métodos hoje utilizados, mas que de certa forma se tornam muitos subjetivos.

Por meio deste trabalho buscou-se desenvolver um sistema que possibilitasse a avaliação da espasticidade de forma mais objetiva e clara. Dessa forma, será possível acompanhar todo o desenvolvimento do quadro, realizando comparações de sinais obtidos em pacientes antes e depois da realização de algum tipo de terapia. Para este fim, fez-se uma adaptação no teste pendular convencional, adicionando sensores que proporcionam sinais redundantes, sendo que, ao final do trabalho, os resultados obtidos por meio dos testes realizados em pacientes comprovaram sua utilidade para este tipo de avaliação.

Palavras-chave: Espasticidade; Teste Pendular; Engenharia Biomédica; Goniometria; Acelerômetro; Lesão Medular; Avaliação Clínica.

ABSTRACT

Spasticity, characterized by shakes resultant from motor dysfunction and often presented by spinal cord injured people, can many times affect in a negative way the functional life of the patient. In this way, alternatives are used to minimize its effects by therapies and drugs. For the purpose to evaluate the efficiency of these treatments, continuous evaluations of spasticity rate are made through methods used nowadays, but in some way are too subjective.

This work had the purpose to build a system that makes the spasticity evaluation, often presented by people who has spinal cord injury, more objective and clearly. Consequently, it will be possible to follow the development of a patient case, drawing comparisons of the acquired signals before and after of any treatment. To this effect, it was made an adaptation in pendulum test, adding sensors that provide redundant signals and, in the end of this work, the results obtained from tests made in patients proved its usability in this kind of evaluation.

Keywords: Spasticity; Pendulum Test; Biomedical Engineering; Goniometry; Accelerometer; Spinal Cord Injury; Clinical Evaluation.

CAPÍTULO 1

1. INTRODUÇÃO

Inerente à liberdade de movimento do corpo humano, é o risco que este enfrenta, podendo, muitas vezes, sofrer danos temporários ou até permanentes. Um exemplo é a lesão que a medula espinhal pode sofrer, como resultado de acidentes, armas de fogo, quedas, entre outros motivos. Além disto, algumas causas podem ser não-traumáticas, como é o caso de doenças que podem acometer parte do sistema nervoso.

Algumas anomalias surgem após a lesão e muitas vezes dificultam a vida do lesado medular, como é o caso da espasticidade. Como ela se apresenta em forma de tremores e movimentos bruscos, algumas tarefas simples podem se tornar muito difíceis. Alguns métodos são utilizados como forma de avaliar o grau destes espasmos, entretanto o diagnóstico pode variar de acordo com a experiência do profissional. Para isso, este trabalho se propõe a desenvolver um sistema que forneça dados mais concretos e conclusivos a este respeito.

Para melhor entendimento do objetivo deste trabalho e dos danos causados por lesões medulares, é importante entender o funcionamento dos sistemas nervoso e muscular, possíveis lesões e suas consequências.

1.1. Sistemas Nervoso e Muscular

Composto pelo Sistema Nervoso Central (encéfalo e medula espinhal) e Sistema Nervoso Periférico (nervos, gânglios e terminações nervosas), o sistema nervoso recebe milhões de pequenos sinais de informação provenientes dos diferentes órgãos sensoriais e os integra para determinar a resposta a ser elaborada pelo organismo. (GUYTON, 1997a)

Sendo a segunda estrutura mais complexa, somente superada pelo cérebro, a medula espinhal é dividida em trinta e um segmentos, sendo seu corte transversal mostrado na Figura 1.1. A transmissão de um impulso nervoso através do axônio do neurônio é acelerada por pela mielina, envoltório composto por gordura. A área mais clara, denominada substância branca, é formada por neurônios mielinizados e a área mais escura, a substância cinzenta, é formada pelo corpo celular e dendritos, desmielinizados.

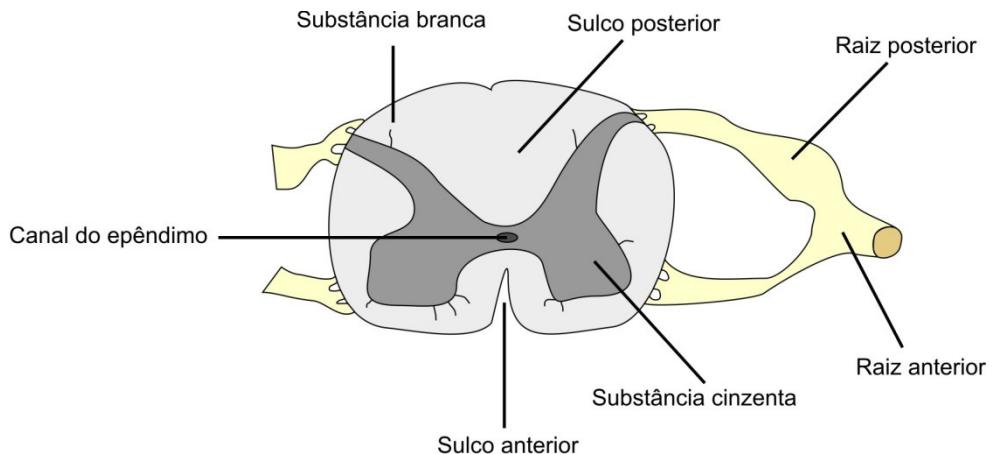


Figura 1.1. Corte transversal da medula espinhal

Responsáveis pela ligação entre as células receptoras dos diversos órgãos sensoriais e as células efetoras (músculos e glândulas), os neurônios transmitem os sinais elétricos de diversas origens. Iniciando no neurônio sensorial, os impulsos passam pelos neurônios de associação, situados no centro integrador (região do SNC), que o transmitem para o neurônio motor. Este conduz o impulso até o efetor, que responde de forma apropriada.

Todos os sinais sensoriais, após entrarem na medula, seguem dois caminhos: primeiro, um ramo do nervo sensorial termina na substância cinzenta da medula, originando reflexos segmentares locais e outros efeitos. Segundo, outro ramo transmite sinais para níveis mais elevados do sistema nervoso central, níveis esses localizados na própria medula, no tronco cerebral ou mesmo no córtex cerebral (GUYTON, 1997b), como mostrado na Figura 1.2.

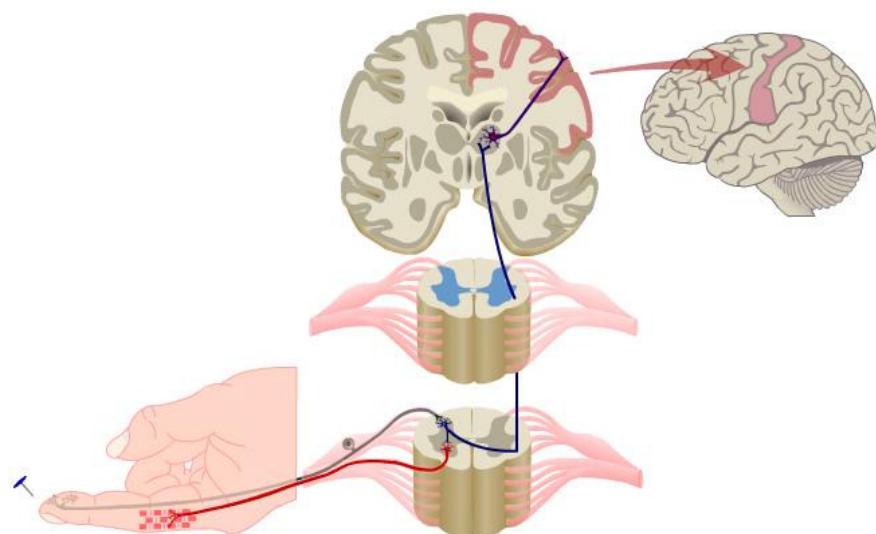


Figura 1.2. Caminhos percorridos pelo sinal

(Retirado de Get Body Smart, 2009)

Tratando especificamente das funções motoras do sistema nervoso, deve-se lembrar que estas são responsáveis pelo controle das várias atividades corporais, por meio da contração dos músculos esqueléticos e lisos de todo o corpo. As terminações nervosas que se ligam ao músculo, denominadas efetores, são quem recebem os sinais e realizam as atividades determinadas, sendo que o controle da contração do músculo esquelético pode partir de diferentes níveis do sistema nervoso central, dentre elas, a medula espinhal. Cada nível desempenha um papel específico no controle dos movimentos, sendo que os níveis mais baixos são responsáveis pelas respostas automáticas e instantâneas do corpo aos estímulos sensoriais, sem requerer qualquer processo de pensamento do cérebro. (GUYTON, 1997a)

Cada motoneurônio que emerge da medula espinhal inerva numerosas fibras musculares. Visto que as fibras musculares esqueléticas não se contraem sem que exista um verdadeiro potencial de ação para estimulá-las (exceto em algumas condições patológicas), o tônus do músculo esquelético é totalmente dependente de impulsos nervosos originados na medula espinhal. O tônus muscular é um estado de tensão parcial do músculo em repouso que permite iniciar a contração imediatamente após receber um impulso nervoso, além de definir a força com que o músculo resiste ao ser estirado. Esses impulsos são controlados, em parte, por impulsos transmitidos do encéfalo para os motoneurônios correspondentes e, em parte, por impulsos que se originam dos fusos musculares localizados no próprio músculo. (GUYTON, 1997c)

Os movimentos do corpo são consequência da contração simultânea dos músculos agonistas e relaxamento dos antagonistas, processo controlado pelos mecanismos motores do encéfalo e da medula espinhal. Deve ser lembrado que um músculo estirado se contrai com mais força que um músculo retraído. Como consequência, o músculo antagonista mais longo se contrai com maior força que o músculo mais curto. Conforme o membro se move para o ponto médio, a força do músculo mais curto aumenta, até que as duas forças fiquem perfeitamente igualadas. É nesse ponto que cessa o movimento do membro. Assim, ao variar a proporção entre os graus de ativação dos músculos antagonistas, o sistema nervoso direciona o posicionamento do membro. (GUYTON, 1997c)

Estes aspectos são essenciais para o entendimento dos reflexos espinhais e de algumas disfunções motoras, como a espasticidade, que serão abordados nos itens 1.2 e 1.3.

1.2. Reflexos Espinhais

A medula espinhal ocupa o nível mais inferior na hierarquia do sistema motor, sendo responsável pelos movimentos reflexos e rítmicos. Inúmeras atividades subconscientes dependem dos reflexos desencadeados pela ativação dos receptores sensitivos. (CHAVES, ALBUQUERQUE e MOREIRA, 2001)

Na musculatura esquelética, o arco reflexo representa um importante mecanismo de ajuste do nível de contração a ser realizado, uma vez que mantém o centro integrador constantemente informado sobre o estado de estiramento e tensão no músculo.

Os receptores responsáveis são os Fusos Neuromusculares e os Órgãos Tendinosos de Golgi. Os Fusos Neuromusculares, que detectam variações no comprimento muscular e da velocidade de variação do seu comprimento, apresentam fibras chamadas intrafusais, inervadas pelos motoneurônios gama (γ), dispostas em paralelo com as fibras musculares (extrafusais). As fibras extrafusais, inervadas pelos motoneuronios alfa (α), são responsáveis por detectar variações da tensão muscular e da variação da velocidade da tensão. (DE ANDRADE, 2009) Já os Órgãos Tendinosos de Golgi são responsáveis pela sinalização da força de contração realizada pelo músculo, formando um sistema de segurança a fim de reduzir uma contração muscular indesejada, desencadeadas por contrações musculares que tenham intensidade um pouco mais que moderada. O esquema da Figura 1.3 mostra estes receptores e os motoneurônios envolvidos. (NISHIDA, 2009)

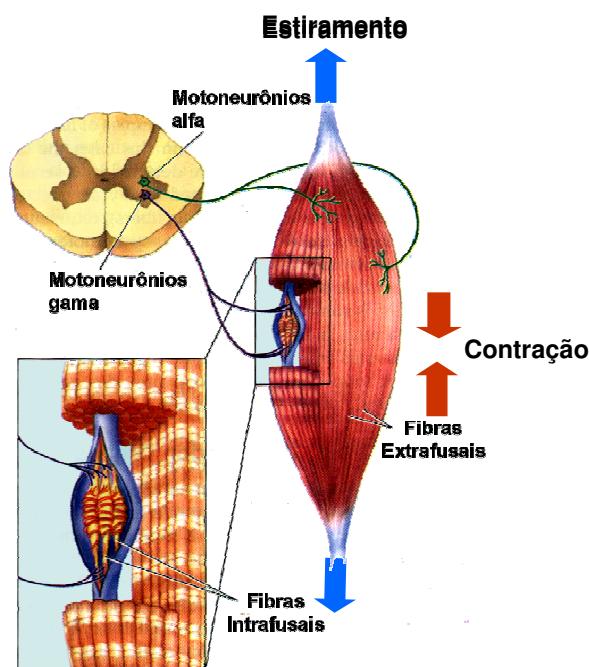


Figura 1.3. Receptores responsáveis pelo controle da contração

(Retirado de NISHIDA, 2009)

A disposição das fibras, mostrada na Figura 1.3, possibilita que um maior estiramento muscular seja percebido pelas terminações sensoriais situadas na região mais central do fuso que repassam a informação para o centro integrador na medula, por meio do aumento de impulsos nervosos por uma via aferente. O processamento dessa informação na medula irá produzir uma resposta de aumento do estímulo para contração da musculatura agonista ao movimento e inibição da musculatura antagonista, processo denominado co-ativação γ - α , mostrada na Figura 1.4. (BRUM, 2009).

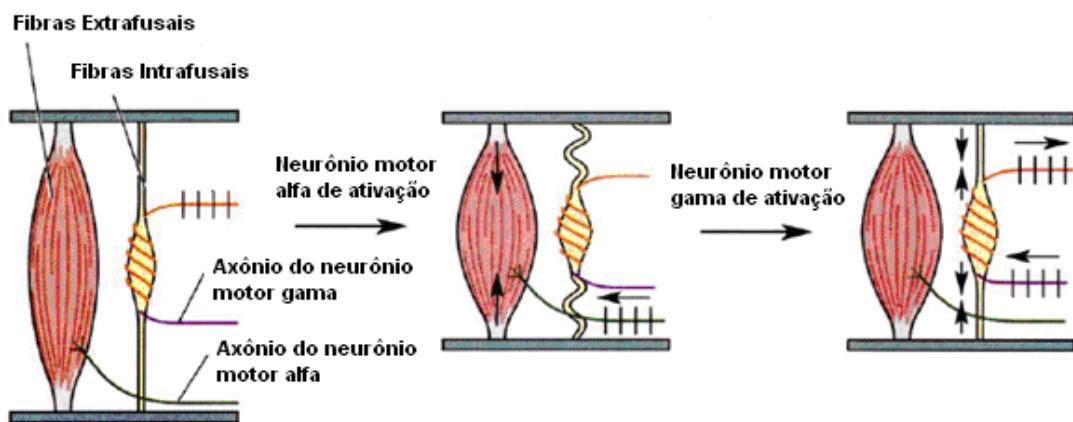


Figura 1.4. Co-ativação γ - α .

(Adaptado de Sistema Motor, 2009)

A sensibilidade dos fusos musculares é aumentada pela ativação dos motoneurônios γ , controle que permite a manutenção da sensibilidade do fuso durante a contração muscular. Quando um músculo se contrai, seu encurtamento leva a uma diminuição da tensão a qual o fuso está submetido, o que diminuiria ou anularia sua atividade. Entretanto, isto não ocorre, pois a ativação dos motoneurônios γ leva à contração das fibras intrafusais, estirando a região central dessas fibras e aumentando a sensibilidade dos receptores. Ao mesmo tempo, ocorre a ativação dos motoneurônios α , enviando sinais que inervam tanto as fibras extrafusais como as intrafusais. Dessa forma, o relaxamento do fuso produzido pela contração das fibras extrafusais (e consequente encurtamento do músculo) é parcialmente compensado pela contração das fibras intrafusais. Assim, fica evidente o papel dos fusos musculares, que ao fornecerem tais informações, contribuem para a execução de ajustes rápidos e dinâmicos do tônus muscular.

O reflexo espinhal mais simples é o reflexo miotáxico (ou de estiramento). Em resposta ao estiramento de um músculo, sinais são enviados à medula que refletem sobre motoneurônios do próprio músculo, assim como dos seus agonistas, resultando

na contração de ambos. Em paralelo, há a inibição de motoneurônios que inervam os músculos antagonistas, o que é chamado de inervação recíproca. Em resumo, o reflexo miotático corresponde à contração de um músculo em resposta ao seu estiramento, contraindo músculos agonistas e relaxando os antagonistas do músculo estirado.

O tônus muscular possui relação direta com o reflexo miotático, já que este, respondendo ao estiramento passivo de um músculo com um aumento de sua atividade contrátil, modula o tônus muscular, ajustando-o de forma apropriada para uma dada tarefa motora. A ação da gravidade estira constantemente os fusos; mesmo o músculo estando em repouso. Este estiramento causa uma contração reflexa chamada de tônus muscular de repouso. Assim, o reflexo miotático tende a manter o comprimento do músculo dentro de valores previamente estabelecidos.

1.3. *Medula Espinal, Paraplegia e Tetraplegia*

A medula espinhal é dividida em quatro porções: cervical, torácica, lombar e sacral. Os segmentos da medula cervical são oito (C1 a C8) e controlam a sensibilidade e o movimento da região cervical e dos membros superiores. Os segmentos torácicos (T1 a T12) controlam o tórax, abdome e parte dos membros superiores. Os segmentos lombares (L1 a L5) estão relacionados com movimentos e sensibilidade dos membros inferiores. Os sacrais (S1 a S5) controlam parte dos membros inferiores, sensibilidade da região genital e funcionamento da bexiga e intestino. (COSTA, 2009)

A lesão ocorre devido à morte dos neurônios da medula e a quebra de comunicação entre os axônios oriundos do cérebro e suas conexões com os neurônios da medula, interrompendo assim, a comunicação entre o cérebro e todas as partes do corpo que ficam abaixo da lesão. (COSTA, 2009)

O esquema da Figura 1.5 representa uma forma de lesão na medula. Após a ocorrência da lesão, é formada uma cavidade interna preenchida por uma substância líquida e por diferentes células mortas e estruturas lesionadas, que mais tarde serão processadas pelo organismo. Suas bordas são circundadas por cistos, formando uma espécie de cicatriz. Alguns axônios permaneceram intactos, com a camada de mielina totalmente preservada, continuando a conduzir todas as informações. Outros axônios, mesmo sem lesões, não serão capazes de conduzir as informações, pois as camadas de mielina foram destruídas. Os demais foram lesionados, provocando a interrupção das transmissões de comandos e sensações. (DE CAMPOS, 2003)

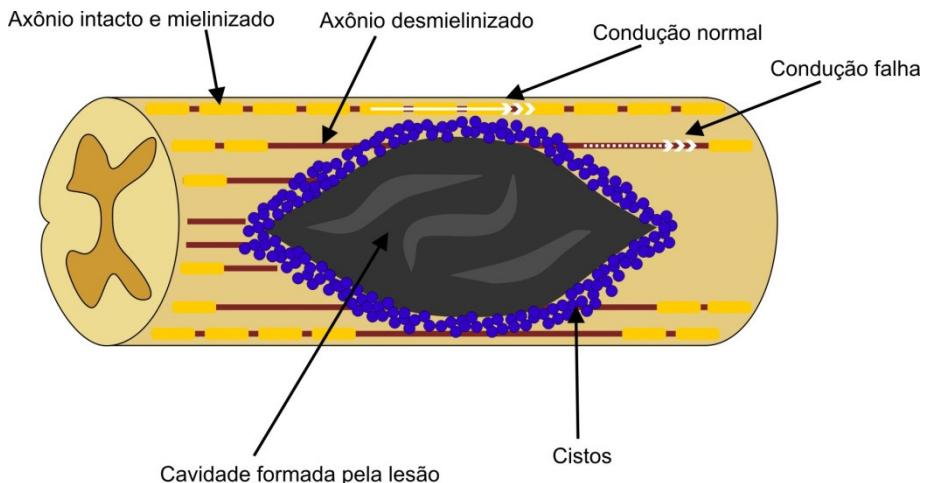


Figura 1.5. Medula após lesão

Estas lesões podem ser originadas em acidentes automobilísticos, quedas, mergulhos em locais rasos, por ferimentos com armas brancas ou armas de fogo entre outros motivos. Quando ocorre um trauma na coluna vertebral, ou seja, uma fratura, uma ou mais vértebras podem se deslocar, provocando uma compressão sobre a medula e/ou alguns fragmentos de ossos podem invadir o canal medular (COSTA, 2009), como mostrado na Figura 1.6.

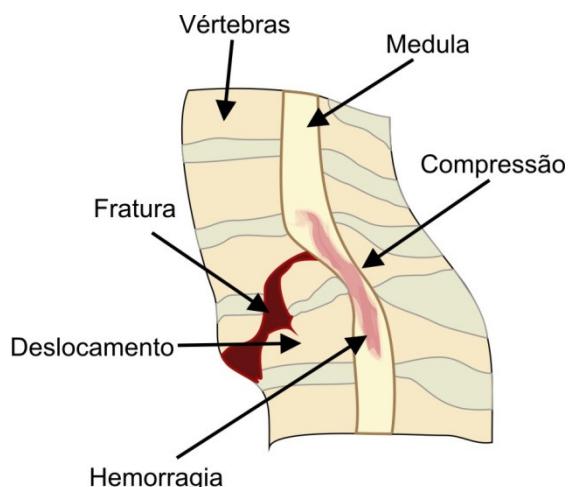


Figura 1.6. Deslocamento de vértebras devido à fratura

As lesões podem ser completas, quando lesam totalmente determinado nível da medula, não havendo nenhum movimento ou sensibilidade nas regiões do corpo inervadas pela porção da medula abaixo do nível de lesão, ou, incompletas, quando lesam parcialmente a medula, podendo haver movimentos e/ou sensibilidade nestas regiões. (COSTA, 2009)

A lesão medular pode ocorrer em diversas alturas e formas, por diversas causas. Conforme a altura na medula e gravidade da lesão, será maior ou menor o

comprometimento dos movimentos, sensibilidade, controles de esfíncteres, funcionamento dos órgãos, circulação sanguínea e controle de temperatura, pois, além da lesão na medula, pode ocorrer também uma lesão ou alterações no sistema nervoso autônomo. (COSTA, 2009)

De acordo com o nível da lesão e da perda de funções, utiliza-se a seguinte classificação funcional: paraplegia e tetraplegia.

A Paraplegia refere-se à deficiência ou perda da função motora e/ou sensorial nos segmentos torácico, lombar ou sacral (exceto o segmento cervical) da medula espinhal, decorrente de lesão dos elementos neurais internos do canal medular. A função dos membros superiores é preservada, mas o tronco, os membros inferiores e os órgãos pélvicos podem ficar comprometidos. (GREVE et. al., 2001)

Tetraplegia é o termo usado para lesão da medula espinhal que causa perda ou disfunção sensitiva e motora nos segmentos cervicais (elementos neurais internos do canal medular). Ela promove diminuição da função motora e sensitiva dos membros superiores, membros inferiores e órgãos pélvicos. (RODRIGUES, BRITO e BARROS, 2006)

Algum tempo após o choque medular, período em que não há nenhum tipo de reflexo ou movimento involuntário, alguns impulsos começam a surgir, provenientes de regiões medulares situadas abaixo da lesão, porém não danificadas. Como consequência, anomalias de movimento tendem a surgir e, de certa forma, tornam a vida funcional do lesado medular mais difícil. A espasticidade é uma destas anomalias e será mais bem compreendida no item 1.4.

1.4. Espasticidade

A atividade muscular que se opõe à ação da gravidade, fundamental na manutenção de posturas, origina-se da forma mais simples de controle motor. O córtex fornece mecanismos de inibir os ajustes reflexos que mantém a postura antigravitória, podendo assim moldar um comportamento mais eficiente. Um exemplo é ao se sentar, os músculos extensores deveriam desencadear uma resposta miotática reflexa, levando a uma contração desses mesmos músculos e consequente extensão dos membros, impedindo de executar a ação. A modulação inibitória cortical, agindo sobre vias (extrapiramidais) que promovem a liberação desse reflexo, é um fator essencial para a execução da tarefa. (BALDO, 2009)

Lesões no córtex motor afetam as vias piramidais e extrapiramidais. A espasticidade e hiperreflexia são consequências da perda de modulação do sistema

extrapiramidal. Com essa perda, os circuitos que organizam o reflexo miotáctico são liberados, principalmente os da musculatura extensora. (BALDO, 2009) Nos quadros espásticos encontra-se a hiperatividade dos motoneurônios gama, com exacerbação da atividade intra-fusal e aumento da resposta do reflexo miotáctico. (SEGURA et. al., 2007)

A espasticidade nos membros superiores predomina nos músculos flexores, com postura em adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação do punho e flexão dos dedos. Nos membros inferiores, a espasticidade predomina nos músculos extensores, com extensão e rotação interna do quadril, extensão do joelho, com flexão plantar e inversão do pé. (TEIVE, ZONTA e KUMAGAI, 1998).

No exame físico os membros espásticos demonstram aumento de resistência ao movimento passivo, que é mais acentuado com o aumento da amplitude e da velocidade imposta. O aumento de resistência ao estiramento passivo é maior no início do movimento e diminui com a continuação dele, caracterizando o chamado “sinal do canivete”. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO, 2006)

Como características principais da espasticidade têm-se um maior reflexo de estiramento, uma postura anormal e padrões de movimento em massa, uma co-contração inadequada e incapacidade de fragmentar padrões e desempenhar movimento isolado de uma articulação, exageros de reflexos de membros produzindo retirada em flexão, além de espasmos extensores. A rigidez e o sinal do canivete caracterizam o reflexo não inibido no músculo alongado e em seu antagonista. Elas podem ser iniciadas, não só como resultado de uma tentativa de movimento, mas também no estágio preparatório do movimento. (Apitoxicure, 2009.)

A atividade do Sistema Nervoso Central, ao excitar ou inibir a descarga da fibra motora gama, pode, por sua vez, alterar a sensibilidade do receptor do fuso. Uma descarga excessiva dos neurônios gama parece constituir a base do estado patológico da espasticidade, resultante de descarga aumentada dos centros cerebrais superiores que intensifica a atividade deste motoneurônio. Esse mecanismo é responsável pela condição de hipertonia exagerada e excitabilidade reflexa aumentada, conhecida como rigidez de descerebração. (Apitoxicure, 2009.) Outra questão é que, logo após poucas horas do choque medular, ou até poucas semanas, os neurônios espinhais em geral voltam gradativamente a sua excitabilidade original. Isso parece ser uma característica natural dos neurônios em todas as regiões do sistema nervoso central, isto é, depois que perdem suas fontes de impulsos facilitatórios, os neurônios aumentam seu próprio

grau de excitabilidade natural, com o objetivo de compensar essa perda. Mas também há a possibilidade de surgimento de novos terminais nervosos múltiplos na medula espinhal, o que também aumentaria a excitabilidade. Todos os reflexos musculares integrados ao nível da medula espinhal ficam completamente bloqueados durante os estágios iniciais do choque espinhal.

1.4.1. Diagnóstico e Avaliação

Atualmente existem diversos mecanismos de avaliação para determinar o grau de espasticidade desenvolvida por pacientes, seja por lesão medular ou qualquer outro tipo de acontecimento que venha causar tal disfunção. Entretanto, grande parte das análises feitas é muito subjetiva, dificultando uma avaliação mais correta e precisa sobre o caso.

Na avaliação da espasticidade são utilizados indicadores quantitativos e qualitativos. Estes são utilizados para identificar a intensidade e sua influência no desempenho da função, sendo úteis na indicação de intervenções terapêuticas e análise de seus resultados. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO, 2006)

Um método bastante utilizado para avaliar a espasticidade é feito por meio de escalas. Dentre estas podem ser citadas a Escala de Ashworth (Tabela 1), a Escala modificada de Ashworth (Tabela 2) (VEIROS, MARTINS e MARTINS, 2005) e Escala de freqüência de espasmo (Tabela 3). Outras escalas de avaliação são, dentre outras, as de Barthel, a de avaliação do movimento (EAM) e a de medição da locomoção independente funcional (EMLIF). (TEIVE, ZONTA e KUMAGAI, 1998)

Tabela 1. Escala de Ashworth

Pontuação	Grau do Tônus Muscular
1	Sem aumento de tônus
2	Leve aumento de tônus (“canivete”)
3	Moderado aumento de tônus
4	Aumento de tônus acentuado
5	Rigidez em flexão ou extensão

Tabela 2. Escala modificada de Ashworth

Pontuação	Grau do Tônus Muscular
0	Tônus normal

1	Hipertonia muito ligeira (mínima resistência no fim do movimento)
1+	Hipertonia muito ligeira (mínima resistência durante todo o movimento)
2	Hipertonia ligeira durante a maior parte do movimento (mas a mobilização é efetuada com facilidade)
3	Hipertonia moderada (movimento passivo é difícil)
4	Hipertonia grave (movimento passivo é impossível)

Tabela 3. Escala de espasmos musculares

Pontuação	Freqüência dos espasmos
0	Sem espasmos
1	Espasmos induzidos por estímulos vigorosos
2	Espasmos espontâneos: <1/hora
3	Espasmos espontâneos: 1-10/hora
4	Espasmos espontâneos: >10/hora

A análise quantitativa da marcha (laboratórios de marcha), e a utilização da eletromiografia convencional e dinâmica também contribuem para melhor avaliação da espasticidade. (TEIVE, ZONTA e KUMAGAI, 1998) Tais métodos fornecem dados mais concretos com relação ao grau de espasticidade desenvolvido pelo paciente. O teste pendular, comumente utilizado, faz uso da goniometria para mensurar o comportamento do músculo quando exposto a um movimento mais brusco. No Capítulo 5, este teste será tratado com mais detalhes, pois é base para o método utilizado neste trabalho.

1.4.2. Tratamentos Disponíveis

Visto que a espasticidade afeta significativamente a qualidade de vida dos lesados, pois causam dificuldades funcionais, além de dor e contraturas, alguns tratamentos específicos podem fazer com que ela diminua em alguns grupos de músculos. O tratamento é geralmente considerado essencial para prevenir deformidades, melhorar a função e aliviar os sintomas estressantes. (MYAZAKI et. AL., 2008)

Alguns tratamentos são mais utilizados em programas de reabilitação, visando diminuir a incapacidade do paciente. Cinesioterapia, Treino Locomotor em esteira, Estimulação Elétrica Funcional, utilização de órteses e tratamento medicamentoso são exemplos de tratamentos com resultados satisfatórios. Os agentes mais utilizados são:

Baclofen, Benzodiazepínicos, Dantrolene Sódico, Clonidina e Tizanidina. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO, 2001)

Em especial, a estimulação elétrica provoca a contração de músculos paralisados ou enfraquecidos pela lesão. Como consequência, ocorre a estimulação sensorial das vias aferentes, além de inibição recíproca e relaxamento do músculo espástico. Assim, através da estimulação há uma ativação do neurônio motor alfa intacto, para iniciar e facilitar a contração voluntária dos músculos de modo a produzir um movimento funcional. (MYAZAKI et. AL., 2008)

Com relação ao treino locomotor, deve-se ressaltar a estimulação das reações de equilíbrio já que isto não só inibe a hipertonia, mas também, estimula a transferência de peso e equilíbrio, proporcionando a base fundamental para todo o movimento funcional. O mais importante que o paciente deve assimilar são os ajustes automáticos pelas mudanças no centro de gravidade e os movimentos semi-automáticos que interferem nas atividades diárias. (Apiterapia, 2009.)

CAPÍTULO 2

2. Desenvolvimento

A integração entre diferentes sensores, aquisição e processamento do sinal, além da visualização dos dados coletados formam as etapas para o desenvolvimento do sistema, conforme mostrado na Figura 2.1. A seguir, cada uma destas etapas será descrita.

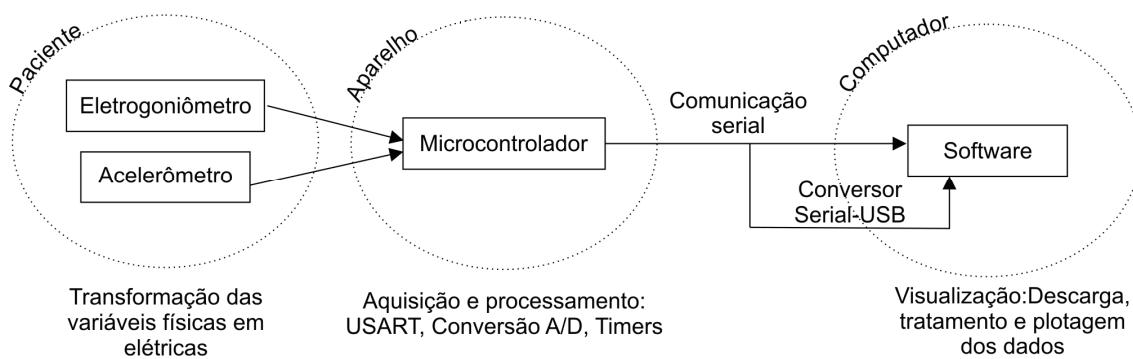


Figura 2.1. Diagrama completo do sistema

2.1. Sensores

Analizando os efeitos físicos resultantes da espasticidade, em conjunto com o estudo do teste pendular, já muito utilizado atualmente, fez-se a opção por duas classes de sensores: o acelerômetro e o eletrogoniômetro.

2.1.1. Acelerômetro

Responsável por transformar movimentos mecânicos em sinais elétricos, o acelerômetro pode quantificar o tremor, sendo o piezoelétrico o tipo mais utilizado, pois é compacto, resistente, com alta sensibilidade e utilizável em altas faixas de freqüência. Este tipo de transdutor tem o funcionamento fundamentado em certos cristais, como o quartzo ou alguns materiais cerâmicos, que geram um campo elétrico sob ação de um esforço mecânico, ocorrendo também o inverso. A carga elétrica gerada no cristal devida a uma força F_x é dada pela equação 2.1.

$$Q_x = K_p F_x = K_p A p_x \quad (2.1)$$

Onde K_p é a constante piezoelétrica ($2,25 \cdot 10^{-12}$ C/N para o quartzo, quando a maior face está ao longo do eixo x do cristal, Fig 2.2), A é a área em que atua a força F_x e p_x é a pressão devida à mesma força. A tensão de saída do cristal é dada pela equação 2.2.

$$E = v t p_x \quad (2.2)$$

Onde v é a sensibilidade de tensão (0,055 volt-metro/Newton para o quartzo, também quando a maior face está ao longo do eixo x do cristal, Fig 2.2) e t a espessura do cristal. (PICCOLLI, 2009)

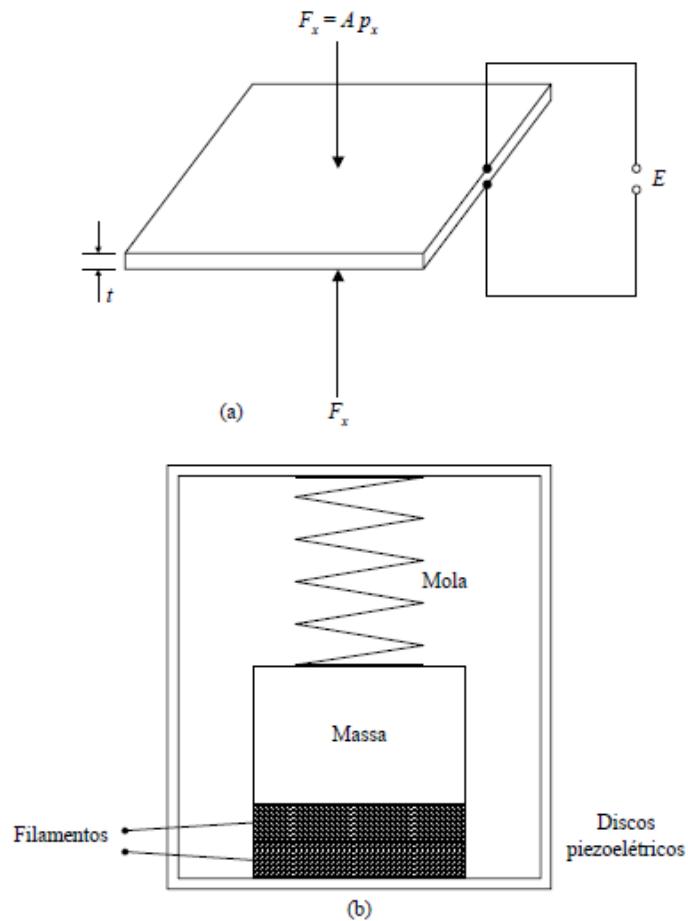


Figura 2.2. Acelerômetro piezoeétrico

(Retirado de PICCOLLI, 2009)

A Figura 2.2 mostra o esquema de um acelerômetro piezoeétrico. Uma pequena massa é pressionada contra um cristal piezoeétrico por meio de uma mola. Elementos piezoeétricos têm a propriedade de produzir uma tensão elétrica em determinado eixo quando comprimidos em outro. Quando a base vibra, a carga exercida pela massa sobre o cristal varia com a aceleração e, portanto, a tensão de saída gerada pelo cristal será proporcional à aceleração. (PICCOLLI, 2009)

Um acelerômetro calibrado possui a relação entrada saída: $V_{OUT} = K\ddot{x}$, sendo K a sua sensibilidade, dada em mV/g.

Para este sistema, foi escolhido o kit comercial ACH-04-08-05 Accelerometer Analog Test PCB, desenvolvido pela Measurement Specialties, baseado em filme piezoeétrico e mostrado na Figura 2.3. Ele consiste de um acelerômetro ACH-04-08-

05 integrado a um amplificador operacional, resistores e capacitores que realizam o condicionamento do sinal. Suas características estão listadas abaixo.

- ✓ 3 saídas analógicas simultâneas, correspondentes aos eixos x - y - z
- ✓ Sensibilidade: eixos x e y = 70mV/g; eixo z = 50mV/g
- ✓ Filtro Passa - Alta com freqüência de corte 0,55Hz
- ✓ Filtro Passa - Baixa com freqüência de corte 185Hz
- ✓ Baixa impedância de saída
- ✓ Excelente linearidade
- ✓ Blindagem térmica interna
- ✓ Tensão de alimentação necessária: +5V
- ✓ Baixo consumo de corrente

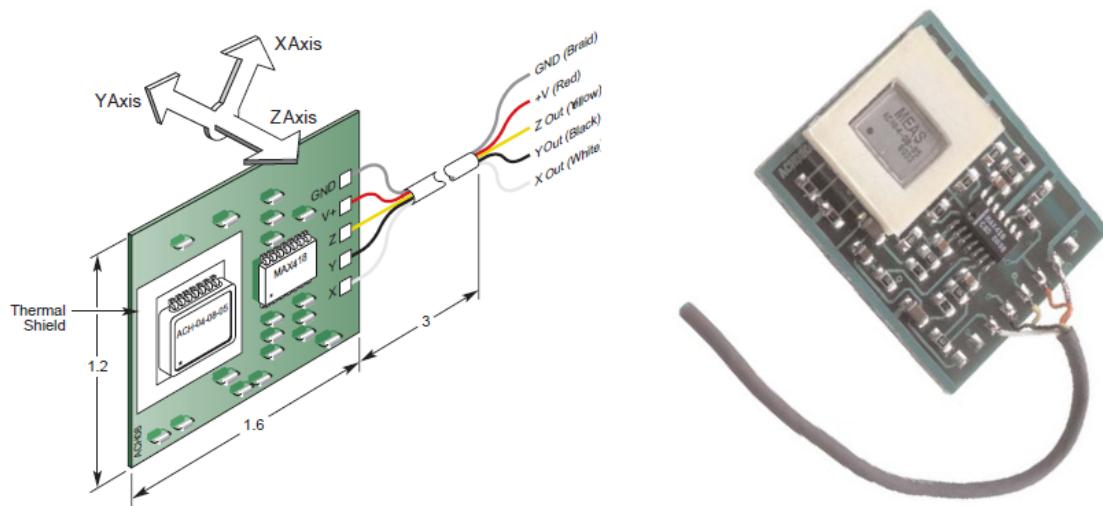


Figura 2.3. ACH-04-08-05 Analog Test PCB
(Retirado de MEASUREMENT SPECIALTIES, 2006)

Especificamente, o acelerômetro ACH-04-08-05, mostrado na Figura 2.4, contém três elementos, que consistem de um substrato de metal com um polímero piezoelétrico fixado a um lado, sendo que o outro lado sofre flexão em resposta à aceleração. Tal flexão pressiona o material piezoelétrico que gera uma carga proporcional a aceleração aplicada. O modo que estes polímeros são fixados orienta o sentido dos eixos x, y e z de aceleração. JFETs internos proporcionam uma baixa impedância. (MEASUREMENT SPECIALTIES, 1998) Em cada um dos três eixos axiais há um cristal independente, perpendiculares entre si, fornecendo três tensões independentes de saída. (DA COSTA, 2007)

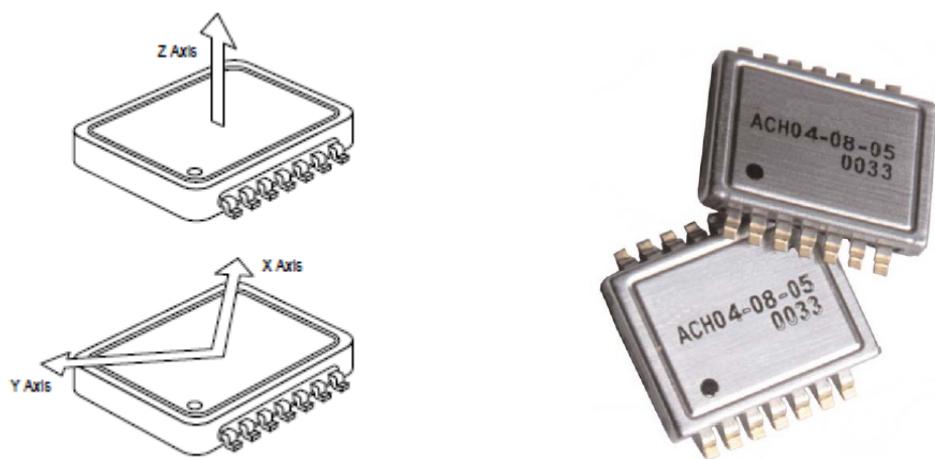


Figura 2.4. Acelerômetro ACH-04-08-05

(Retirado de Measurement Specialties, 1998)

O condicionamento do sinal é feito no kit de forma a filtrá-lo, estreitando a faixa de freqüências para 0,55Hz a 185Hz. Deve-se lembrar que o acelerômetro possui resposta para a faixa de freqüências entre 0,35Hz e 5kHz. A combinação entre as freqüências inerente ao acelerômetro (0,35Hz) e a condicionada pelo kit (0,34Hz), garante um pólo em 0,55Hz.

Para isto, o sinal passa por um filtro Passa-Alta que define o pólo em 0,16Hz, segundo a equação 2.3, formado por um capacitor de $0,1\mu\text{F}$ e um resistor de $10\text{M}\Omega$, conectados entre a entrada não inversora do amplificador operacional e V_{REF} , como na Figura 2.5, em que é mostrado o esquema elétrico para o canal x, idêntico para os canais y e z.

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (2.3)$$

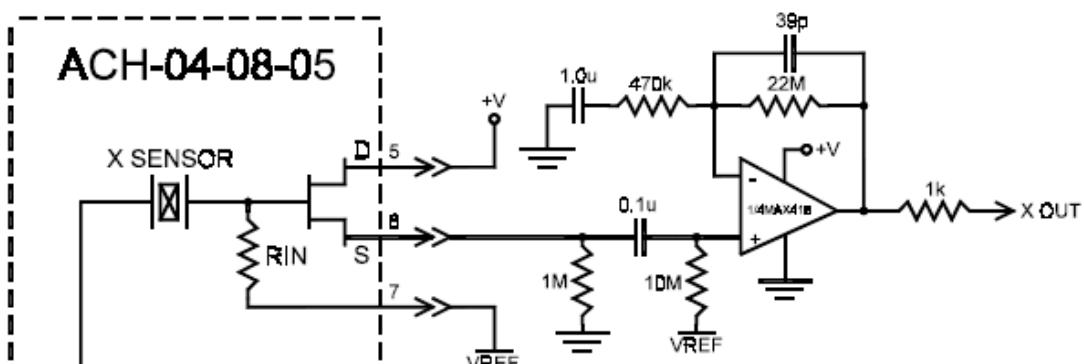


Figura 2.4 –

Figura 2.5. Esquemático elétrico

(Retirado de Measurement Specialties, 1998)

O ganho de 47,8 é dado pelos resistores de 22MΩ e 470kΩ na realimentação do amplificador operacional, segundo a equação 2.4 referente ao ganho para a configuração não-inversora.

$$Av = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.4)$$

Outro filtro Passa-Alta é formado pelo resistor de 470kΩ e o capacitor de 1μF conectado ao GND, o que define o pólo em 0,34Hz, segundo a equação 2.3. Já o outro pólo é definido em 185Hz pelo capacitor de 39pF em paralelo com o resistor de 22MΩ, segundo a equação 2.3, inseridos na realimentação do amp-op, formando um filtro Passa-Baixa,.

Na prática, os sinais de vibração consistem geralmente de inúmeras freqüências, que ocorrem simultaneamente. A amplitude de vibração pode ser quantificada de diversas maneiras, tais como: nível pico-a-pico, nível de pico, nível médio e o nível quadrático médio ou valor eficaz (ou RMS – Root Mean Square). O valor RMS é o mais importante para a medida da amplitude porque ele mostra a média da energia contida no movimento vibratório – mostra o potencial destrutivo da vibração (FERNANDES, 2007) A equação correspondente ao valor RMS de um vetor é mostrada na equação 2.5.

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}} \quad (2.5)$$

Onde x_{RMS} é o valor eficaz do vetor analisado, $x_1 \dots x_N$ são os dados que o compõem e N é o tamanho do vetor.

2.1.2. Eletrogoniômetro

A goniometria ou mensuração de ângulos articulares é uma das técnicas utilizadas pela cinemetria, a qual possibilita uma avaliação da amplitude articular, descrição e compreensão dos movimentos realizados por segmentos adjacentes, proporcionando uma análise quantitativa sobre patologias e graus de desenvolvimento e controle de reabilitação da capacidade funcional. (Biomecânica, 2007)

O eletrogoniômetro é uma versão eletrônica do goniômetro mecânico, o qual possibilita uma mensuração dinâmica do deslocamento angular, sendo fixado aos segmentos proximal e distal da articulação a ser mensurada, movendo-se junto com o indivíduo. (Biomecânica, 2007)

Dentre os diversos tipos existentes de eletrogoniômetros, está o flexível que é baseado em fibra ótica. Assim como mostrado na Figura 2.6, a fibra ótica é composta pelo núcleo (meio por onde a luz viaja), interface (material que circunda o núcleo e reflete a luz de volta), e a capa protetora ou *cladding* (revestimento plástico que protege a fibra de danos e umidade). A transmissão da luz através da fibra se dá por meio do efeito da reflexão interna total, ou seja, se o ângulo do feixe for maior que o que o ângulo crítico, então o feixe será refletido inteiramente. No caso da fibra ótica, a luz viaja através do núcleo (alto índice de refração), refletindo-se constantemente na interface (menor índice de refração), pois o ângulo do feixe é sempre maior que o ângulo crítico. (Fibras óticas, 2009)

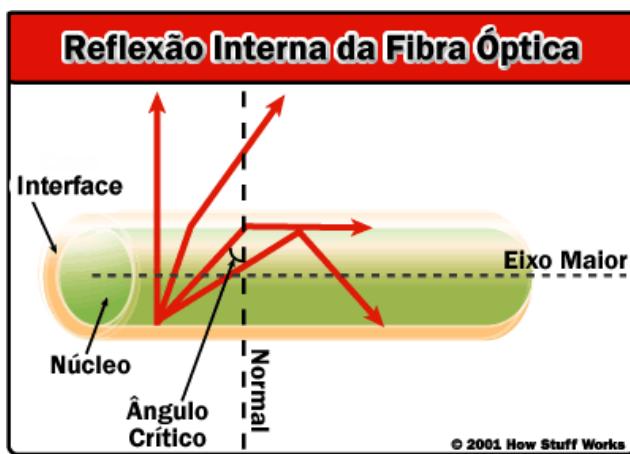


Figura 2.6. Reflexão interna em uma fibra óptica

(Retirado de Fibras Óticas, 2009)

Este tipo de eletrogoniômetro faz uso do princípio da modulação em intensidade, ou seja, o fenômeno observado, no caso a curvatura, atenua a propagação luminosa na fibra, permitindo assim sua medida.

Dobramentos nas fibras produzem perdas de duas maneiras. Quando um modo se propaga por uma curva ela deve permanecer plana e perpendicular ao eixo do núcleo. Por isso, a energia se propaga mais lentamente no lado interno da curva e mais rapidamente no lado externo. À medida que a distância aumenta do centro de curvatura, a propagação deve ser mais rápida até que exceda o permitido para uma onda no *cladding*. Isso é impossível e, assim, a porção da onda que estava além do ponto de máxima velocidade para uma onda no *cladding* se irradia, atenuando o montante de energia do modo na fibra. Além disso, a curvatura da fibra faz com que o ângulo de incidência do feixe aumente, fazendo com que parte da luz seja absorvida. O último mecanismo intrínseco de perdas é o fenômeno de perda por “vazamento” de modos. Esse “vazamento” é devido à perda gradual de energia por radiação dentro do *cladding* à medida que os raios se propagam. (FURUKAWA, 2009)

O eletrogoniômetro Shape Sensor S700 Joint Angle (Measurand Inc.) mostrado na Figura 2.7, utiliza a fibra ótica para mensurar dados referentes à angulação entre os seus pontos extremos.



Figura 2.7. Eletrogoniômetro Shape Sensor S700 Joint Angle
(Adaptado de MEASURAND, 2004)

A fibra óptica utilizada é tratada em um de seus lados, de forma que a luz que trafega pelo núcleo sofra mais mudanças com a curvatura, ou seja, que ocorra maior perda de luz que o normal, como mostrado na Figura 2.8. Para isso, métodos são aplicados ao *cladding* para pequenos comprimentos de fibra envolvendo incrustação, abrasão, tratamento térmico, fricção entre outros. Em conjunto, é aplicada uma camada fina de um material que absorva luz. Tal tratamento pode produzir uma perda linear de luz com a curvatura em uma faixa muito grande. (DANISCH, 1997)

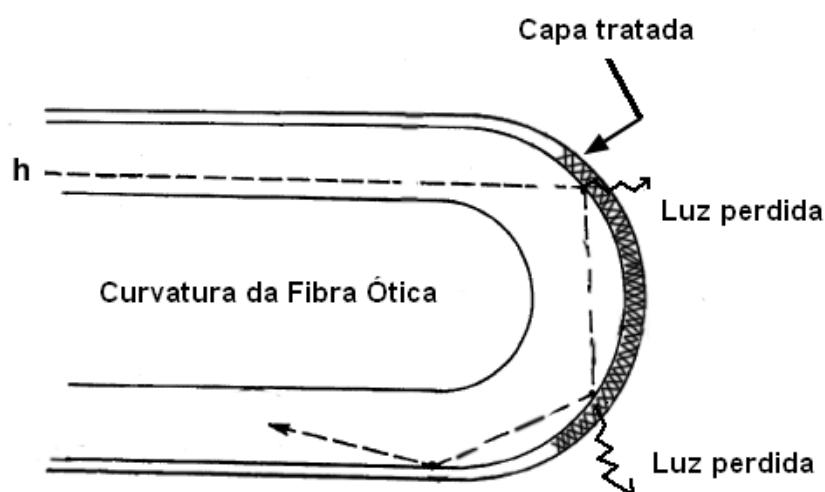


Figura 2.8. Efeito do tratamento aplicado ao cladding
(Adaptado de NORTON, KLAESNER e STYMIEST, 2005)

Algumas características referentes ao Shape Sensor S700 Joint Angle são listadas abaixo.

- ✓ Faixa de escala: $\pm 1V$ para $\pm 90^\circ$
- ✓ Tensão de saída para ângulo de 90° : $2.5V$, $\pm 0.2V$
- ✓ Resolução: 0,05
- ✓ Freqüência de corte: 1kHz
- ✓ Temperatura: 0-50°C
- ✓ Tensão de alimentação: 5-15V
- ✓ Peso: 45g
- ✓ Conexões: Alimentação (vermelho); Terra (preto); Saída do sensor (branco)

2.2. Hardware

O hardware foi desenvolvido com base na aquisição feita por meio de um microcontrolador, que é, além disso, responsável pela conversão dos sinais analógicos em digitais e pelo envio através da comunicação serial para o computador.

O microcontrolador utilizado foi o modelo PIC18F258, da MICROCHIP. O diagrama de pinos é mostrado na Figura 2.9.

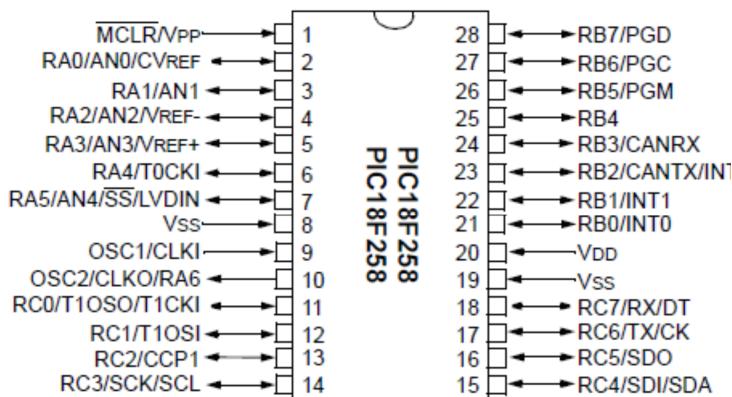


Figura 2.9. Diagrama de pinos do PIC18F258

(Retirado de Microchip, 2006)

A integração feita entre os sensores e microprocessador segue no circuito elétrico mostrado no esquema da Figura 2.10, na qual pode-se observar a construção do circuito de apoio para o PIC, com cristal de 10MHz, assim como a adequação do sinal para a entrada serial no PC, utilizando para isso o MAX232.

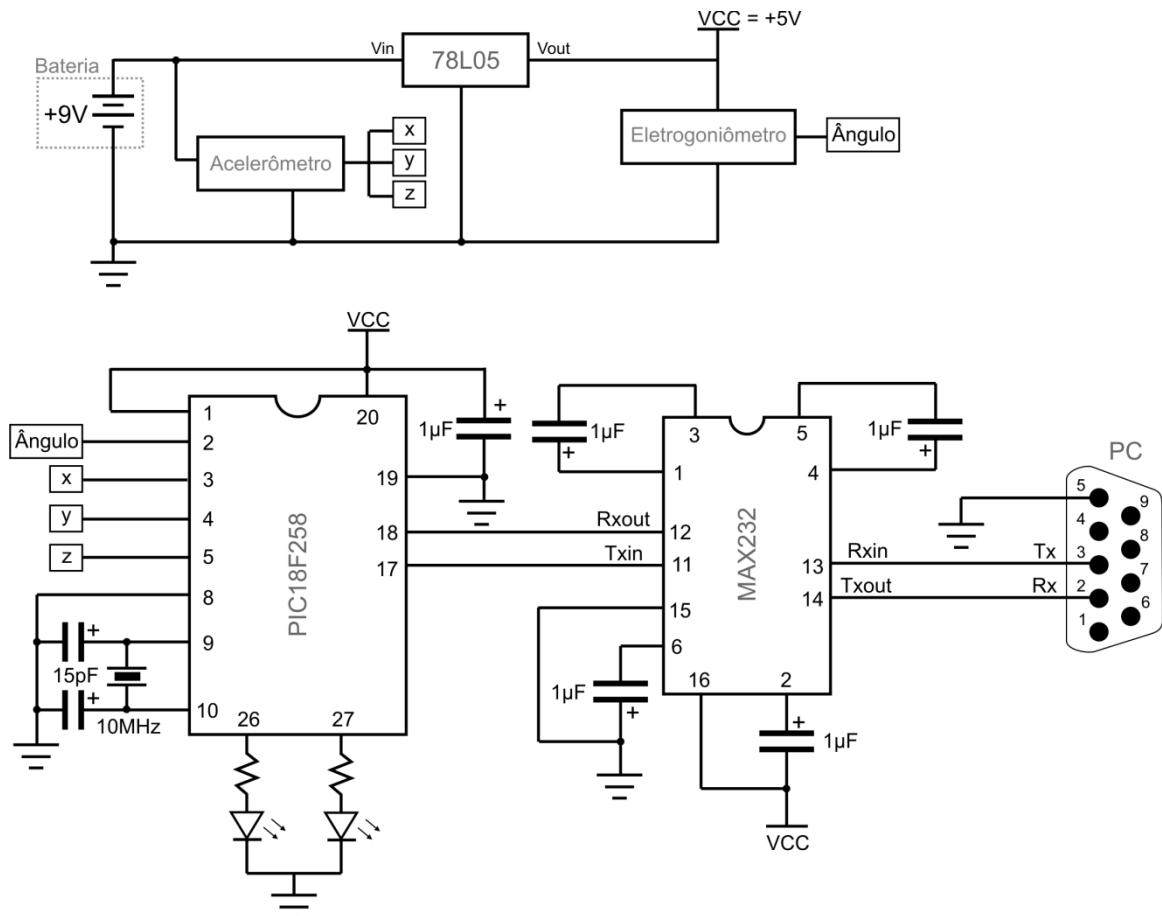


Figura 2.10. Circuito completo do sistema

A Figura 2.11 mostra a versão final do dispositivo, nomeado como TPM (Teste Pendular Médico). Nele é possível observar os conectores correspondentes aos sensores, assim como o cabo serial para a ligação com o PC. Também nota-se que é usado um cabo conversor USB-Serial, demonstrando que o aparelho pode ser conectado à porta serial ou a qualquer porta USB, sendo apenas necessário mudar a configuração inicial de porta do software.



Figura 2.11. Versão final do dispositivo

O sistema completo pode ser observado na Figura 2.12. Uma consulta a um teste realizado anteriormente é feita, sendo os dados resultantes mostrados na tela.



Figura 2.12. Sistema completo

2.3. Firmware

A manipulação dos dados, englobando o processo de aquisição dos sinais dos sensores, conversão dos dados de analógico para digital e envio para o PC, foi feita utilizando o microprocessador PIC18F258.

O programa que foi compilado e gravado no PIC pode ser visto no anexo.

Na primeira parte do programa, são definidas as bibliotecas a serem utilizadas, correspondentes ao PIC, USART, TIMER, CONVERSOR A/D e DELAYS, assim como as portas utilizadas e suas funções I/O. Algumas funções de temporização e limpeza do buffer da USART são também declaradas.

Na rotina principal, são definidos os parâmetros referentes à USART e TIMER. A USART foi definida de forma a funcionar em modo assíncrono, 8 bits de dados, recepção simples, interrupção de recepção e transmissão desabilitada e constante *sbprg* igual a 10, para um funcionamento em velocidade de comunicação igual a 57600bps, considerando o cristal de freqüência 10MHz, segundo a equação 2.5, específica para o modo BRGH=1 (High Speed).

$$\text{BAUD_RATE} = \frac{F_{\text{osc}}}{16(\text{spbrg} + 1)} \quad (2.5)$$

Para o timer as configurações foram definidas para utilização do clock interno como fonte, interrupção habilitada, modo de 16 bits e pre-scaler de 1:256. Em função do tempo de duração do teste, fez-se a combinação do timer e uma variável auxiliar *cont_timer* de 8 bits, garantindo $2^{16} \times 2^8$ contagens possíveis. A taxa de aquisição de dados foi feita de forma a serem enviados 123 frames por segundo para o computador.

2.4. Software

Tendo em vista que o objetivo deste sistema é garantir uma avaliação mais objetiva da espasticidade, os resultados obtidos por meio do teste devem ser de fácil entendimento para quem o está executando. Desta forma, os dados provenientes dos sensores são manipulados de forma a serem mostrados graficamente, além de permitir consultas a dados mais antigos de paciente registrados.

A plataforma escolhida foi o *Labview 8.6*, ambiente gráfico da *National Instruments*, que utiliza a linguagem G de programação. Na Figura 2.13 pode-se ver a parte do programa em que é feita a aquisição dos sinais.

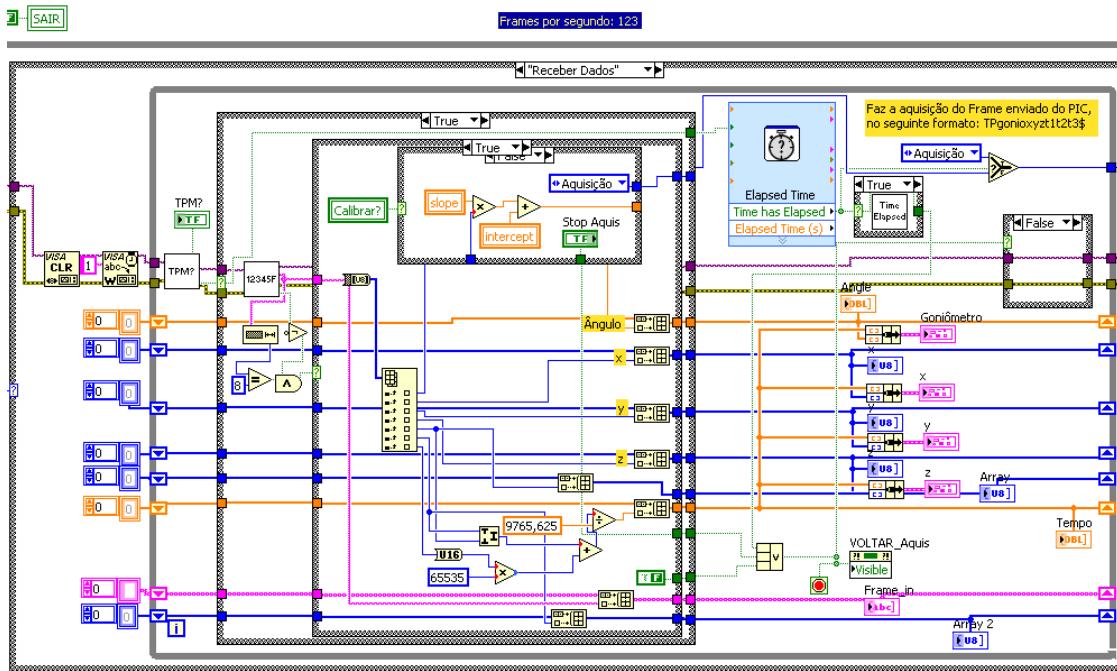


Figura 2.13. Painel de controle

Desenvolvido de forma que fosse de fácil utilização, o software permite que o usuário se conecte serialmente ao aparelho, cadastre o paciente e salve os dados coletados, sendo possível também consultá-los posteriormente. Na Figura 2.14 é mostrada a tela inicial do programa.



Figura 2.14. Tela inicial

A tela de coleta dos dados pode ser visto na Figura 2.15, sendo que os gráficos são divididos para mostrar os dados de ângulo do eletrogoniômetro e de posição do acelerômetro.



Figura 2.15. Tela de aquisição de dados

O software tem a função também de converter os dados para um melhor entendimento, sendo que para isto manipula o frame vindo do microcontrolador, dividindo cada caractere e convertendo para os valores reais, conforme explicado na rotina em que é tratado o timer.

Partindo do eletrogoniômetro, é necessário que se faça uma calibração para que os dados recebidos em 'Volts' se convertam para graus, referentes aos ângulos reais. De modo arbitrário, considerou-se que a perna totalmente estendida seria igual a 180º e a perna flexionada tenderia a 90º no final do balanço. Na Figura 2.16 é mostrada a tela de calibração em que devem ser coletados quatro pontos de tensão-ângulo para uma interpolação linear, gerando uma equação que será utilizada na aquisição dos dados. É possível capturar os dados dos sensores, determinando o ângulo correspondente para cada coordenada ou introduzir os coeficientes a e b da equação linear:

$$\text{Ângulo} = a \cdot \text{Tensão} + b \quad (2.6)$$



Figura 2.16. Tela de calibração do eletrogoniômetro

Os dados referentes ao acelerômetro não sofrem conversão, visto que não é prioridade conhecer o valor da aceleração correspondente ao tremor e sim a sua intensidade, o que é perceptível de forma visual. Também é possível consultar, por meio do nome do paciente, os dados salvos anteriormente e visualizá-los, como mostrado na Figura 2.17 e 2.18.



Figura 2.17. Tela de consulta

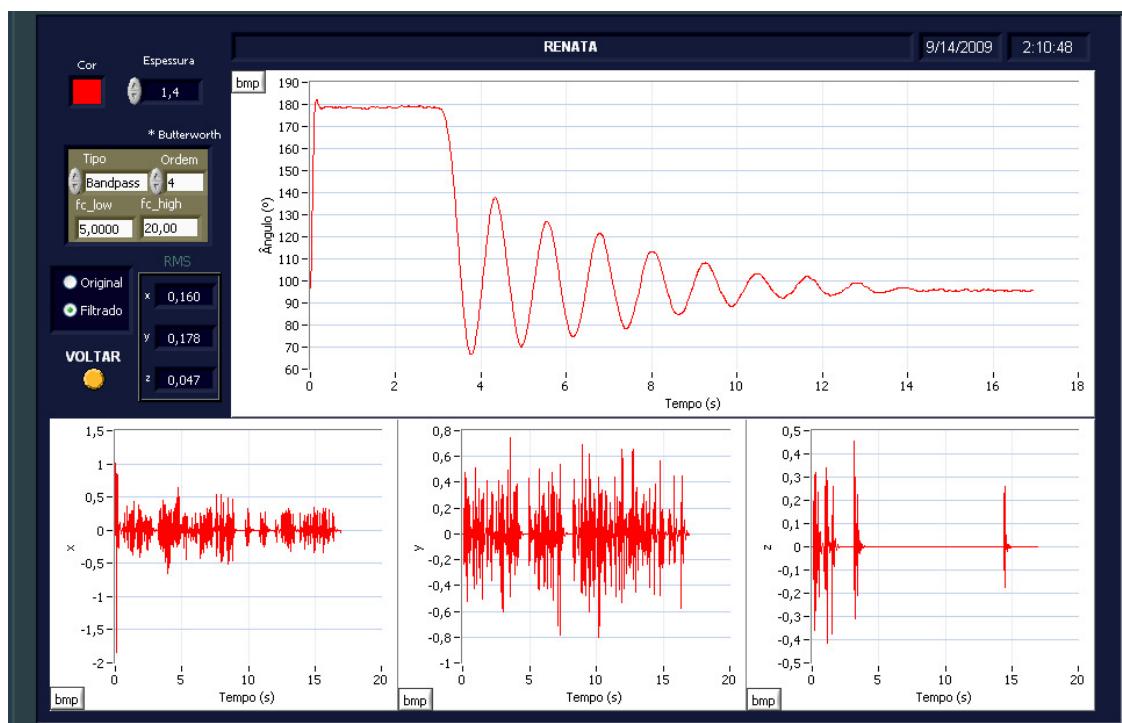


Figura 2.18. Dados consultados

Além de visualizar os dados coletados em testes anteriores, pode-se aplicar um filtro passa-banda Butterworth, configurando os parâmetros do tipo de filtro, ordem, freqüência de corte inferior e superior. Na Figura 2.18, foi aplicado um filtro Passa-Banda com $f_{clow}=5\text{Hz}$ e $f_{chigh}=20\text{Hz}$. Também é possível alterar a cor e espessura das linhas plotadas e salvar as figuras correspondentes, no formato bmp e png, clicando no botão 'bmp' existente em cada gráfico.

CAPÍTULO 3

3. Procedimentos

Foram realizados testes no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do Hospital das Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), em pacientes com lesão medular antes e depois de realizarem o treino locomotor com suporte em esteira. O teste realizado segue parcialmente o protocolo utilizado quando o teste pendular é realizado (SALMELA et. al., 2002), entretanto possui algumas etapas adicionais, já que além da angulação, também é avaliado o tremor.

Os pacientes submetidos ao teste foram deitados sobre a maca, de forma que as pernas ficassesem livres, permitindo a flexão do joelho, conforme mostrado na Figura 3.1.

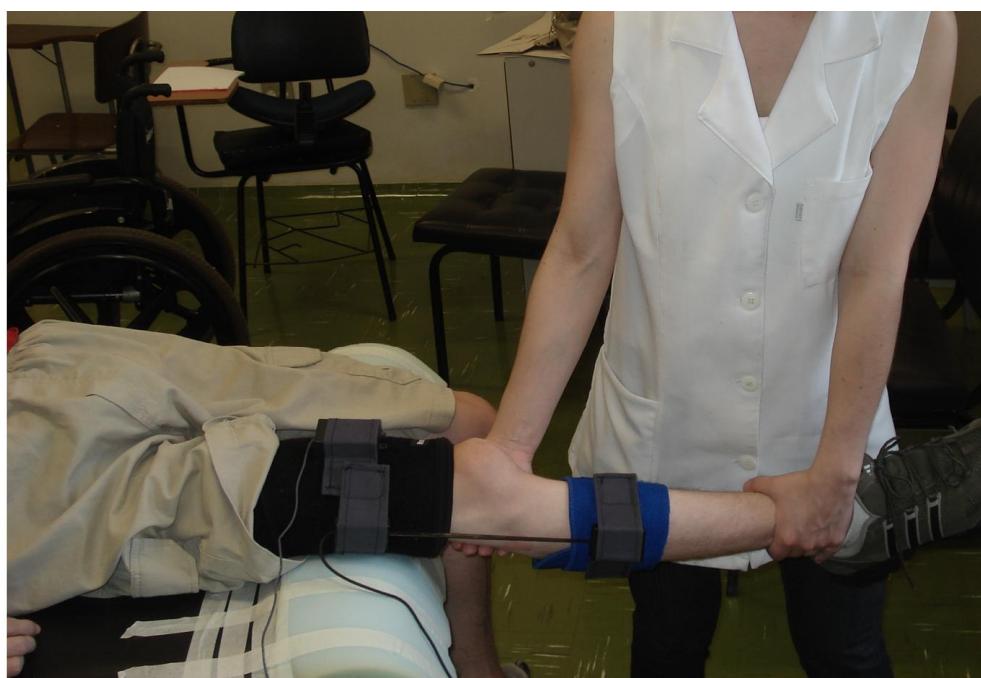


Figura 3.1. Paciente posicionado para a realização do teste

Um apoio foi colocado sob a cabeça e sob a lombar, a fim de não causar nenhum desconforto ou prejudicar o paciente. O eletrogoniômetro foi posicionado na lateral da perna de forma que seu eixo coincidisse com o eixo de rotação do joelho. O acelerômetro foi posicionado sobre a coxa, respeitando a distância de aproximadamente 8 cm da rótula a fim de se definir um padrão, sendo ambos os sensores fixados com o velcro existente junto aos mesmos. Dessa forma, o eixo z

corresponde ao eixo perpendicular ao plano da coxa e os eixos x e y, ao plano paralelo ao mesmo.

Antes da realização dos testes, foi necessário calibrar o goniômetro, para que as medidas fossem mostradas corretamente no gráfico do software. Através do próprio programa, foram determinados quatro pontos de tensão-ângulo, por meio da tela de calibração, gerando a relação mostrada na equação 3.1. Esta equação, após ser gerada, é salva para que não seja necessário repetir o processo de calibração para cada novo teste.

$$\hat{\text{Ângulo}} = 2 \cdot \text{Tensão} - 159 \quad (3.1)$$

Em seguida, para a realização do teste, a perna do paciente foi conduzida à máxima extensão até que se aproximasse da posição horizontal (180°), sendo em seguida habilitada a aquisição de dados pelo programa. Os dados foram gravados até que, deixando a perna cair e oscilar livremente, o movimento cessasse completamente.

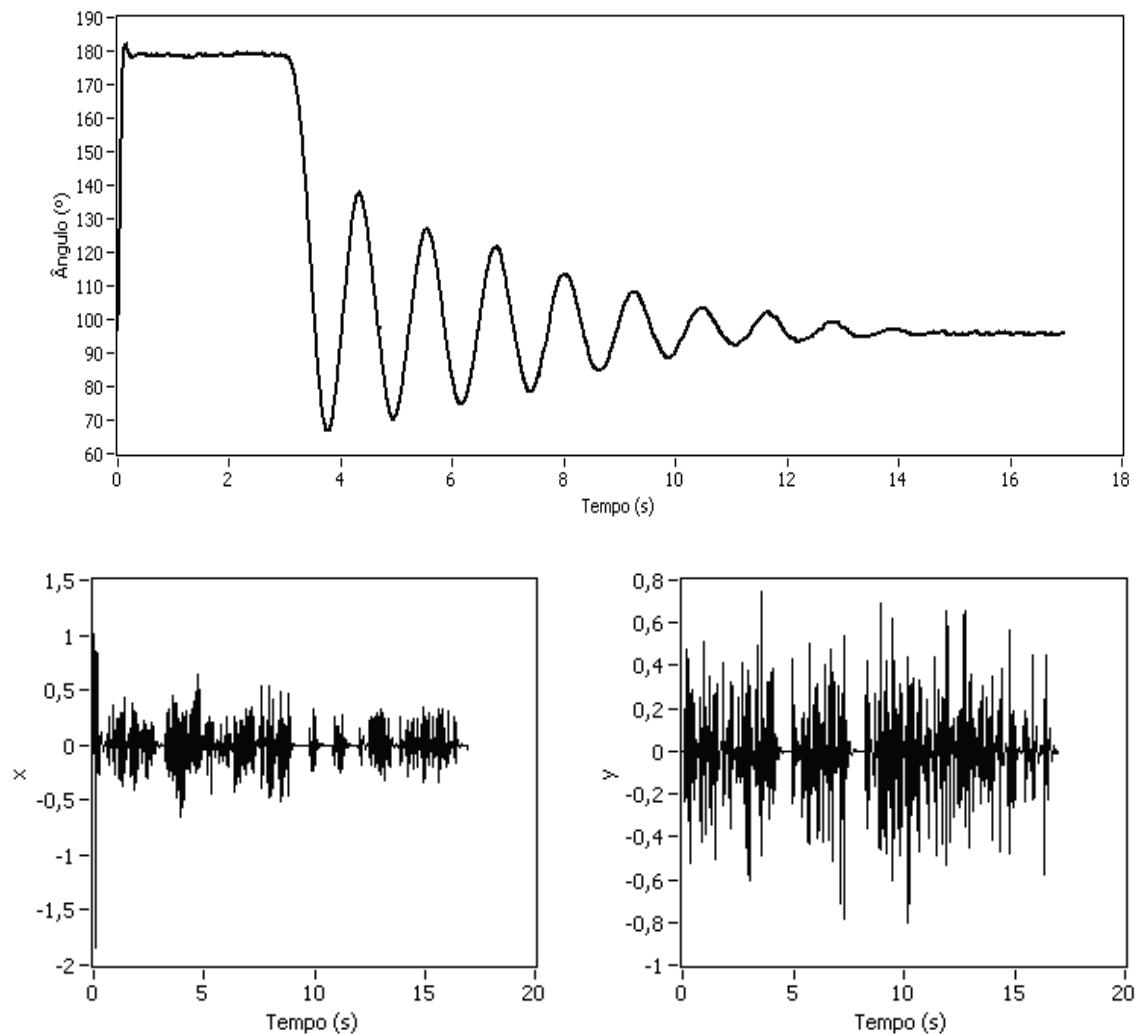
Três testes consecutivos foram realizados em cada uma das pernas para uma maior confiabilidade dos resultados.

CAPÍTULO 4

4. Resultados e Discussões

Executando os procedimentos já explicados, colocou-se em prática o teste pendular adaptado, de forma a poder comprovar sua eficiência na avaliação da espasticidade.

Um sinal de referência foi obtido através da realização do teste em uma pessoa saudável, ou seja, com as funções motoras normais. Os gráficos da Figura 4.1 mostram os sinais correspondentes ao eletrogoniômetro e aos eixos x, y e z do acelerômetro. Assim como esperado, a perna realiza o movimento de um pêndulo durante o balanço, sem movimentos bruscos ou interrupções.



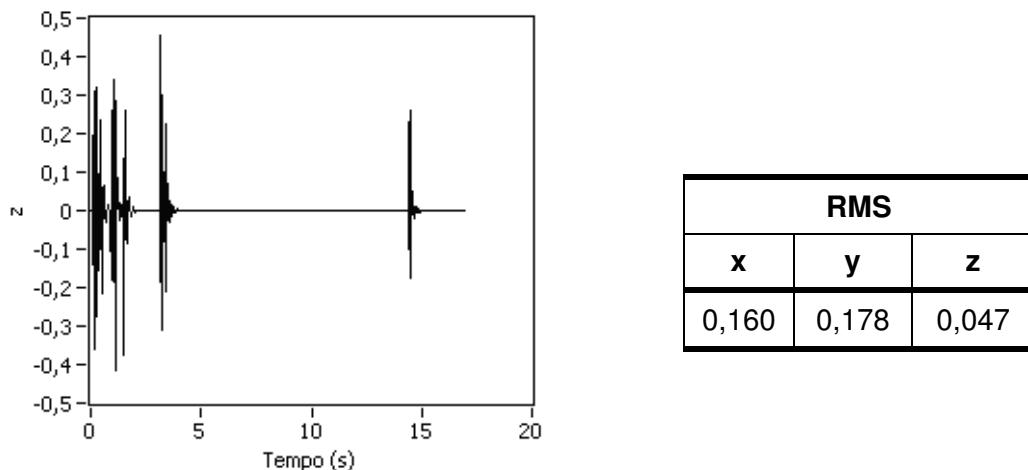


Figura 4.1. Sinais de referência

Os valores RMS referentes ao acelerômetro e obtidos durante a realização de três testes consecutivos são mostrados na Tabela 4.1. O cálculo foi realizado e mostrado através do software desenvolvido.

Tabela 4.1 – valores RMS dos sinais de referência

x	y	z
0,160	0,178	0,047
0,143	0,114	0,092
0,183	0,176	0,067

Nota-se que os valores são baixos, mostrando assim um pequeno tremor da perna durante o teste pendular.

Acompanhou-se o processo de reabilitação de um paciente com lesão medular de nível C5-C6, medicado para redução da espasticidade. Por meio do treino locomotor com suporte em esteira, pode-se averiguar o estado da espasticidade em diferentes situações. Antes de qualquer intervenção, foram obtidos, para a perna esquerda, os sinais apresentados na Figura 4.2.

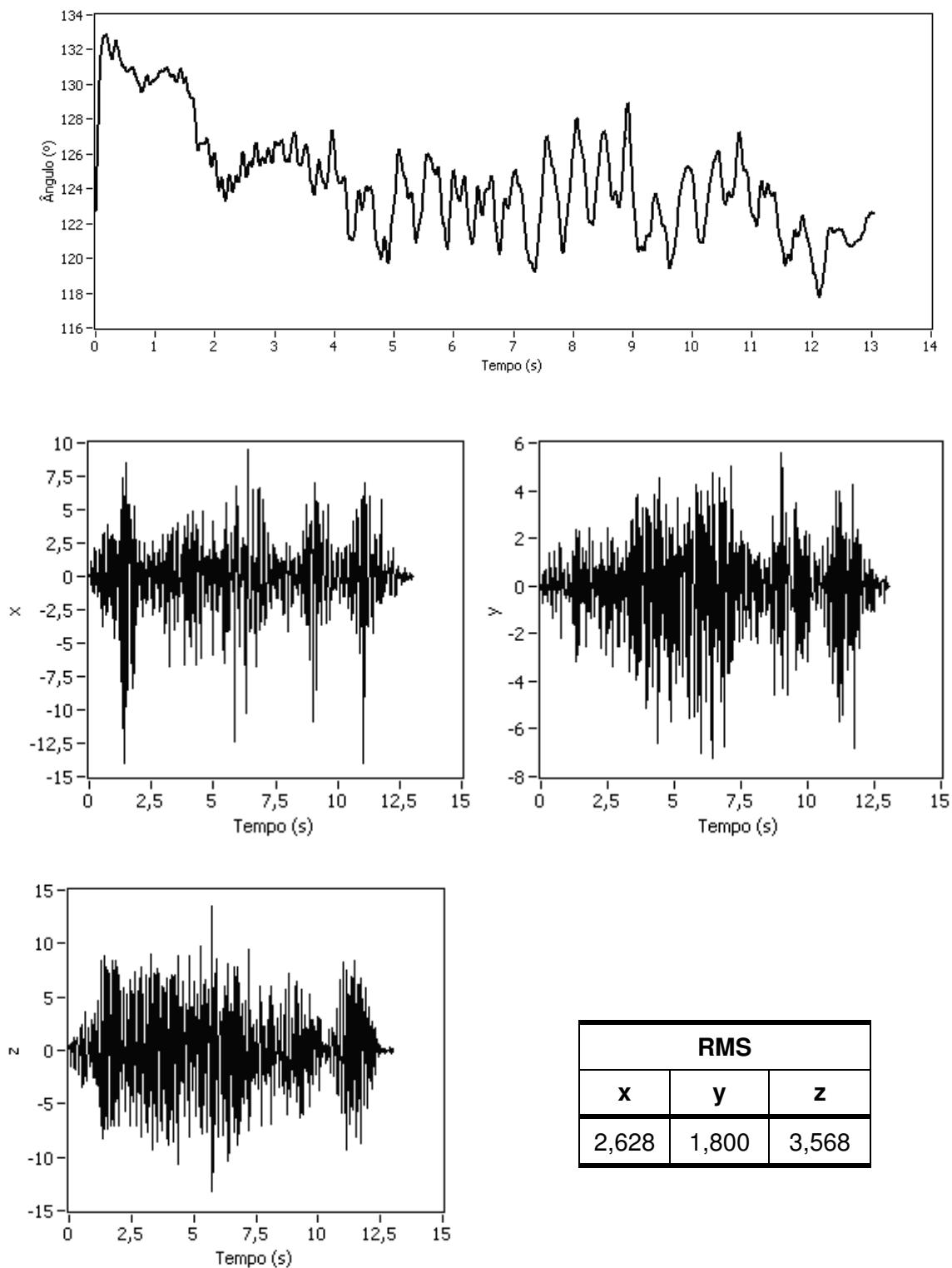


Figura 4.2. Sinais da perna esquerda do paciente antes do treino

Observando o gráfico referente ao eletrogoniômetro, pode-se notar que não há um balanço livre quando a perna é solta. Esta sofre inúmeros movimentos abruptos e tremores, que são captados pelo acelerômetro, ficando evidentes quando são analisados os dados correspondentes aos momentos anteriores ao treino. Em

comparação com os valores de referência, há um aumento significativo no tremor de ambas as pernas, sendo mais acentuado na perna esquerda.

Outro fato importante é a impossibilidade de a perna ser estendida até 180º, devido à rigidez característica da espasticidade. Na Figura 4.3 estão apresentados os sinais correspondentes à perna direita, antes do treino.

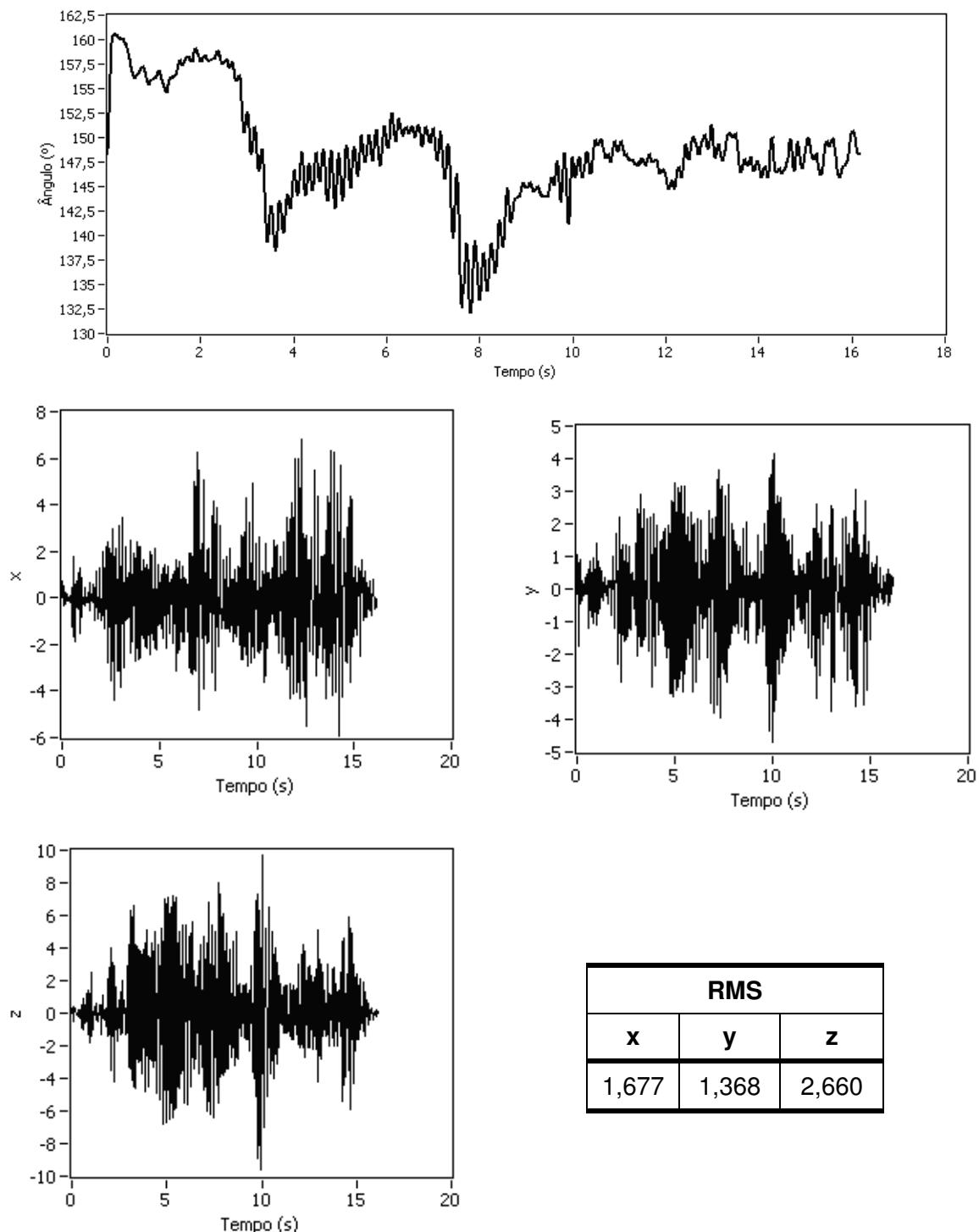


Figura 4.3. Sinais da perna direita do paciente antes do treino

Logo após a realização do treino locomotor, novamente o teste foi realizado três vezes consecutivas. Os sinais da perna esquerda e direita podem ser vistos nas Figuras 4.4 e 4.5, respectivamente.

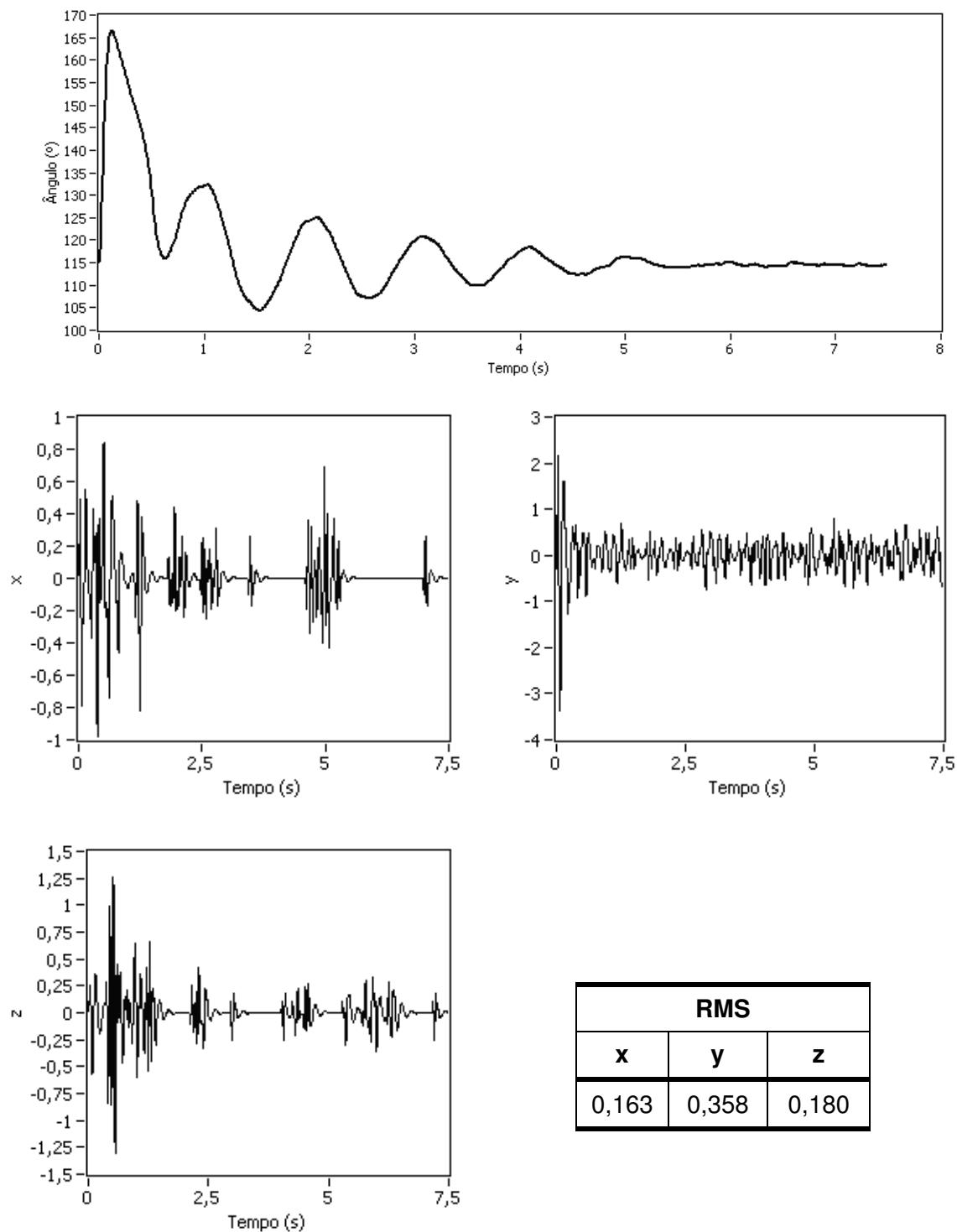


Figura 4.4. Sinais da perna esquerda do paciente após o treino

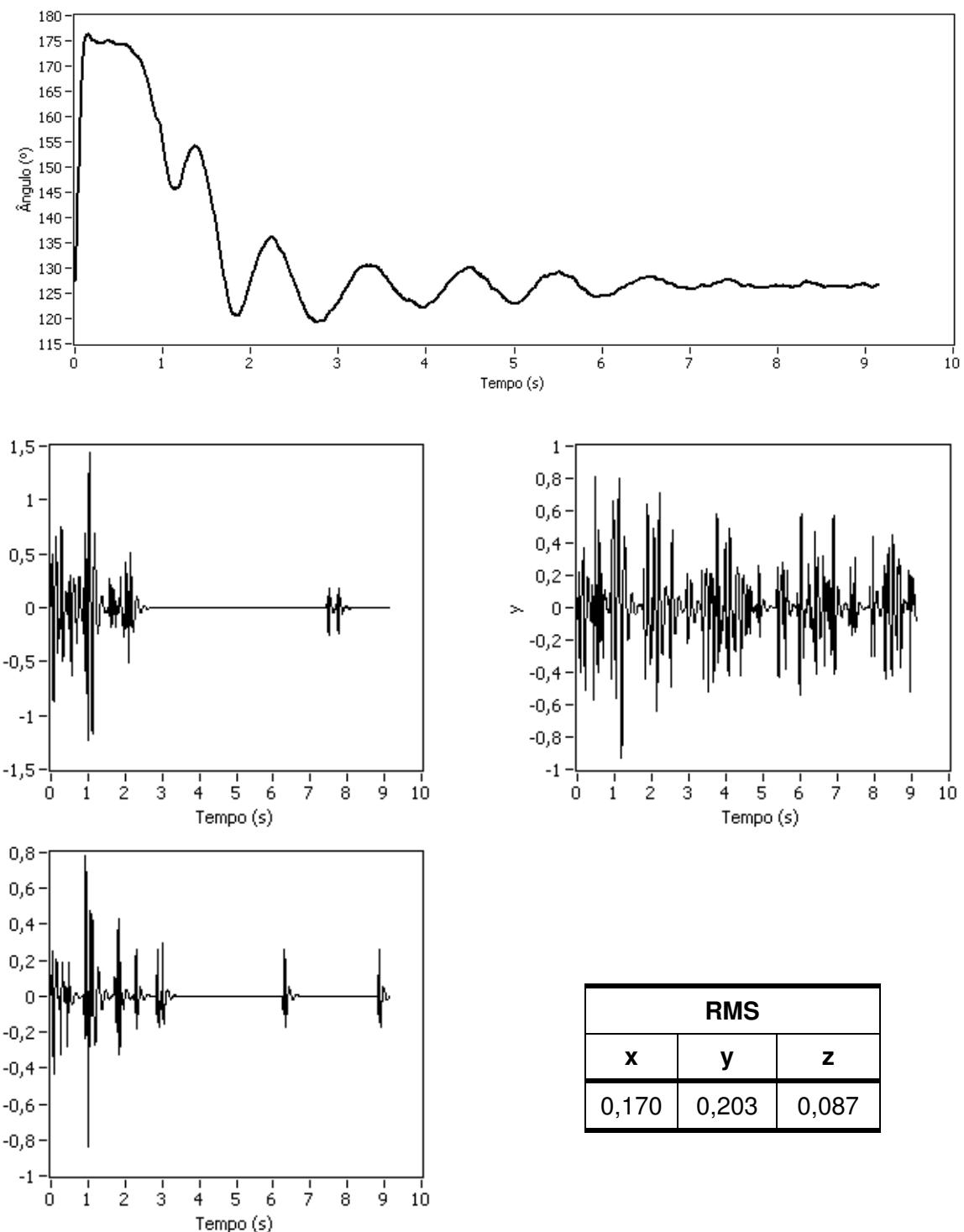


Figura 4.5. Sinais da perna direita do paciente após o treino

Os dados coletados durante os testes forneceram os valores RMS apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 - Valores RMS dos sinais do paciente com lesão medular

Perna	ANTES			DEPOIS		
	x	y	z	x	y	z
Esquerda	2,628	1,800	3,568	0,163	0,358	0,180
	2,142	1,432	2,1614	0,162	0,230	0,1
	2,360	1,326	2,018	0,131	0,272	0,162
Direita	1,677	1,368	2,660	0,193	0,205	0,143
	0,950	0,702	1,239	0,155	0,248	0,178
	2,068	1,158	2,342	0,170	0,203	0,087

Observando a Tabela 4.2, observa-se que os valores RMS correspondentes aos três eixos do acelerômetro têm uma queda muito significativa, sendo que a cada realização de um novo teste, os valores tendem a diminuir. Isto porque há alguma resistência no início de qualquer movimento brusco, tendendo a diminuir no segundo e terceiro teste.

A diminuição da espasticidade também é evidenciada pelo gráfico correspondente ao eletrogoniômetro, já que o sinal tende a se aproximar do sinal de referência, ou seja, à oscilação característica de um pêndulo. Nas Figuras 4.4 e 4.5, correspondentes às pernas esquerda e direita, também se observa uma menor resistência ao movimento pendular e ao estiramento completo (180º).

Na Figura 4.6 são apresentados os gráficos comparativos entre o sinal do eletrogoniômetro e o sinal do eixo x do acelerômetro, sendo este multiplicado por 50 para uma melhor visualização. O primeiro, correspondente a um indivíduo saudável apresenta um tremor pequeno e constante durante o movimento pendular. Já o segundo, correspondente a um lesado medular antes do treino, não realiza o balanço livremente e apresenta tremor muito acentuado. Finalmente, o terceiro corresponde ao teste realizado após o treino, mostrando que o balanço se aproxima ao normal e o tremor diminui significativamente, sendo até menos freqüente quando comparada a um indivíduo com funções motoras normais.

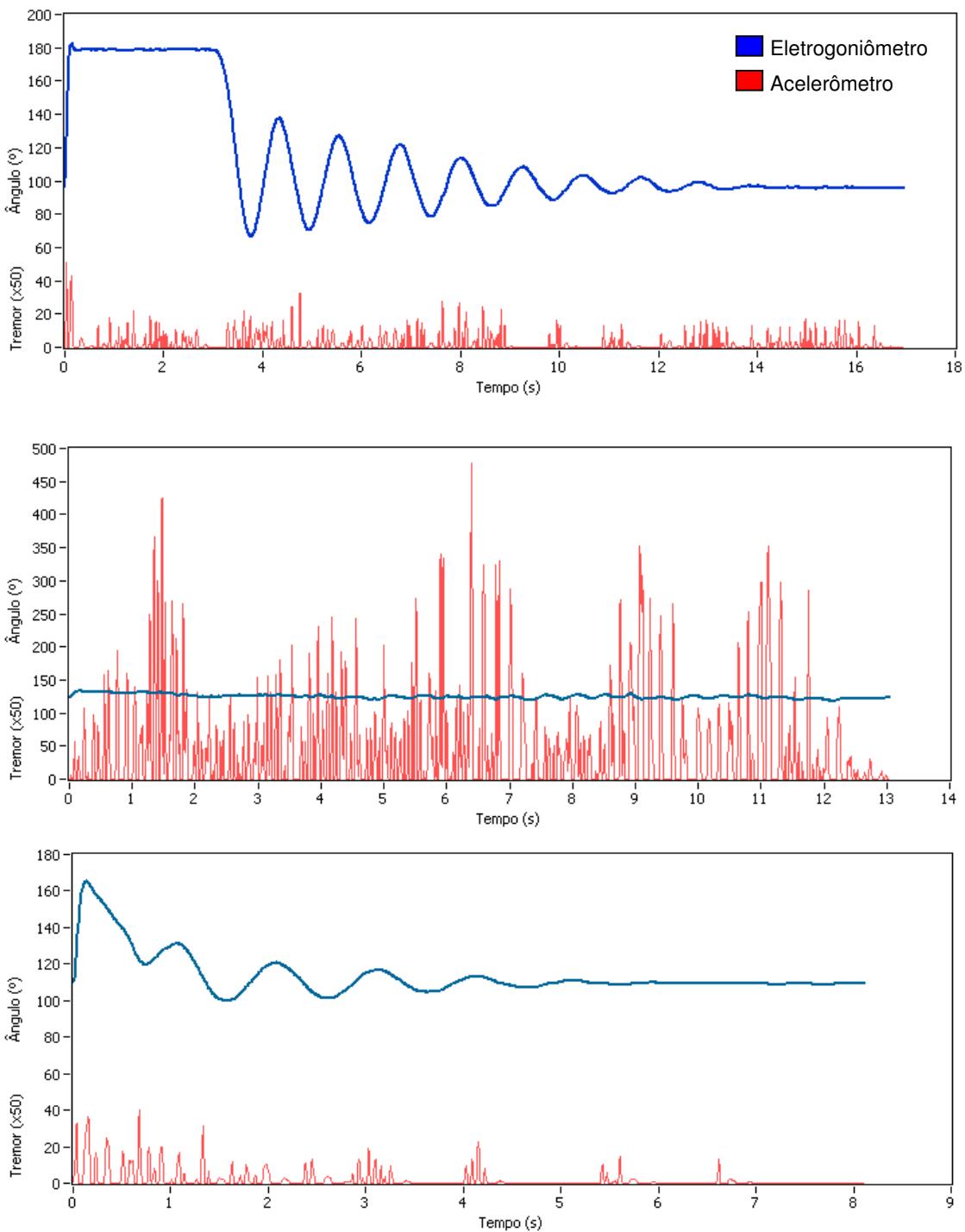


Figura 4.6. Comparação Eletrogoniômetro x Acelerômetro: Referência – Pré-treino – Pós-treino

Um comparativo entre os sinais do eletrogoniômetro referentes ao sinal de referência (azul) correspondente a uma pessoa saudável, ao sinal do paciente com lesão medular antes do treino (vermelho) e ao sinal após o treino (verde) é mostrado na Figura 4.7. Na parte inicial do sinal, nota-se maior resistência ao estiramento da perna para o paciente que não foi submetido ao treino, comparado aos outros sinais. Fica evidente que, assim como explicado, o sinal deve se aproximar ao movimento de um pêndulo para que este seja considerado normal. É importante ressaltar que os

sinais não possuem correspondência nos momentos, pois o momento em que a perna é solta é arbitrário.

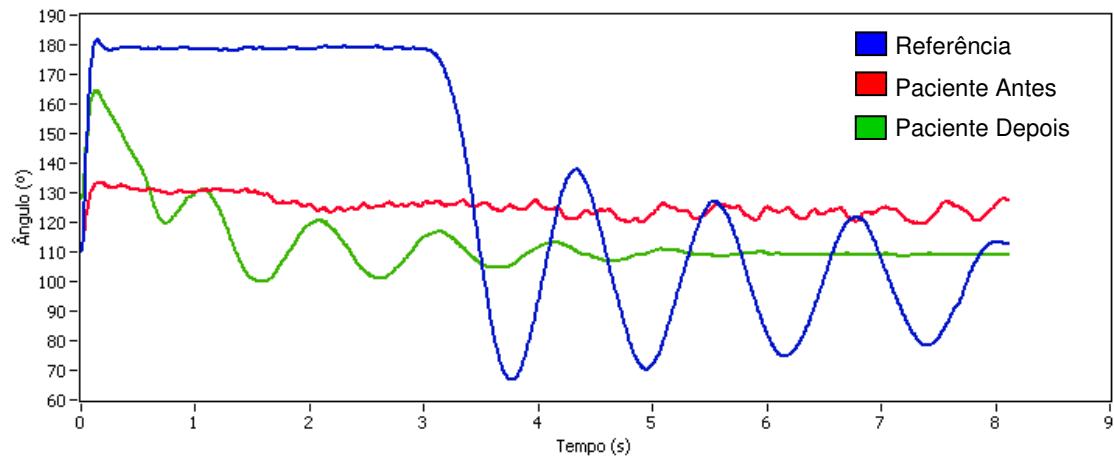


Figura 4.7. Sinais do eletrogoniômetro para os três casos

CAPÍTULO 5

5. *Conclusões*

Algumas conclusões já foram descritas anteriormente, sendo apenas ratificadas e resumidas neste capítulo.

Ao longo do trabalho foi comprovada a viabilidade do acelerômetro na quantificação do grau de espasticidade, já que, dentre outras anomalias, o tremor é evidente em algumas situações. É adicionado, assim, o valor RMS dos sinais correspondentes ao acelerômetro, sendo este mais um parâmetro que permite a avaliação da espasticidade, como visto nos testes realizados.

O eletrogoniômetro, amplamente utilizado, mantém sua funcionalidade no teste pendular, servindo neste trabalho como sinal redundante e complementar ao acelerômetro.

Utilizado em situações reais e práticas, o sistema desenvolvido também permitiu a confirmação de conclusões de alguns estudos feitos. Dados obtidos por meio do aparelho, durante o Treino Locomotor em esteira, confirmou a afirmação que períodos de posição em pé ajudam a reduzir a espasticidade (DOWNIE, 1988). Este fato mostra com clareza que o sistema atingiu o objetivo de auxiliar na avaliação da espasticidade e, consequentemente, de tratamentos e terapias existentes, já que fornece dados mais concretos quando comparado a outros métodos existentes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Accelerometer ACH-04-98-05. **Measurement Specialties**: Folha de dados, 1998. Disponível em: <<http://www.meas-spec.com/>>. Acesso em: 28 mar. 2008.

BALDO, M.V.C. **Fisiologia do Movimento Humano**. Departamento de Fisiologia e Biofísica – USP, 2009. Texto de Apoio. Disponível em: <www.fisio.icb.usp.br/aulasfisio/cursos/mdidatico/movimento.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2009

BRUM, P.C. **Estudo Dirigido V: Movimento reflexo, Flexibilidade e Alongamento**. Texto de Apoio. Ministrada na Escola de Educação Física e Esporte – USP, 2009. Disponível em: <http://www.usp.br/eef/efb/efb5756/estudo_dirigido/estudodirig5.doc>. Acesso em: 10 set. 2009.

CHAVES P.C., ALBUQUERQUE R.R., MOREIRA A.L. **Aula Teórico-Prática: Reflexos Osteotendinosos**. Texto de Apoio. Ministrada na Faculdade de Medicina da Universidade do Porto – Serviço de Fisiologia (Ano Letivo 2001-2002), Porto, 2001. Disponível em: <http://fisiologia.med.up.pt/Textos_Apoio/outros/Reflexos.pdf>. Acesso em: 15 set. 2009.

Como tudo funciona: **Fibras Óticas**. 2009. Disponível em: <<http://informatica.hsw.uol.com.br/fibras-opticas1.htm>>. Acesso em: 15 out. 2009.

COSTA, A.C de S. **Lesão Medular**. Educação Física Adaptada II. Material Didático. Ministrada no Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium – UNISALESIANO, 2009. Disponível em: <<http://www.salesianolins.br>>. Acesso em: 2 set. 2009.

DA COSTA, E.M.G. **Goniômetro**. Trabalho de Conclusão de Curso – Centro Universitário Positivo – Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Curitiba, 2007

DANISCH L. **Fiber Optic Bending and positioning sensor with selected curved light emission surfaces**. US Patent n. 5636494, 27 maio 1997

DE ANDRADE G.M. **Organização do sistema motor**. Ministrada na Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará – Departamento de Fisiologia e

Farmacologia, Ceará, 2009. Disponível em: <http://www.fisfar.ufc.br/v2/index.php?option=com_content&task=view&id=119&Itemid=248>. Acesso em: 10 out. 2009.

DE CAMPOS, S. **Lesão Medular**. Neurologia/Neurociências, 2003. Disponível em: <<http://www.drashirleydecampos.com.br/noticias/2696>>. Acesso em: 5 mar. 2009.

Diagnóstico e Tratamento da Espasticidade. In: SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO. **Projeto Diretrizes**. 2001. Disponível em: <<http://www.portalmedico.org.br/diretrizes/Espasticidade.pdf>>. Acesso em: 5 mar. 2009.

DOWNIE, P.A. Neurologia para fisioterapeutas. Frieda Werebe (Trad.). 4 ed. São Paulo: Panamericana, 1988. p. 243.

Espasticidade: Avaliação Clínica. In: SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO. **Projeto Diretrizes**. 2006. Disponível em: <www.projetodiretrizes.org.br/5_volume/18-Espasticid.pdf>. Acesso em: 1 mar. 2009.

FERNANDES J. C. **Segurança nas Vibrações sobre o Corpo Humano**, 2000. Apostila. Disponível em: <<http://wwwp.feb.unesp.br/jcandido/vib/Apostila.doc>>. Acesso em: 5 nov. 2009.

FURUKAWA, C.M. **Fundamentos da Tecnologia de Fibras Óticas**. Apostila do Departamento de Engenharia Mecatrônica – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/sensores-fibras-oticas-pdf-pdf-a1169.html>>. Acesso em: 12 out. 2009.

GUYTON, A.C.M.D. **Organização do sistema nervoso; Funções básicas das sinapses e substâncias transmissoras**. In: Tratado de fisiologia médica. 9º ed. 1997. Cap.45, p. 416 – 417a.

GUYTON, A.C.M.D. **Funções motoras da medula espinhal: os reflexos medulares**. In: Tratado de fisiologia médica. 9º ed. 1997. Cap.54, p. 515b.

GUYTON, A.C.M.D. **Contração do músculo esquelético**. In: Tratado de fisiologia médica. 9º ed. 1997. Cap.6, p.68c.

GREVE et al. **Diagnóstico e Tratamento da Lesão da Medula Espinal**. 1^a ed. São Paulo, Editora Roca Ltda., 2001.

Informações sobre espasticidade. **Apiterapia**, 2009. Disponível em: <<http://apitoxicure.br.tripod.com/espasticidade.htm>>. Acesso em: 6 out. 2009.

MIYAZAKI, E.G., ROSA, T. DA S., NASCIMENTO, A.P.H., OBERG, T.D. Influência da estimulação elétrica funcional para adequação de tono muscular e controle motor em hemiplégicos. **INTELLECTUS – Revista Acadêmica Digital do Grupo POLIS Educacional**, Jaguariúna, Ano 04, n.05, p. 2-3, 2008.

Nervous System: Sensation. **Get Body Smart**, 2009. Disponível em: <www.getbodysmart.com/ap/nervoussystem/sensory/nocicept/pathways/cnspathway.htm>. Acesso em: 22 set. 2009.

NISHIDA, S. M. **Controle da motricidade I – MEDULA: Arco reflexos medulares**, 2009. Disponível em: <http://www.ibb.unesp.br/departamentos/Fisiologia/material_didatico/Neurobiologia_medicina/apostila_capitulos.htm>. Acesso em: 10 out. 2009

NORTON, B., KLAESNER, J., STYMIEST, B. **Sitting Position Monitor**, 2005. Disponível em: <http://userfs.cec.wustl.edu/~posse401/files/Progress_Presentation.ppt>. Acesso em: 10 out. 2009.

PIC18FXX8 Datasheet. **Microchip**: Folha de dados, 2006. Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41159e.pdf>>. Acesso em: 15 mar. 2008.

PICOLLI, H.C. **Mecânica das Vibrações: Medição de Vibrações**. Apostila do Curso de Engenharia Mecânica – Universidade Federal do Rio Grande. 2009. Disponível em: <<http://www.dmc.furg.br/piccoli/mecvib.html>>. Acesso em: 2 out. 2009.

Piezo Film Product Guide and Price List. **Measurement Specials**: catálogo. Suiça, 2006. Disponível em: <<http://www.ehag.ch/HTML-Files/Components/piezofol.htm>>. Acesso em: 12 set. 2009.

RODRIGUES, B.G. de S., BRITO, C.S., BARROS, C.F. **Lesões da Medula Espinal.** 2006. Disponível em: <http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/neuro/lesao_espinhal/lesao_espinhal_brena.htm>. Acesso em: 22 set. 2009.

S700 Joint Angle ShapeSensor. **Measurand:** Manual. Canadá, 2004. Disponível em: <<http://www.measurand.com/shapesensor.htm>>. Acesso em: 12 set. 2008.

SALMELA, L.F.T., NADEAU S., OLNEY, S.J., BROUWER, B. Pêndulo: um teste simples de medida de espasticidade. **Acta Fisiátrica**, 2002.

SEGURA, D. C. A., CRESPÃO, D. L., DAROLT, M., BELEDEL, S. A., PICCIN, A. S., PICININI, J. A. S. **Análise do tratamento da espasticidade através da fisioterapia e da farmacologia** - um estudo de caso. *Arq. Ciênc. Saúde Unipar, Umuarama*, v. 11, n. 3, p. 217-224, set./dez. 2007.

Sistema Nervoso: **Sistema Motor.** Material didático do Curso de Neurofisiologia – UNIFESP, 2009. Disponível em: <<http://www.unifesp.br/dfisio/fisioneuro/sistmotor1.pdf>>. Acesso em: 22 set. 2009.

TEIVE, H.A.G., ZONTA, M., KUMAGAI, Y. **Tratamento da espasticidade:** uma atualização. Arquivos de Neuro-Psiquiatria, São Paulo, v.56, n.4, p. 852-858, 1998.

VALIDAÇÃO DE UM ELETROGONIÔMETRO DIGITAL. **Biomecânica**, 2007. Disponível em: <http://www2.rc.unesp.br/eventos/educacao_fisica/biomecanica2007>. Acesso em: 15 out. 2009.

VEIROS, I., MARTINS, L., MARTINS, F. **Baclofeno intratecal no tratamento da espasticidade.** Serviço de Medicina Física e Reabilitação - Centro Hospitalar de Coimbra. Coimbra, 2005. Disponível em: <<http://www.actamedicaportuguesa.com/pdf/2006-19/3/217-224.pdf>>. Acesso em: 15 set. 2009.

APÊNDICE

Programa em linguagem C, responsável pela aquisição serial, conversão A/D e envio dos dados do sensor para o computador.

```
#include <p18f258.h>
#include <delays.h>
#include <usart.h>
#include <string.h>
#include <adc.h>
#include <timers.h>

#define LED_POWER PORTBbits.RB6      //Led - Alimentação
#define LED_READY PORTBbits.RB7     //Led – Indicador: pronto para aquisição

int Temp;
char cont_timer;
void GetADC (unsigned char);

void clearUSART (void)
{
    if (RCSTAbits.OERR) //Limpa registrador para liberar USART, se cheia
    {
        RCSTAbits.CREN = 0;    Nop();
        RCSTAbits.CREN = 1;    Nop();
    }
}

void overflow_timer(void) //Caso o timer estourou >> incrementa contador
{
    if(INTCONbits.TMR0IF==1)
    {
        INTCONbits.TMR0IF=0;
        cont_timer++;
    }
}

void main()
{
    char c,str,timer_l,timer_h;
    int a,timer,i;

    TRISCbits.TRISC6 = 0; // Output - USART (Tx)
    TRISCbits.TRISC7 = 1; // Input - USART (Rx)
    TRISBbits.TRISB6=0; // LED_POWER
    TRISBbits.TRISB7=0; // LED_Acel

    //----- Configuração Timer -----
    // Interrupção habilitada
    // Timer de 16 bits
    // Fonte: Clock interno
    // Pre-Scaler: 1:256

    OpenTimer0( TIMER_INT_ON & T0_16BIT & T0_SOURCE_INT & T0_PS_1_256 );
    //----- Configuração USART -----
    // Habilita USART - modo assíncrono
    // SPBRG = ((FOSC/Baud)/64)-1 : Para 10Mhz - Baud Rate = 57600 (spbrg=10 - HIGH) 9600
    // (spbrg=15 - LOW), 4800 (spbrg=32 - LOW) e 2400 (spbrg=64)
    // 8 Bits de dados
    // Recepção simples( não contínua )
    // Interrupção de recepção e transmissão desabilitados
```

```

OpenUSART(USART_TX_INT_OFF & USART_RX_INT_OFF & USART_ASYNCH_MODE &
          USART_EIGHT_BIT & USART_CONT_RX & USART_BRGH_HIGH, 10 );
//-----

LED_READY=0;
while(a<20)           //Tempo para estabilizar o acelerômetro
{
    LED_POWER=1;
    Delay10TCYx(25);
    LED_POWER=0;
    i=0;
    while(i<10){
        Delay10TCYx(25);
        i++;
    }
    a=a+1;
}
LED_READY=1;
WriteTimer0(0); //Zera timer
while(1)
{
    while(!DataRdyUSART());
    c=ReadUSART();
    clearUSART();
    if(c=='1')// Caractere 1: habilita inicio de envio de frame
    {
        WriteTimer0(0);
        cont_timer=0;
        INTCONbits.TMR0IF=0;
        while(c!='3') //Caracter 3: desabilita envio de frame
        {
            // Frame: T-P-Angulo-x-y-z-T1-T2-T3-$
            // Taxa de amostragem: 123 frames por segundo
            while(BusyUSART());
            WriteUSART('T');
            clearUSART();
            Delay10TCYx(180);

            while(BusyUSART());
            WriteUSART('P');
            clearUSART();
            overflow_timer();
            Delay10TCYx(180);

            while(BusyUSART());
            GetADC(1); // Ângulo
            Temp=Temp/4;
            str=(char)Temp;
            WriteUSART(str);
            clearUSART();
            Delay10TCYx(180);

            while(BusyUSART());
            GetADC(2); // x
            Temp=Temp/4;
            str=(char)Temp;
            WriteUSART(str);
            clearUSART();
            Delay10TCYx(180);

            while(BusyUSART());
            GetADC(3); // y
            Temp=Temp/4;
            str=(char)Temp;
            WriteUSART(str);
            clearUSART();
        }
    }
}

```

```

        overflow_timer();
        Delay10TCYx(180);

        while(BusyUSART());
        GetADC(4);      //z
        Temp=Temp/4;
        str=(char)Temp;
        WriteUSART(str);
        clearUSART();
        Delay10TCYx(180);

        timer_l = TMR0L;
        timer_h = TMR0H;
        overflow_timer();
        while(BusyUSART());
        WriteUSART(timer_l); //Timer: low byte
        Delay10TCYx(180);
        while(BusyUSART());
        WriteUSART(timer_h); //Timer: high byte
        clearUSART();
        Delay10TCYx(180);

        while(BusyUSART());
        WriteUSART(cont_timer); //Timer: Contador
        clearUSART();
        overflow_timer();
        Delay10TCYx(180);

        while(BusyUSART());
        WriteUSART('$'); //Final do Frame
        clearUSART();
        Delay10TCYx(180);

        if(DataRdyUSART())
        {
            c=ReadUSART();
            clearUSART();
        }
    }
}
CloseTimer0();
CloseUSART();
}

// Funções do conversor A/D - 4 canais analógicos habilitados (ângulo/x/y/z)
void GetADC (unsigned char i)
{
    // Configuração dos canais:
    // AN0
    if (i == 1)
        OpenADC(ADC_FOSC_32 & ADC_RIGHT JUST & ADC_8ANA_0REF, ADC_CH0 &
ADC_INT_OFF );

    //AN1
    if (i == 2)
        OpenADC( ADC_FOSC_32 & ADC_RIGHT JUST & ADC_8ANA_0REF, ADC_CH1 &
ADC_INT_OFF );

    //AN2
    if (i == 3)
        OpenADC( ADC_FOSC_32 & ADC_RIGHT JUST & ADC_8ANA_0REF, ADC_CH2 &
ADC_INT_OFF );

    //AN3
    if (i == 4)

```

```
OpenADC( ADC_FOSC_32 & ADC_RIGHT JUST & ADC_8ANA_0REF, ADC_CH3 &
ADC_INT_OFF );

Temp = 0;
ConvertADC();           // Inicia Conversão AD
Delay10TCYx(10);
while(BusyADC());
Temp = ReadADC();      // Lê dado convertido
CloseADC();            // Desabilita A/D
}
```