

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE  
COMPUTAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA  
AVALIAÇÃO DE ESPASTICIDADE DE MEMBROS  
SUPERIORES EM LESADOS MEDULARES**

ANA PAULA DA SILVA BARBOSA  
ANDREA ALEXANDRA PINEDA CABEZAS  
**ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior**

São Carlos, novembro 2013



**ANA PAULA DA SILVA BARBOSA  
ANDREA ALEXANDRA PINEDA CABEZAS**

**DESENVOLVIMENTO DE  
SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE  
ESPASTICIDADE DE MEMBROS  
SUPERIORES 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 Júnior

São Carlos  
2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,  
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS  
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

B238d      Barbosa, Ana Paula da Silva  
                 Desenvolvimento de Sistema Para Avaliação de  
                 Espasticidade de Membros Superiores em Lesados Medulares  
                 / Ana Paula da Silva Barbosa; orientador Alberto  
                 Cliquet Jr. São Carlos, 2013.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com  
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São  
Carlos da Universidade de São Paulo, 2013.

1. avaliação da espasticidade. 2. sistema  
biomecânico. 3. espasticidade. 4. lesão medular. 5.  
engenharia biomédica. 6. goniometria. 7. acelerômetro.  
I. Título.

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Ana Paula da Silva Barbosa

Título: “Desenvolvimento de sistema para avaliação de espasticidade de membros superiores em lesados medulares”

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado  
em 22/11/2013,

com NOTA 10,0 (dez, zero), pela Comissão Julgadora:

*Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (Orientador - SEL/EESC/USP)*

*Dr. Renato Varoto - (SEL/EESC/USP)*

*Profa. Associada Liliane Ventura Schiabel - (SEL/EESC/USP)*

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Prof. Associado Homero Schiabel



## **Dedicatória**

Eu, Ana Paula, dedico este trabalho aos meus pais Paulo e Nadja pelo apoio, carinho, incentivo e todos os esforços para me proporcionar uma educação de qualidade; Às minhas irmãs, Cristiane e Dayana pela amizade e participação em todas as etapas da minha formação;

Ao meu namorado Sergio, pelo companheirismo, e por encorajar o meu desenvolvimento profissional e pessoal;

Eu, Andrea, agradeço e dedico primeiramente este trabalho a Deus que é minha força e fonte de inspiração cada dia; a meus pais Carlos e Inés pelo exemplo, amor e apoio incondicional que tem me permitido chegar até aqui; a meus queridos irmãos Carla e Ariel, que alegram minha vida; a meus amigos de todos estes cinco anos de faculdade com os quais compartilhei momentos inesquecíveis que tem me permitido crescer tanto pessoal como intelectualmente.

*“Àquele que é capaz de fazer infinitamente mais do que tudo o que pedimos ou pensamos, de acordo com o seu poder que atua em nós, a Ele seja a glória, por todas as gerações, para todo o sempre!”*



## **Agradecimentos**

Agradecemos ao professor Manoel e ao Thales Santini, pelos valorosos conselhos no desenvolvimento do software de interface com o usuário Labview e ao professor Evandro, pela ajuda e incentivo no desenvolvimento do módulo de programação USB.

Agradecemos também a Jussara, sempre solicita e atenciosa em relação a todos os nossos questionamentos e instruções em todo o processo burocrático envolvido neste trabalho.

Sinceros agradecimentos ao Dr. Renato Varoto pelas relevantes contribuições, essenciais à realização do trabalho e ao professor Alberto Cliquer Jr. pela oportunidade e incentivo para participar deste projeto.



## **RESUMO**

Os métodos clínicos usuais para avaliar o grau de espasticidade levam em consideração parâmetros e critérios subjetivos, por esse motivo procura-se através deste projeto sugerir uma solução para avaliação do grau de espasticidade de modo objetivo, pois tais medidas são de extrema importância para comparação e avaliação de técnicas de tratamento da espasticidade.

Propõe-se deste modo a elaboração e construção de um sistema biomecânico com finalidade de aferir o grau de espasticidade dos membros superiores, em relação à articulação do punho, com o uso de transdutores para avaliar variáveis cinéticas envolvidas.

O aparelho funciona de modo a promover a extensão do punho de forma passiva, realizando simultaneamente aquisição de dados de três transdutores: eletrogoniômetro, sensor de pressão a base de filme e acelerômetro.



## **ABSTRACT**

The usual clinical methods to assess the degree of spasticity take into account parameters and subjective criteria, therefore looking through this project suggest a solution for assessment of spasticity in an objective way, because such measures are extremely important for comparison and evaluation of techniques for the treatment of spasticity. It is proposed therefore the design and construction of a biomechanical system in order to assess the degree of spasticity of the upper, relative to the wrist joint, using probes to assess kinetic variables involved. The apparatus operates to promote passive extension of the wrist and simultaneously performing the acquisition of data for three transducers: electrogoniometer the pressure sensor film base and accelerometer.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Neurônio .....	25
Figura 2 - Bomba de sódio e potássio.....	26
Figura 3 - Componentes gerais de um arco-reflexo.....	27
Figura 4 - Medula espinhal e nervos espinhais.....	28
Figura 5 - Eletrodos de eletromiografia profunda e eletrodos de superfície .....	38
Figura 6 - Dispositivo mecatrônico para a quantificação da espasticidade .....	41
Figura 7 - Dispositivo para quantificação da espasticidade.....	42
Figura 8 - Sistema para avaliação de espasticidade.....	44
Figura 9 - Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação da Espasticidade .....	45
Figura 10 - Sistema de energia para medir espasticidade no pulso .....	46
Figura 11 - Princípio de Aceleração .....	47
Figura 12 - Acelerômetro ACH-04-08-05 Analog Test PCB .....	49
Figura 13 - Características - kit ACH-04-08-05 .....	50
Figura 14 - Sensores piezoelétricos - Acelerômetro ACH-04-08-05 .....	50
Figura 15 - Reflexão interna da fibra óptica .....	52
Figura 16 - Refração da luz entre o núcleo e casca da Fibra óptica .....	52
Figura 17 – Eletrogoniômetro Shape Sensor S720 Joint Angle .....	53
Figura 18 - Características - S720 Miniature Joint Angle Shape Sensor .....	54
Figura 19 - Curva Linearidade do S720 Miniature Joint Angle Shape Sensor .....	55
Figura 20 - Sensor de Força FlexiForce B101-L .....	56
Figura 21 - Constituição - Sensor de Força FlexiForce B101-L .....	57
Figura 22 - Características - Sensor de Força FlexiForce B101-L .....	58
Figura 23- Sensor de força Resistência em função da massa .....	59
Figura 24 - Sensor de força Condutância em função da massa .....	60
Figura 25 – Gráfico da força em função da Tensão.....	60
Figura 26 - Principais componentes do Motor CC .....	61
Figura 27 - Regra da mão esquerda .....	63
Figura 28 - Princípio de Funcionamento do motor.....	63
Figura 29 - Características do Motor CC Maxon 118741 .....	65
Figura 30 - Relação entre frequência, torque e corrente de operação do motor.....	66

Figura 31 - Característica do redutor Maxon 110398.....	67
Figura 32 - Redutor Maxon 110398 acoplado ao motor Maxon 118741 .....	67
Figura 33 - Fabricantes de Microcontroladores .....	69
Figura 34 - Diagrama de pinos 18F4550 .....	70
Figura 35 - Padrões USB e Pinout tipo A.....	72
Figura 36 - Configuração de hardware <i>low speed e high speed device</i> . .....	73
Figura 37 - Hierarquia dos dispositivos USB .....	74
Figura 38 - Princípio de funcionamento dos dispositivos USB CDC .....	75
Figura 39 - Circuito para gravação USB HID .....	76
Figura 40 - Aplicativo para gravação USB HID .....	76
Figura 41. Aplicativo para gravação USB HID .....	77
Figura 42 - Circuito Oscilador .....	77
Figura 43 - Divisor de tensão para o Sensor de Força .....	78
Figura 44 - Driver de acionamento do motor .....	79
Figura 45 - Circuito de inversão do sentido do motor .....	79
Figura 46 - Ambientes de trabalho de uma VI .....	83
Figura 47 - Funções principais para realizar a Comunicação USB CDC.....	84
Figura 48 - Sistema de Aquisição de dados mediante a comunicação USB emulando uma porta Serial.....	85
Figura 49- Comunicação entre os sensores e atuadores com o Software Labview .	85
Figura 50- Esquemático das janelas do software de interface .....	86
Figura 51 - Janela inicial.....	87
Figura 52 - Janela para cadastrar novo paciente .....	88
Figura 53 - Janela de seleção de paciente para visualizar histórico.....	88
Figura 54 - Janela de seleção de paciente para visualizar histórico.....	89
Figura 55 - Janela de seleção de paciente para realizar teste .....	89
Figura 56 - Posicionamento do braço para o procedimento do teste do punho .....	90
Figura 57 - Perfil da estrutura mecânica do aparelho com o acelerômetro .....	91
Figura 58- Visão frontal do dispositivo .....	92
Figura 59 - Visão superior do equipamento com o protótipo do circuito.....	92
Figura 60 - Visão superior da versão final do aparelho .....	93
Figura 61 - Equipamento completo com software de aquisição dados .....	93
Figura 62 - Vista frontal do equipamento.....	94

Figura 63 - Visão superior do equipamento com usuário posicionado .....	94
Figura 64 - Placa do circuito elétrico da versão final do aparelho .....	95
Figura 65 - Teste de Avaliação da Espasticidade .....	95
Figura 66 - Teste para Avaliação da Espasticidade .....	96



## **SÍMBOLOS, ABREVIATURAS, SIGLAS E CONVENÇÕES**

LME Lesão da Medula Espinal

NSCISC National Spinal Cord Injudy Statistic Center

TRM Trauma Raquimedular

ASIA American Spinal Injury Association

SNC Sistema Nervoso Central

AVD Atividade da Vida Diária

CC Corrente Contínua

FEM Força Eletromotriz

LRET Limiar Reflexo de Estiramento Tônico

EMGs Eletromiografia de Superfície

FEM Força Eletromotriz Induzida

ADM Amplitude do Movimento

IRMM Índice de Rigidez Muscular Média

AVC Acidente Vascular Cerebral

HID Human Interface Device

MSC Mass Storage Device

CDC Communications Device Class



# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 2 - A ESPASTICIDADE .....</b>	<b>23</b>
2.1- CONCEITOS BÁSICOS .....	23
2.1.1 – <i>Tônus muscular</i> .....	24
2.1.2 – <i>Arco reflexo</i> .....	25
2.1.3 – <i>Espasticidade após Lesão Medular</i> .....	28
<b>CAPÍTULO 3 - AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE .....</b>	<b>31</b>
3.1 - AVALIAÇÃO CLÍNICA .....	32
3.1.1 – <i>Escala de Ashworth</i> .....	32
3.1.2 – <i>Escala de Ashworth Modificada</i> .....	33
3.1.3 - <i>Escala de Tardieu</i> .....	34
3.1.4 - <i>Escala de Automatismos da Universidade de Lyon</i> .....	34
3.1.5 – <i>Escala de frequência de espasmos de Penn</i> .....	34
3.1.6 - <i>Escala analógica de dor</i> .....	35
3.1.7 – <i>Teste de força muscular</i> .....	35
3.1.8 – <i>Escala de reflexos osteotendíneos</i> .....	35
3.1.9 – <i>Análise de marcha</i> .....	36
3.1.10 – <i>Escala de Medida de Independência Funcional (MIF)</i> .....	36
3.1.12 – <i>Índice de Barthel</i> .....	36
3.2 - MÉTODOS ELETROFISIOLÓGICOS .....	37
3.3 - MÉTODOS BIOMECÂNICOS .....	39
3.3.1 - <i>Dinamometria isocinética</i> .....	39
3.3.2 - <i>Dinamômetros de mão ou miômetros</i> .....	39
3.3.4. - <i>Métodos funcionais</i> .....	40
<b>CAPÍTULO 4 - INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO ESTUDADOS .....</b>	<b>41</b>
4.1 - DISPOSITIVO MECATRÔNICO PARA A QUANTIFICAÇÃO DA ESPASTICIDADE DA UNIVERSIDADE DO MINHO .....	41
4.2 - DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA MEDIR ESPASTICIDADE DE MEMBROS SUPERIORES UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES .....	42
4.3 - DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE ESPASTICIDADE EM LESADOS MEDULARES DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO.....	43
4.4 - SISTEMA DE QUANTIFICAÇÃO MECÂNICA APLICADO À AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE DA UNIVERSIDADE DO RIO DE JANEIRO .....	44
4.5 - SISTEMA DE OSCILAÇÃO MOTORIZADO DE WALSH.....	45
<b>CAPÍTULO 5 – INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO PROPOSTO .....</b>	<b>47</b>

5.1 - TRANSDUTORES .....	47
5.1.1 – Acelerômetros .....	47
5.1.2 – Eletrogoniômetro .....	51
5.1.3 - Sensor de pressão a base de filme .....	55
5.2 – - MOTOR DE CORRENTE CONTINUA.....	61
5.2.1 <i>Estrutura do Motor CC</i> .....	61
5.2.2 <i>Princípio de Funcionamento do Motor CC</i> .....	62
5.2.3 <i>Escolha do Motor</i> .....	64
5.2.4 <i>Redutor de Velocidade</i> .....	66
<b>CAPÍTULO 6 – CONTROLE DO MOTOR, RECEPÇÃO DOS SINAIS DOS SENSORES E ENVIO DOS DADOS VIA USB COM MICROCONTROLADOR.PIC18F4550 .....</b>	<b>68</b>
6.1 MICROCONTROLADORES .....	68
6.1.1 <i>PIC 18F4550</i> .....	69
6.1.2 <i>Linguagem C e Compilador PCW de CCS</i> .....	71
6.2 UNIVERSAL SERIAL BUS (USB) .....	71
6.3 GRAVADOR PIC USB .....	75
6.4 DESENVOLVIMENTO DA PLACA DE AQUISIÇÃO .....	76
6.5 FIRMWARE .....	80
6.6 SOFTWARE DE INTERFACE GRÁFICA LABVIEW .....	82
<b>CAPÍTULO 7 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>86</b>
<b>CAPÍTULO 8 – CONCLUSÃO .....</b>	<b>97</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>99</b>

## CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O sistema responsável pelo controle e execução dos movimentos é denominado sistema piramidal, a lesão de estruturas pertencentes a este sistema, em especial do motoneurônio superior pode ocasionar a espasticidade, que caracteriza-se pela alteração do tônus muscular e do controle voluntário de movimentos.

A espasticidade é uma das complicações mais comuns, potencialmente incapacitante e incômoda que afetam os indivíduos com lesão de medula espinhal (LME). Aproximadamente, 70% das pessoas com LME são espásticas um ano após a lesão Kirshblum<sup>1</sup> (1999 apud BIERING-SORENSEN, NIELSEN, & KLINGE, 2006, p.708, tradução nossa).

A espasticidade é facilmente identificada, no entanto é difícil de quantificar. Nas últimas décadas a medição da espasticidade tem sido realizada usualmente por meio de uma abordagem clínica, usando escalas de medidas, sendo as mais utilizadas as escalas de Ashworth e a Ashworth Modificada. As escalas clínicas oferecem informações quantitativas, e são especialmente utilizadas em estudos científicos, no entanto elas ainda são limitadas pela baixa confiabilidade. Johnson<sup>2</sup> (2002 apud PIZZI, CARLUCCI, FALSINI, VERDESCA, & GRIPPO, 2005, p.410, tradução nossa)

Há outros métodos como os métodos eletrofisiológicos e biomecânicos. Os métodos eletrofisiológicos tem proporcionado uma visão valiosa para os mecanismos patofisiológicos envolvidos na espasticidade, mas nenhuma dessas técnicas fornecem uma avaliação fácil e viável da espasticidade para utilização clínica diária (BIERING-SORENSEN, NIELSEN, & KLINGE, 2006, tradução nossa), estes métodos reproduzem resultados confiáveis, no entanto são pouco acessíveis e por vezes invasivos.

Deve-se lembrar que é de grande importância avaliar quantitativamente a espasticidade tanto para pesquisa como para a escolha de terapias e medicamentos anti-espásticos. (BIERING-SORENSEN, NIELSEN, & KLINGE, 2006, tradução nossa)

---

<sup>1</sup> Kirshblum S. Treatment for spinal cord injury related spasticity. *J Spinal Cord Med*, p.199–217, 1999.

<sup>2</sup> Johnson GR. Outcome measures of spasticity. *Eur J Neurol* 2002;9(Suppl 1):10-6; discussion 53-61

Tendo em vista este cenário foi proposto neste trabalho a elaboração de um sistema biomecânico alternativo utilizando três transdutores: acelerômetro, eletrogoniômetro e sensor de pressão a base de filme para avaliar as variáveis cinéticas envolvidas que caracterizam o grau de espasticidade, de forma objetiva, prática e acessível.

O sistema desenvolvido tem como objetivo específico avaliar a espasticidade na extensão do punho após uma lesão medular, de forma quantitativa independente do avaliador, sensível, simples de ser utilizado, que possibilite a reproduzibilidade nas medidas com propósito de auxiliar a decisão médica.

O equipamento proposto é composto de uma parte referente à instrumentação e do software encarregado de apresentar os resultados coletados. A parte referente à instrumentação é composta dos três transdutores já mencionados, que vão permitir quantificar os diferentes sintomas da espasticidade como: rigidez muscular, espasmos, diminuição da máxima amplitude da articulação.

Um atuador permitirá a realização dos movimentos passivos adequados como flexão e extensão do punho a velocidade constante durante o movimento; um microcontrolador será encarregado de fazer a aquisição dos dados coletados pelos transdutores que serão enviados para um computador através de uma interface USB, este também será responsável pelo controle de acionamento e parada do atuador com base nos dados adquiridos pelos sensores.

## CAPÍTULO 2 - A ESPASTICIDADE

### 2.1- Conceitos básicos

A espasticidade está intimamente relacionada à lesão do sistema corticospinal ou piramidal, especialmente do motoneurônio superior e suas estruturas aferentes, é caracterizada pela perda do controle voluntário de movimento, alteração característica do tônus muscular e a hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento.

A definição mais aceita da espasticidade é que se trata de uma desordem motora caracterizada pela hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento velocidade dependente, com exacerbação dos reflexos profundos e aumento do tônus muscular. Lance<sup>3</sup>, 1984, TEIVE et al<sup>4</sup>, 1998 (apud SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO, 2001. p.15).

A dificuldade de encontrar uma definição clara e objetiva dessa desordem resulta da dificuldade de compreensão da sua fisiopatologia, já que as diversas teorias que buscam explicar essa manifestação ainda deixam diversas questões em aberto (GREVE 2007).

A espasticidade pode ainda possuir diversas origens, a Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação alerta que a espasticidade é um distúrbio frequentemente encontrado em pessoas que sofreram lesão medular, paralisia cerebral e lesão encefálica, causadas por diversos motivos entre eles traumas, tumores e doenças degenerativas. Meythaler<sup>5</sup> (2001 apud ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO, 2006, p.3).

Estudos recentes sugerem que a espasticidade está relacionada à resposta neuroplástica que ocorre após uma lesão, promovendo uma hipersensibilidade à denervação, que estimula o

---

<sup>3</sup> Lance JW. Pyramidal and extrapyramidal disorders,in Shahani DT: Eletromyography in CNS Disorders:central EMG, Boston Butterworth,1984.

<sup>4</sup> Teive,HG; Zonta,M; Kumagai,Y. Tratamento espasticidade. Arq Neuro-psiquiatr.1998; 56(4):852-858.

<sup>5</sup> Meythaler JM. Concept of spastic hypertonia. Phys Med Rehabil Clin Nam, p.725-32, 2001.

brotamento de novos terminais aferentes, aumentando o número de receptores pós-sinápticos, por conseguinte, qualquer estímulo promove uma reação desproporcional. (GREVE 2007).

Uma série de sinais clínicos pode ser agregada aos sintomas característicos já mencionados, os mais comuns são clônus, sinal de Babinski, fraqueza, atrofia muscular, perda de destreza, contratura e alteração da elasticidade e rigidez muscular.

Aqueles que apresentam espasticidade sofrem perda na qualidade de vida, visto que, seus sintomas podem incorrer em postura anormal, prejuízos no sono, dificuldade para realizar atividades cotidianas, inclusive de higiene pessoal e dor.

Pesquisas do Stockholm Spinal Cord Injury mostram que 40% dos indivíduos relatam espasticidade de modo danoso, à medida que as atividades diárias são restrinidas e/ou há presença de dor (ADAMS; HICKS, 2005, tradução nossa).

O grau de espasticidade pode ser influenciado ainda por diversos fatores, os mais comuns são o horário em que foi realizado o teste, temperatura ambiente, ansiedade, estresse, depressão, fadiga muscular, constipação intestinal, dor e uso de medicamentos.

Para uma melhor compreensão da fisiopatologia desta desordem, será estudado separadamente o reflexo de estiramento e o tônus muscular.

### **2.1.1 – Tônus muscular**

Tônus muscular é a força com a qual o músculo resiste ao alongamento, ou seja, sua rigidez. Em geral, ele é testado clinicamente pela extensão e flexão passiva dos membros relaxados do paciente, sentindo a resistência oferecida pelos músculos. Mecanismos neurais e não neurais contribuem para a rigidez ou o tônus muscular (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

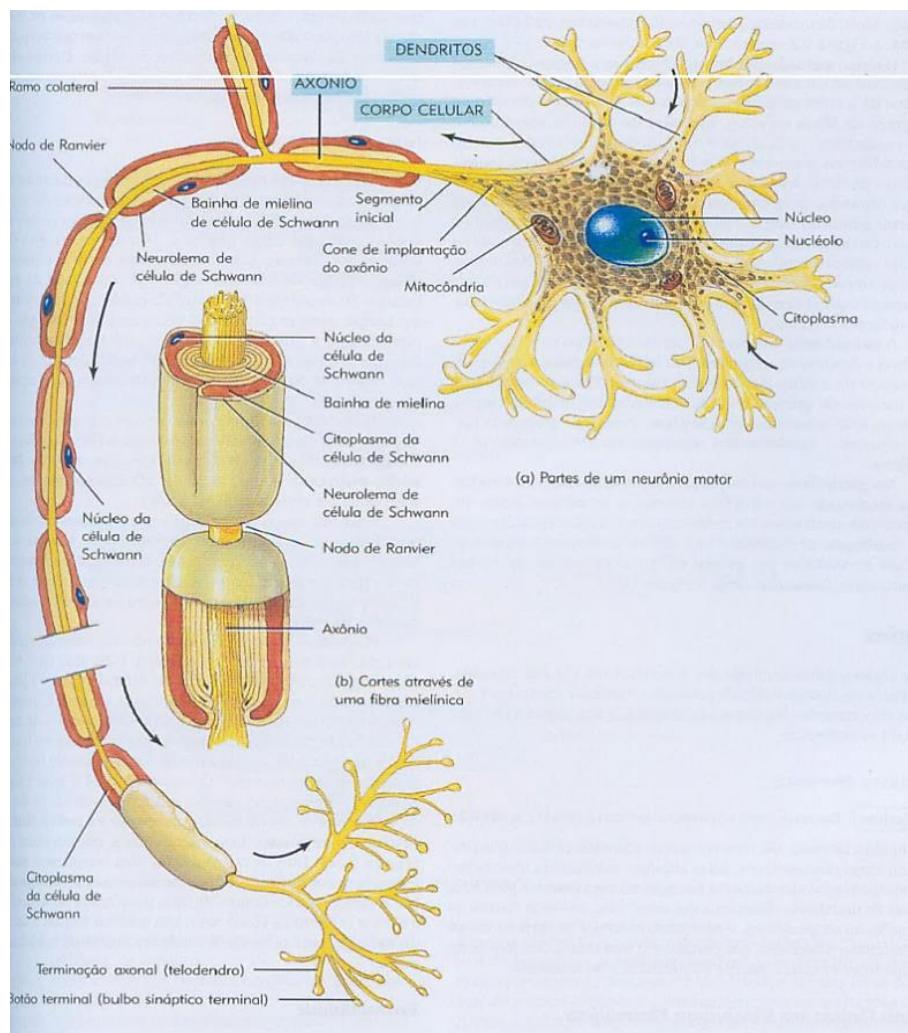
Didaticamente pode-se afirmar que estímulos aferentes (sensoriais) enviam informações sobre o corpo em relação ao espaço, em resposta os estímulos (motores) eferentes, adequam o estado de contração muscular. As estruturas responsáveis por este controle são o motoneurônio inferior e o motoneurônio superior, o acometimento do primeiro infere na hipotonia muscular e do segundo na hipertonia muscular consequentemente na espasticidade. É importante frisar que tônus muscular não é característico de anomalia ou patologia, é sim uma força que o músculo apresenta, mesmo quando um corpo permanece em repouso, nesse caso há um pequeno nível de contração que permite iniciar uma resposta de maneira mais rápida que em caso de completo relaxamento muscular, ou seja, sem tônus, a alteração deste estado de contração que incorre em uma característica patológica.

Deve-se ressaltar que a hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento, ou hiperreflexia, pode estar associado à alteração do tônus, visto que a desproporção de estímulo gerado infere na alteração do tônus contribuindo para hipertonia do músculo.

### 2.1.2 – Arco reflexo

Arco-reflexo é um mecanismo de proteção cuja excitação de um nervo origina uma resposta imediata, sem a necessidade do estímulo chegar ao cérebro, pois a resposta é gerada na medula óssea, ou seja, este recurso é acionado sem a consciência ou intenção do indivíduo.

O reflexo de estiramento, cuja irregularidade promove a espasticidade é um reflexo monossináptico, isto é, necessita de apenas uma sinapse aferente pra acionar o mecanismo de proteção.

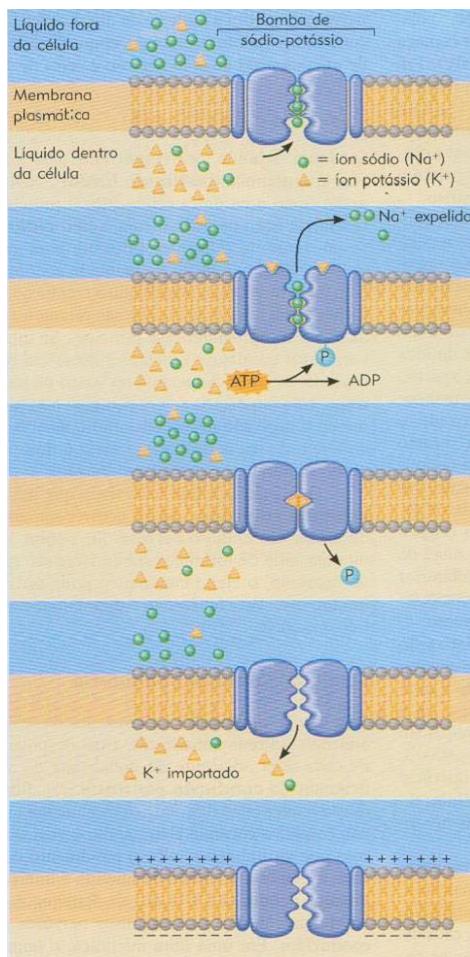


**Figura 1 - Neurônio**

(Figura reproduzida de Corpo Humano Fundamentos de Anatomia e Fisiologia, TORTORA; DERRICKSON p. 211, 2000)

As principais estruturas que constituem esse sistema são o motoneurônio superior ou aferente e motoneurônio inferior ou eferente, ao primeiro é atribuída à função de sensibilizar o sistema em caso de estímulo externo e ao segundo de enviar um estímulo de resposta ao músculo ou agente efetuador.

Os motoneurônios, variedade de neurônio, são constituídos basicamente de dendritos, corpo celular e axônio. Os dendritos recebem estímulos (impulsos nervosos) captados do ambiente ou de ou de outras células, transmitem esses sinal ao corpo celular, onde estão situados o núcleo celular, o citoplasma e as organelas citoplasmáticas, a informação é enviada aos axônios, que são responsáveis por transmitir o impulso a outras células ou estruturas eferentes através da liberação de proteínas denominadas neurotransmissores.

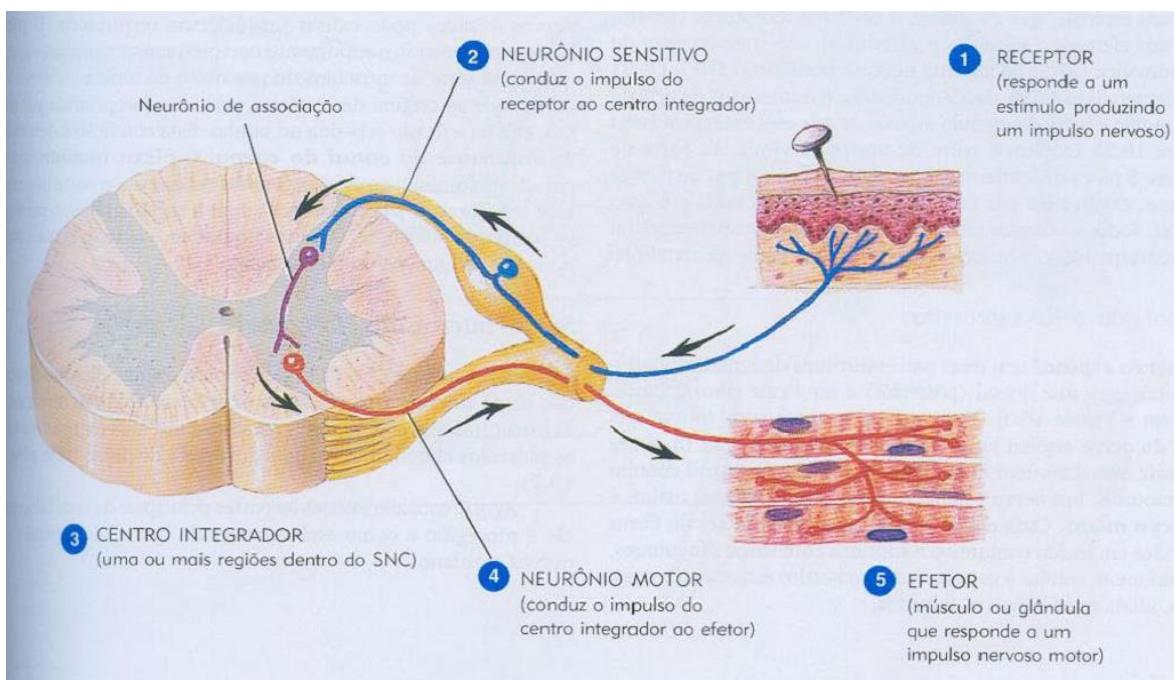


**Figura 2 - Bomba de sódio e potássio**

(Figura reproduzida de Corpo Humano Fundamentos de Anatomia e Fisiologia, TORTORA; DERRICKSON p. 211, 2000)

Os impulsos nervosos são sinais eletroquímicos que se propagam através dos neurônios por meio de sinais elétricos e neurotransmissores. Os sinais elétricos operam em uma sequência de polarização e despolarização da membrana que reveste os neurônios, a bainha de mielina, o mecanismo associado a polarização e despolarização é a bomba de sódio-potássio.

O funcionamento da bomba de sódio e potássio pode ser resumido da seguinte maneira, os íons de sódio (carga positiva) conectam-se a bomba, promovendo a quebra de ATP (adenosina trifosfato) em ADP (adenosina difosfato) e um fosfato de alta energia, cuja função é fornecer energia ao sistema. O fosfato é associado à bomba de modo que os íons de sódio são pressionados para fora da célula, pois há uma mudança na configuração do sistema, quando os íons potássio (carga positiva) são associados à bomba o fosfato é liberado e o aspecto da bomba é alterado novamente, no momento que a forma original da bomba é restaurada os íons de potássio são pressionados para dentro da célula e o ciclo recomeça.



**Figura 3 - Componentes gerais de um arco-reflexo**

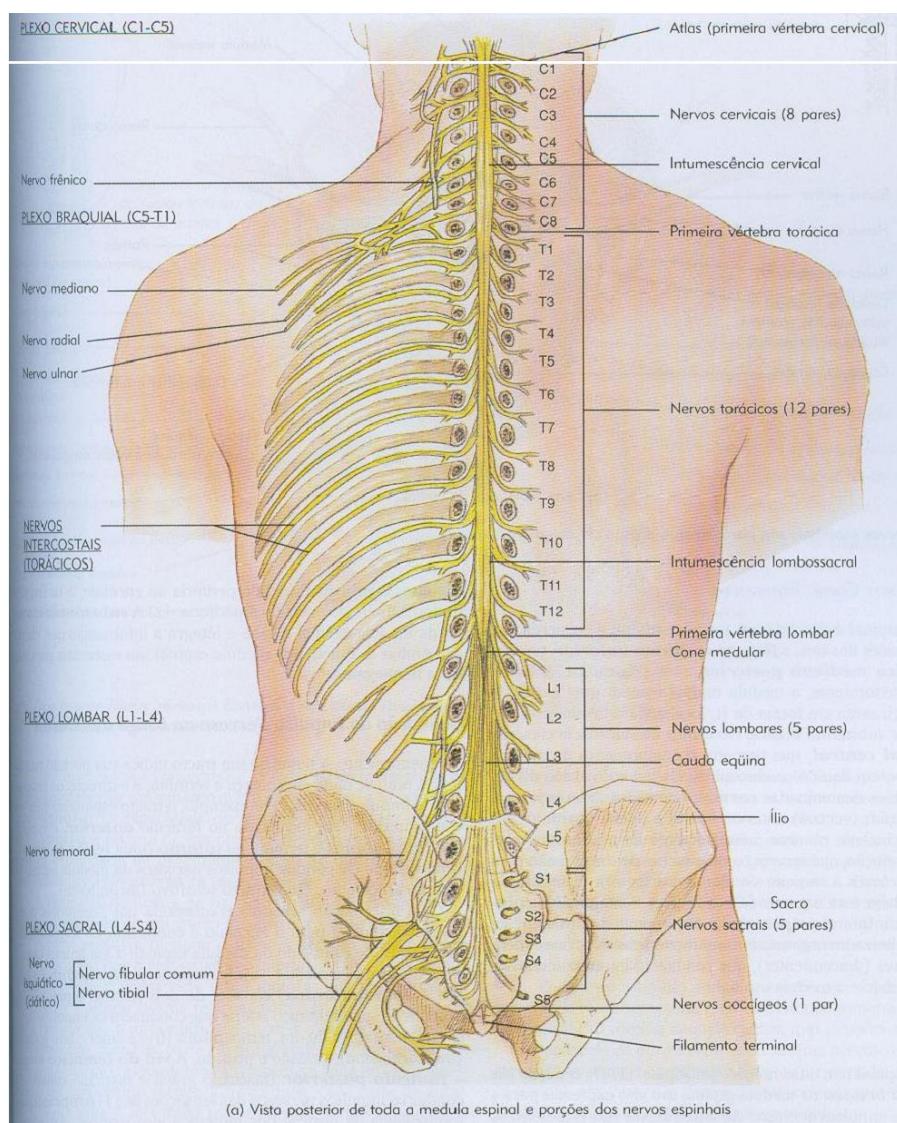
(Figura reproduzida de Corpo Humano Fundamentos de Anatomia e Fisiologia, TORTORA; DERRICKSON p. 255, 2005)

Didaticamente pode-se resumir o mecanismo do arco reflexo como indicado na figura, o receptor responde a um estímulo produzindo um impulso nervoso, o neurônio sensitivo recebe os estímulos e transmite à medula onde o neurônio de associação localizado mais precisamente na massa cinzenta, que corresponde à parte mais interna da medula, realiza sinapses com o neurônio

motor inferior, ou neurônio motor, que conduzem a informação até o músculo ou glândula correspondente.

### 2.1.3 – Espasticidade após Lesão Medular

A medula espinhal é uma massa de tecido nervoso de formato cilíndrico achatado na parte posterior situada no interior do canal vertebral, sua principal função é realizar a comunicação entre o cérebro e demais estruturas do corpo, ela se estende da base do encéfalo às vértebras lombares superiores, sua constituição básica são neurônios e fibras nervosas, e como já foi visto, é atribuída à medula a função de compreender os reflexos.



**Figura 4 - Medula espinhal e nervos espinhais**

(Figura reproduzida de Corpo Humano Fundamentos de Anatomia e Fisiologia, TORTORA; DERRICKSON p. 221, 2000)

A medula é protegida pela coluna vertebral, formada costumeiramente por 33 vértebras que possuem um orifício em seu centro, chamado canal vertebral.

As vértebras são classificadas de acordo com as regiões da coluna, sendo elas: cervical (C1-C7), torácica (T1-T12), lombar (L1-L5), sacral (S1-S5, vértebras fundidas) E coccígea (Co1 – Co4, com 4 pequenas vértebras fundidas ( NETTER, 2006).

Quando a medula é lesionada por efeito de um trauma, doenças infecciosas, tumores ou problemas congênitos, ocorrem alterações na sensibilidade e na função motora do indivíduo lesionado, a gravidade dessas alterações está diretamente relacionada à localização e a dimensão da lesão, este fenômeno é denominado lesão medular.

A lesão do sistema nervoso central (SNC) incorre na interrupção dos sinais enviados através dos neurônios motores superiores aos neurônios motores inferiores ou interneurônios relacionados. Imediatamente após a LME, existe um período no qual o indivíduo apresenta paralisia muscular flácida e perda de reflexos abaixo do nível da lesão. Este período foi descrito pela primeira vez em 1750, com o termo “choque medular” introduzido por Marshall Hall, em 1850. O choque medular tem sido relatado ao fim de 1 a 3 dias a algumas semanas após a lesão, com o desenvolvimento gradual de reflexos exagerados, aumento do tônus muscular e espasmos musculares involuntários: os sintomas da espasticidade. Dietz<sup>6</sup>, 2000, Sherrington<sup>7</sup>, 1910, Ditunno; Little; Tessler; Burns<sup>8</sup>, 2004 (apud ADAMS; HICKS, 2005, tradução nossa)

O nível da lesão é avaliado a partir da eficiência da resposta neurológica abaixo da região lesionada, isto é o grau de comprometimento das funções motoras e sensibilidade e não com base na gravidade da lesão como se costuma acreditar.

A altura da lesão também está intimamente associada à gravidade da mesma, isto é, quanto mais próxima da cabeça, maior será a perda das funções neurológicas.

As principais consequências de uma lesão medular são dor neuropática, alterações musculoesqueléticas, alterações vasculares, bexiga neurogênica, intestino neurogênico, úlcera por pressão e a espasticidade.

---

<sup>6</sup> Dietz V. Spastic movement disorder. *Spinal Cord* 2000;38:389–393.

<sup>7</sup> Sherrington CC. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J Physiol (Lond)* 1910;40:28–121.

<sup>8</sup> Ditunno JF, Little JW, Tessler A, Burns AS. Spinal shock revisited: a four-phase model. *Spinal Cord* 2004; 42:383–395.

Nos mundo anualmente cerca de 40 pessoas a cada milhão de habitantes são acometidas por lesão medular, nos EUA são cerca de 12 mil novos casos por ano de acordo com a National Spinal Cord Injury Statistic Center (NSCISC) em 2012 (apud ADAMS; HICKS, 2005, tradução nossa).

O Brasil não possui coeficiente de incidência de lesão medular traumática visto que não há obrigatoriedade de notificação. A indecência Lesão Medular Traumática ou Traumatismo Raquimedular TRM estimada é de 6 a 8 mil novos casos por ano, acredita-se que ocorram anualmente cerca de 10 mil casos de lesão medular no Brasil conforme informações do ministério da saúde em 2012 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

De acordo com a AACD 85% dos casos de lesão medular tem origem traumática, destes 46% são ocasionados por armas de fogo, em segundo lugar ficam os acidentes de transito com 30%, entre os não-traumáticos que compreendem os 15% restantes, 30% são provocados por tumores e 28% por doenças infecciosas (2012, apud GREVE 2006).

Existe uma relação clara entre lesão medular e espasticidade, a literatura tem mostrado que 65-78 % da população da amostra de indivíduos com lesão medular crônica (após um ano ou mais da ocorrência da lesão) têm sintomas de espasticidade. (SKÖLD; LEVI; SEIGER, 1999, MAYNARD; KAUNAS; WARING, 1990 apud ADAMS; HICKS, 2005, tradução nossa)

Além disso, deve-se notar que, embora a espasticidade possa ter um impacto negativo na qualidade de vida, tem sido sugerido que os sintomas da espasticidade podem aumentar a estabilidade no sentar e levantar, facilitar o desempenho de algumas atividades diárias e as transferências, aumentar a massa muscular e a força dos músculos espásticos (ajudando, assim, evitar osteopenia) e aumentar o retorno venoso (possivelmente diminuindo a incidência de trombose venosa profunda). Este potencial efeito benéfico da espasticidade na qualidade de vida tem um grande impacto sobre as decisões a respeito de sua gestão (ADAMS; HICKS, 2005, tradução nossa).

De modo geral pode-se afirmar que os tratamentos locais são utilizados principalmente por indivíduos com predominância de espasticidade em apenas determinados grupos musculares, como o que ocorre principalmente em indivíduos com acidente vascular cerebral ou lesão cerebral traumática.

## CAPÍTULO 3 - AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE.

Há um consenso no meio acadêmico que a espasticidade é um fenômeno de difícil mensuração, existem basicamente três categorias de métodos utilizados para quantificar o grau de espasticidade: os métodos clínicos, os métodos eletrofisiológicos e os métodos biomecânicos. Neste capítulo estes métodos serão apresentados ressaltando-se o grau de complicaçāo para a realização dos testes, necessidade de recursos envolvidos, confiabilidade, reproduzibilidade, riscos, e os aspectos que se desejam avaliar.

Deve-se ressaltar que os aspectos que se desejam avaliar são determinantes para escolha da metodologia a ser utilizada. A seguir, estão listados os principais aspectos da espasticidade de acordo com Greve, 2007:

- *Aspectos técnicos*: identificam se a finalidade específica de um determinado procedimento foi atingida, por exemplo, se houver redução do tônus, melhorando a amplitude de movimento e a posição articular.
- *Aspectos funcionais*: medem a habilidade do paciente em realizar determinada tarefa e a habilidade da performance, por exemplo, melhora na velocidade da marcha.
- *Aspectos pessoais*: buscam conhecer a necessidade específica do paciente e/ou cuidador, de acordo com o seu ponto de vista e não do examinador, por exemplo, se a melhora da marcha tornou possível o desempenho de atividades de lazer.

Os métodos clínicos para quantificação da espasticidade fundamentam-se na observação clínica dos sintomas da espasticidade, esses aspectos são classificados de acordo com escalas, existem atualmente diversas escalas, diferindo-se de acordo com os aspectos que se desejam analisar.

Avaliação neurofisiológica é fundamentada no registro da atividade elétrica do músculo por meio da eletromiografia. Usando esta medida, pode ser usado várias técnicas, baseadas na medição da resposta reflexa do sistema neuromuscular pela evocação de um estímulo

Avaliação biomecânica da espasticidade oferece informações objetivas e alta reproduzibilidade, muito utilizadas na área de pesquisa e avaliação de tratamentos. A vantagem da utilização deste método é a capacidade de fornecer um teste mais exato de movimento passivo de escalas clínicas tradicionais

Os métodos quantitativos eletrofisiológicos e mecânicos são complementares, porém não substituem a avaliação clínica adequada. Exigem para a sua execução equipamentos e recursos mais sofisticados e não fornecem, na maioria dos casos, a avaliação global do impacto da espasticidade funcional do paciente GANS<sup>1</sup> (1993 apud GREVE, 1994).

A história clínica é fator determinante para se avaliar o impacto da espasticidade na capacidade funcional residual no paciente. Pesquisar a ocorrência de outras alterações clínicas associadas que pioram de maneira significativa o quadro espástico: úlceras de decúbito, infecções urinárias, cálculos vesicais e abdômen agudo são de fundamental importância (GREVE, 1994).

No exame físico deve-se determinar quais manifestações clínicas estão presentes, quais grupos musculares estão envolvidos e se determinar o grau de tratamento que deve ser dado a cada paciente. Avaliar a presença de sinergias, sincinesias, capacidade de contrair um músculo isoladamente, amplitude articular ativa e passiva com movimentos rápidos e lentos e desempenho funcional durante atividades. GANS<sup>1</sup> (1993 apud GREVE, 1994).

Comprometimentos secundários: alterações visco-elásticas do músculo; contraturas musculares, fibrose, atrofia. • Fatores agravantes: infecções urinárias, úlceras de pressão; distensão visceral, emocionais, climáticos; imobilidade; lesões ungueais (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006).

### ***3.1 - Avaliação Clínica***

Há uma grande diversidade de escalas clínicas, deve-se selecionar para cada paciente, aquelas que melhor se correlacionam com seu quadro clínico particular. Por exemplo, para uma criança portadora de paralisia cerebral diparética espástica, os métodos de avaliação serão bastante diversos daqueles escolhidos para avaliar um adulto portador de tetraplegia espástica pós-lesão medular. (GREVE, 2007).

#### **3.1.1 – Escala de Ashworth**

A escala clínica para avaliar a intensidade do tônus mais amplamente usada é uma das Ashworth, caracterizada pela sua fácil aplicação. Contribui principalmente para a medida do tônus da articulação do cotovelo; suas; sua interpretação pode ser dificultada pelas condições de cooperação do paciente.

A maior crítica a escala de Ashworth é a subjetividade dos termos tais como “ligeiro aumento”, “menor resistência” ou “aumento significativo” (GREVE, 1994).

---

<sup>1</sup> GANS, Bruce M. (Ed.).Rehabilitation medicine: principles and practice. Lippincott, 1993.

A escala de Ashworth possui uma graduação de valores ordinais de 0 a 4 como exposto a seguir:

- 0      Sem aumento do tônus
- 1      Ligeiro aumento do tônus, apresentando tremor quando o membro é flexionado ou estendido
- 2      Aumento mais pronunciado do tônus, porém o membro se flexiona com facilidade
- 3      Aumento considerável do tônus; movimento passivo difícil
- 4      Membro rígido em flexão ou extensão

### **3.1.2 – Escala de Ashworth Modificada**

Escala Modificada de Ashworth é a escala mais amplamente utilizada na avaliação da espasticidade. Sua aceitação deve-se a sua confiabilidade e reprodutibilidade interobservador. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006).

O teste é realizado por meio de movimentação passiva da extremidade através do arco de movimento para estirar determinados grupos musculares, quantificando sua resistência ao movimento de forma rápida nas diversas articulações. (Ashworth, 1964; Bohannon & Smith, 1987; Albany, 1997; Teive et al, 1998; Gregson et al, 1999; Pisano et al, 2000) apud SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO, 2001)

A movimentação passiva da extremidade é realizada avaliando o momento da amplitude articular em que surge a resistência ao movimento. É uma escala ordinal que varia de 0 a 4. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006)

- 0      nenhum aumento no tônus muscular;
- 1      leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando a região é movida em flexão ou extensão;
- 1+     leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante;
- 2      aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente;
- 3      considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil;
- 4      parte afetada rígida em flexão ou extensão.

### **3.1.3 - Escala de Tardieu**

Escala de Tardieu é uma escala ordinal em graus, ou seja, goniométrica, da amplitude do movimento articular, que avalia a intensidade da reação muscular ao estiramento lento e o mais rápido possível. O padrão internacional adotado é o da American Academy of Orthopedic Surgeons (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006).

A goniometria é um método simples e confiável de se avaliar o impacto da espasticidade na amplitude articular. O exame permite reproduzibilidade entre diferentes examinadores (GREVE, 2007).

### **3.1.4 - Escala de Automatismos da Universidade de Lyon**

- 0 ausência de automatismos;
- 1 automatismos infrequentes ou mínima intensidade desencadeado por movimentos, não alteram postura nem função;
- 2 automatismos frequentes ou moderada intensidade, espontâneos, ou diante da movimentação, não prejudicam postura, nem função;
- 3 automatismos muito frequentes ou grande intensidade que prejudicam postura e despertam à noite;
- 4 automatismos constante que impossibilitam a postura correta.

### **3.1.5 – Escala de frequência de espasmos de Penn**

Escalas de avaliação de automatismos medulares: é uma escala ordinal que mede a frequência dos espasmos dos membros inferiores, de acordo com sua frequência por hora ou por comprometimento funcional. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006) Essa escala é graduada em cinco níveis que variam de zero a quatro.

- 0 ausente;
- 1 espasmo leves na estimulação;
- 2 espasmos infrequentes, menos de um por hora;
- 3 espasmos ocorrem, mais de um por hora;
- 4 espasmos ocorrem, mais de 10 vezes por hora.

### **3.1.6 - Escala analógica de dor**

A escala analógica da dor mensura a espasticidade de modo indireto. Quando a espasticidade está associada ao quadro doloroso, pode-se quantificar pela escala analógica de dor, com pontuação que varia de 0 (ausência de dor) a 10 (pior dor possível) (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006).

A crítica maior crítica feita a esta escala está relacionada à subjetividade que ela embute, uma vez que o julgamento é feito pelo paciente e depende das experiências do mesmo. A escolha desta escala é motivada quando uma medida terapêutica é tomada com o objetivo de diminuir hipertonia melhorando consequentemente do quadro de dor apresentado.

### **3.1.7 – Teste de força muscular**

O teste de força muscular em como o anterior avalia a espasticidade de maneira indireta. A escala possui seis graduações que variam de zero contração ausente a cinco (contração contra resistência máxima).

Deve se atentar que para não confundir a força muscular natural e a resistência consequente da espasticidade, diante deste cenário esta escala é valida principalmente quando desejada é uma análise funcional, pois se a espasticidade está substituindo a forma muscular em determinada tarefa, poderá atuar de forma positiva do ponto de vista funcional, sendo este dado determinante no gerenciamento e seleção de tratamento (GREVE, 2007). A seguir as graduações da escala citada.

- |   |   |
|---|---|
| 0 | contração muscular visível ou palpável, sem movimento |
| 1 | movimento ativo sem gravidade                         |
| 2 | movimento ativo com gravidade, sem resistência        |
| 3 | movimento ativo contra alguma resistência             |
| 4 | movimento ativo contra resistência máxima             |

### **3.1.8 – Escala de reflexos osteotendíneos**

A hiperreflexia tendínea é sinal específico da espasticidade, ocorrendo por liberação do reflexo miotático monossináptico. Caracteriza-se pelo aumento da resposta do músculo ao estímulo. A diminuição na pontuação dos reflexos após tratamento evidencia melhora técnica. (GREVE, 2007).

- |   |            |
|---|------------|
| 1 | hipoativo  |
| 2 | normal     |
| 3 | vivo       |
| 4 | hiperativo |

### **3.1.9 – Análise de marcha**

Um dos principais objetivos do tratamento da espasticidade é a melhora do padrão de marcha. A análise em laboratório de marcha fornece dados minuciosos em relação à cinética, cinemática e atividade muscular, porém pouquíssimos serviços possuem esse recurso.

A marcha é filmada e depois analisada, algumas medidas simples como o tempo de deambulação e velocidade da marcha, podem trazer informações sobre o benefício funcional do tratamento (GREVE, 2007).

### **3.1.10 – Escala de Medida de Independência Funcional (MIF)**

Medida de Independência Funcional é a avaliação mais ampla em uso na reabilitação. Trata-se de uma escala ordinal com 18 itens, utilizada em todas as diagnoses para uma população em reabilitação. Cada um dos 18 itens tem uma cotação máxima de 7 e mínima de 1. A cotação mais elevada é, portanto, de 126 e a mínima, de 18. Enfoca 6 áreas funcionais, que são: cuidados pessoais, controle esfíncteriano, mobilidade, locomoção, comunicação e cognição social (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006).

### **3.1.12 – Índice de Barthel**

Índice de Barthel é um método quantitativo de avaliação do grau de independência nas atividades de vida diária. Este índice é obtido por meio de um questionário que determina o grau de independência sem qualquer ajuda física ou verbal, abrangendo 10 funções: controle intestinal, controle vesical, higiene pessoal, uso de assento sanitário, alimentação, transferências, mobilidade, vestir-se, subir/descer degraus e banho, com uma pontuação de zero a cem; um indivíduo com pontuação zero é um indivíduo dependente e pontuação cem traduz uma independência completa (SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE, 2006).

### **3.2 - Métodos eletrofisiológicos**

A avaliação neurofisiológica é baseada em registro da atividade elétrica do músculo por meio da eletromiografia. Fazendo-se uso deste registro é possível aplicar diversas técnicas, fundamentadas na resposta reflexa do sistema neuromuscular através da resposta a um estímulo. Os estímulos utilizados para evocar os reflexos espinhais podem ser elétricos, mecânicos, proprioceptivos ou cutâneos.

A eletromiografia é um conjunto de métodos para o registro da atividade elétrica associada à contração muscular, ou seja, é o monitoramento da atividade elétrica do músculo. O sinal eletromiográfico (EMG) é o somatório algébrico de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (DE LA CUERDA, 2012).

Existem basicamente dois tipos de eletromiografia: a eletromiografia de profundidade, invasiva, obtida com a introdução de eletrodos em forma de agulhas na musculatura esquelética que permite captar sinais de músculos profundos e a eletromiografia de superfície, não invasiva, obtida por eletrodos de superfície, que enviam ao eletromiógrafo sinais elétricos que correspondem às trocas iônicas que ocorrem a nível celular, é mais simples de ser usada, mas não serve para análise de músculos profundos.

As técnicas de avaliação da espasticidade que utilizam os métodos eletrofisiológicos têm proporcionado uma visão valiosa para os mecanismos patofisiológicos envolvidos na espasticidade, e podem ser esquematizados de acordo com os estímulos utilizados da seguinte maneira (DE LA CUERDA, 2012).

#### **1. Respostas EMG mediante estímulos elétricos**

- reflexo Hoffmann
- Relação H / M
- Onda F

#### **2. Respostas EMG sobre estímulos mecânicos**

- reflexo do tendão
- respostas polissinápticos

#### **3. Respostas EMG durante os movimentos**

- movimento passivo: reflexo de estiramento, teste do pêndulo
- movimento ativo

#### **4. Potenciais evocados**

- potencial motor evocado
- potencial sensorial evocado

Não cabe neste trabalho a análise exaustiva de cada técnica, visto que, nenhuma destas fornece uma avaliação fácil e viável da espasticidade para utilização clínica diária, sendo mais usadas na pesquisa, vale observar ainda que a compreensão destes métodos exige um conhecimento prévio sólido de neurologia, estas análises são realizadas exclusivamente por profissionais capacitados para tal.



**Figura 5 - Eletrodos de eletromiografia profunda e eletrodos de superfície**

(Figura reproduzida de Spes Medica Brasil, disponível em: <http://spesmedicabrasil.com.br>)

As principais críticas feitas aos métodos eletrofisiológicos resultam das limitações do eletromiôgrafo. O sinal captado pelo aparelho tem nível muito baixo, precisa ser amplificado, é sujeita a ruídos mecânicos e eletromagnéticos, há interferência com sinal de músculos adjacentes; o posicionamento dos eletrodos deve ser preciso para que haja reproduzibilidade dos resultados, e há necessidade de processamento do sinal após a coleta, somado a estes fatores deve-se lembrar que a eletromiografia de profundidade, mais precisa, é invasiva.

Os estudos neurofisiológicos na avaliação da espasticidade, principalmente em função da sua variabilidade e falta de correlação com escalas clínicas tradicionais, dificilmente são utilizados como único método de avaliação, configurando, portanto um método de avaliação complementar, ressalta-se que utilidade dos métodos eletrofisiológicos como uma medida dos mecanismos

patofisiológicos envolvidos na espasticidade pode ser interessante, em combinação com as medidas clínicas e biomecânicas.

### **3.3 - *Métodos Biomecânicos***

A avaliação quantitativa biomecânica da espasticidade fornece informações objetivas; e de alta reprodutibilidade, valiosas para a área de pesquisa e avaliação de tratamentos. A vantagem da utilização destes métodos é a capacidade de fornecer um teste mais preciso de movimento passivo que as escalas clínicas tradicionais. Os métodos biomecânicos para avaliação da espasticidade mais usuais e descritos na literatura serão expostos a seguir.

#### **3.3.1 - *Dinamometria isocinética***

Os dinamômetros isocinéticos permitem efetuar o movimento passivo de forma controlada, a uma velocidade constante, registrando objetivamente a resistência oferecida ao movimento.

A confiabilidade e reprodutibilidade da dinamometria isocinética passiva foi mostradas em estudos, aplicando-se o método nas articulações, como o joelho (flexão e extensão), quadril (aproximação e separação), tronco (flexão e extensão) ou cotovelo (flexão). É importante validar estes métodos correlacionando com as variáveis clínicas mais utilizadas. Desta forma tem sido encontrada em muitos estudos, uma correlação entre a escala Ashworth e medidas diferentes associados com a resistência ao movimento passivo, permitindo a possibilidade de distinguir entre diferentes níveis de espasticidade (DE LA CUERDA, 2012).

Desta forma a dinamometria isocinética tem sido proposta como ferramenta para a validação de outras técnicas de avaliação da espasticidade. É recomendável que estas medidas sejam combinadas com o registro de eletromiografias do músculo para obter conjuntamente a resposta do reflexo de estiramento e medir variáveis específicas associadas a esta reflexão, como a velocidade mínima, o ângulo produzido (DE LA CUERDA, 2012).

#### **3.3.2 - *Dinamômetros de mão ou miômetros***

Os dinamômetros de mão ou miômetros são utilizados para avaliar a resistência ao estiramento com boa reprodutibilidade, como o dispositivo portátil desenvolvido por Pandyan et al, 1999 ou o dinamômetro manual desenvolvido por Bénard et al, 2010 para uso em contexto clínico.

Boiteau et al, 1995, descreveu um protocolo com o dinamômetro Penny & Giles para quantificar o tônus muscular nos músculos flexores plantares do tornozelo a diferentes velocidades, permitindo ao avaliador distinguir entre os componentes mecânicos e neurogênicos da espasticidade (DE LA CUERDA, 2012).

### **3.3.3 Técnica do pêndulo de Wartenberg**

Para a avaliação da espasticidade nos membros inferiores a perna do paciente é colocada em posição horizontal, paciente é orientado a deixar os músculos relaxados, e em seguida é liberado a perna resultando em um movimento pendular. A avaliação da espasticidade é obtida levando em consideração o número, tempo e amplitude das oscilações, que é quantificada por um eletrogoniômetro, um tacômetro ou um dinamômetro isocinético, do qual se obtém um padrão sinusoidal de movimento causado.

O teste do pêndulo tem provado ser uma medida mais sensível, objetiva e menos dependente do observador que a escala Ashworth. Uma limitação do teste do pêndulo é que só podem ser usados em certos grupos musculares, não sendo o caso dos músculos do tronco ou pescoço. Outra limitação é a dificuldade de aplicação descrita em casos graves de espasticidade. Além disso, os resultados dos testes podem ser afetados por outros processos patológicos da articulação (DE LA CUERDA, 2012).

### **3.3.4. - Métodos funcionais**

Os métodos funcionais avaliam a espasticidade de forma indireta, utilizando técnicas de cinética e cinemática. Os métodos funcionais são sistemas de análise de movimento, que avaliam a execução de uma tarefa particular, e funcional e como ela pode ser influenciada pela espasticidade.

Desta maneira, o progresso da execução de uma tarefa é analisado, evidenciado como em um movimento específico a espasticidade pode produzir padrões característicos (DE LA CUERDA, 2012).

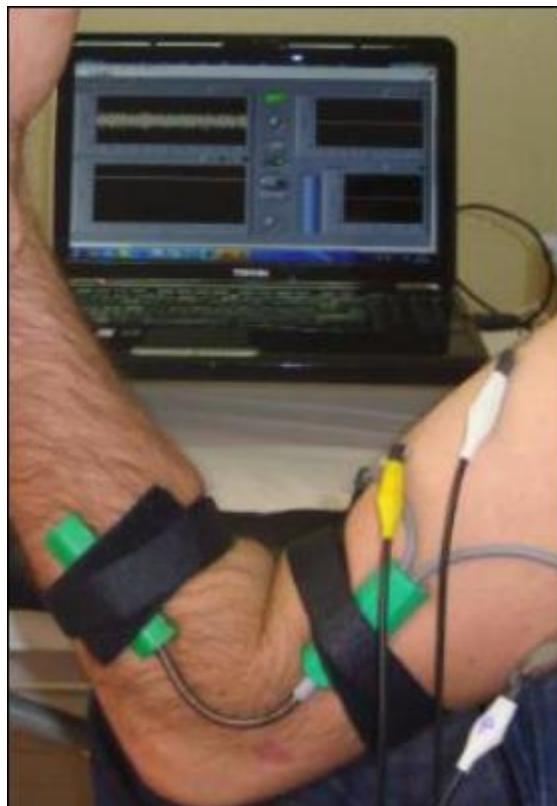
No entanto, estas medidas são geralmente muito focadas na articulação e no plano do movimento examinado sem informar outros sinais de espasticidade, como espasmos, hiperreflexia ou clônus, somado a este fato, a instrumentação necessária realizar este teste é pouco acessível, raramente as clínicas possuem equipamentos específicos para este tipo de análise (DE LA CUERDA, 2012).

## CAPÍTULO 4 - INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO ESTUDADOS.

### *4.1 - Dispositivo mecatrônico para a quantificação da Espasticidade da Universidade do Minho*

O dispositivo descrito a seguir foi desenvolvido na Escola de Engenharia da Universidade do Minho em Portugal por João Fernandes Ferreira, em projeto de mestrado integrado em Engenharia Biomédica. Esse trabalho foi realizado sob a orientação da professora doutora Filomena Soares, do professor doutor José Machado e doutor Vítor Moreira.

O sistema foi desenvolvido com o propósito de quantificar a espasticidade de modo objetivo, sensível e reproduzível, e também capaz de diferenciar a espasticidade de outros distúrbios motores. O método proposto foi fundamentado na quantificação do limiar do reflexo de estiramento tônico LRET (FERREIRA, 2011).



**Figura 6 - Dispositivo mecatrônico para a quantificação da espasticidade**

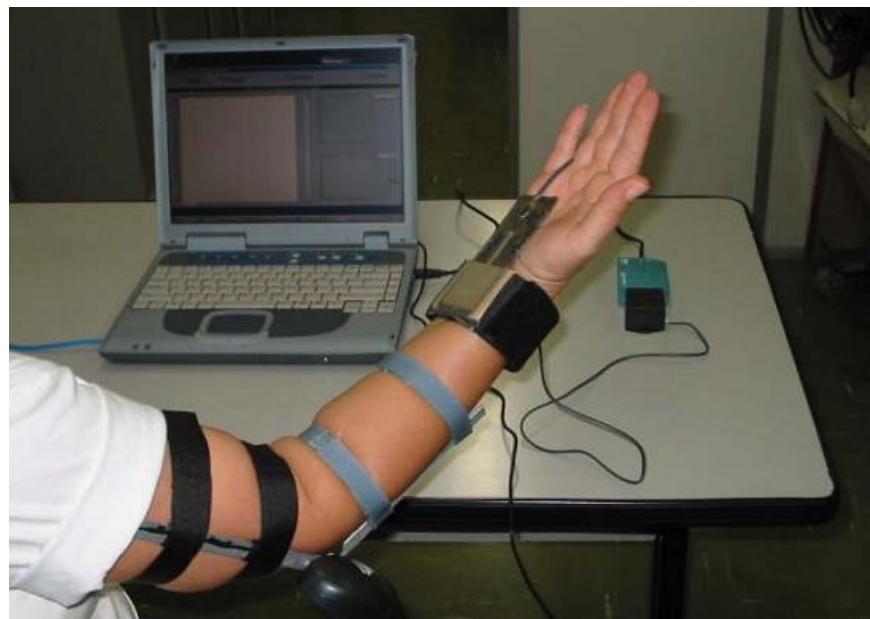
(Figura reproduzida de Dispositivo mecatrônico para a quantificação da Espasticidade, FERREIRA, 2012).

Foram desenvolvidos instrumentação e software adequados para aquisição dos sinais de Eletromiografia de superfície (EMGs), trajetória e velocidade angular, e para o processamento dos sinais. Conjuntamente foi desenvolvido um algoritmo, para processamento de sinal de EMG, sensível e estável, para identificação de contrações musculares (FERREIRA, 2011).

Para validação do equipamento desenvolvido, foram efetuados ensaios experimentais, considerando os músculos flexores do cotovelo, que se dividiram em duas fases; a primeira fase, em ambiente laboratorial, com indivíduos saudáveis, e a segunda fase, em ambiente clínico, com a colaboração de pacientes com Espasticidade. Os ensaios experimentais permitiram confirmar a sensibilidade, confiabilidade e reproduzibilidade do equipamento e software (FERREIRA, 2011).

#### ***4.2 - Desenvolvimento de dispositivo para medir espasticidade de membros superiores Universidade de Mogi das Cruzes***

O trabalho descrito a seguir foi desenvolvido na Universidade de Mogi das Cruzes por Margarida M.<sup>a</sup> X.V. de Carvalho em projeto para obtenção do título de mestre em Engenharia Biomédica sob a orientação da Prof<sup>a</sup>. Dr.<sup>a</sup> Annie France Frère Slaets em 2006.



**Figura 7 - Dispositivo para quantificação da espasticidade.**

(Figura reproduzida de Desenvolvimento de dispositivo para medir espasticidade de membros superiores, CARVALHO, 2006).

O dispositivo foi desenvolvido com o objetivo de medir a espasticidade nos músculos bíceps braquial, de uma forma objetiva. O artefato é constituído por duas hastes de alumínio

interligadas por dobradiça na qual foi instalado um encoder óptico para medir deslocamento e velocidade, vale ressaltar este eletrogoniômetro foi desenvolvido previamente em pesquisa no LADIM (Laboratório de Imagens Médicas).

Um sensor colocado entre a mão do terapeuta e o membro superior do paciente mede a força aplicada na extensão do cotovelo. O dispositivo foi aferido comparando, por métodos estatísticos, a avaliação feita pelo terapeuta utilizando a escala de Ashworth e os dados simulados. (CARVALHO, 2006).

A simulação foi realizada com faixas de elasticidades diferentes representando cada grau de espasticidade da escala de Ashworth. Foram realizados testes com 32 pacientes hemiplégicos com espasticidade instalada, sendo que a diferença entre os diagnósticos do fisioterapeuta e do dispositivo desenvolvido foi de 28,12%. (CARVALHO, 2006).

A aquisição computadorizada dos dados referentes à velocidade e à força em função do deslocamento do membro superior afetado garantiu uma medida confiável e objetiva para graduar a espasticidade, possibilitando verificar a eficácia das técnicas fisioterapêuticas posteriormente (CARVALHO, 2006).

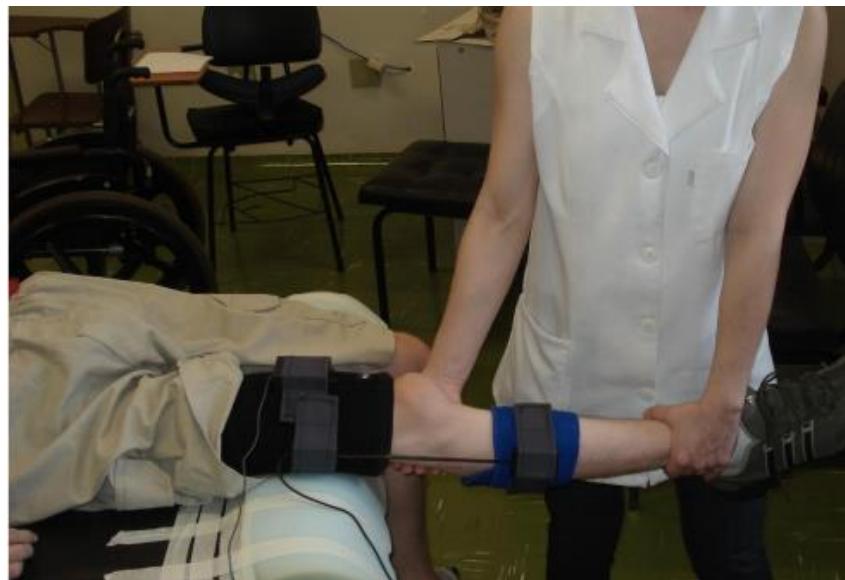
#### ***4.3 - Desenvolvimento de um sistema para avaliação de espasticidade em lesados medulares da Universidade de São Paulo***

O trabalho descrito a seguir foi desenvolvido na Universidade de São Paulo por Renata Manzano Maria em trabalho de conclusão de curso de Engenharia Elétrica sob a orientação do Profº. Dr.º Alberto Cliquet Junior em 2009.

O sistema é composto por um eletrogoniômetro que tem a função de quantificar o ângulo de amplitude de movimento (ADM) do joelho e um acelerômetro para quantificar o tremor. Os sinais são recebidos por um microcontrolador e transmitidos ao computador, onde um software apresenta os dados coletados de maneira gráfica e calcula valor RMS dos mesmos.

O procedimento utilizado para realizar o teste é semelhante ao teste pendular. Colocou-se em prática o teste pendular adaptado, de forma a poder comprovar sua eficiência na avaliação da espasticidade (MANZANO, 2009)

Um sinal de referência foi obtido da realização do teste em uma pessoa saudável, ou seja, com as funções motoras normais, em seguida 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 e validou-se a confiabilidade do sistema através da verificação da diminuição da espasticidade com o treino (MANZANO, 2009).



**Figura 8 - Sistema para avaliação de espasticidade**

(Figura reproduzida de Desenvolvimento de um sistema para avaliação de espasticidade em lesados medulares, MARIA, 2009).

#### ***4.4 - Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação da Espasticidade da Universidade do Rio de Janeiro***

O sistema de quantificação mecânica aplicado a avaliação de espasticidade apresentado a seguir foi desenvolvido por André Rodrigues Dantas em projeto requisito para o título de mestre em Engenharia Biomédica na Universidade Federal do Rio de Janeiro orientado pelo professor Marcio Nogueira Souza em 2008.

O sistema desenvolvido coleta sinais e processa sinais de modo não invasivo, com o objetivo de avaliar a espasticidade na prática clínica. Os sinais obtidos pelo sistema são a força responsável pelo movimento passivo, eletromiografia do bíceps e tríceps e deslocamento angular da articulação do cotovelo (DANTAS, 2008).

Adicionalmente foi realizada análise dos sinais primários e de alguns sinais derivados e proposto um índice de rigidez muscular media IRMM que se correlaciona com a Escala de Ashworth Modificada. O estudo envolveu oito adultos que sofreram acidente vascular cerebral (AVC) e treze indivíduos saudáveis (DANTAS, 2008).



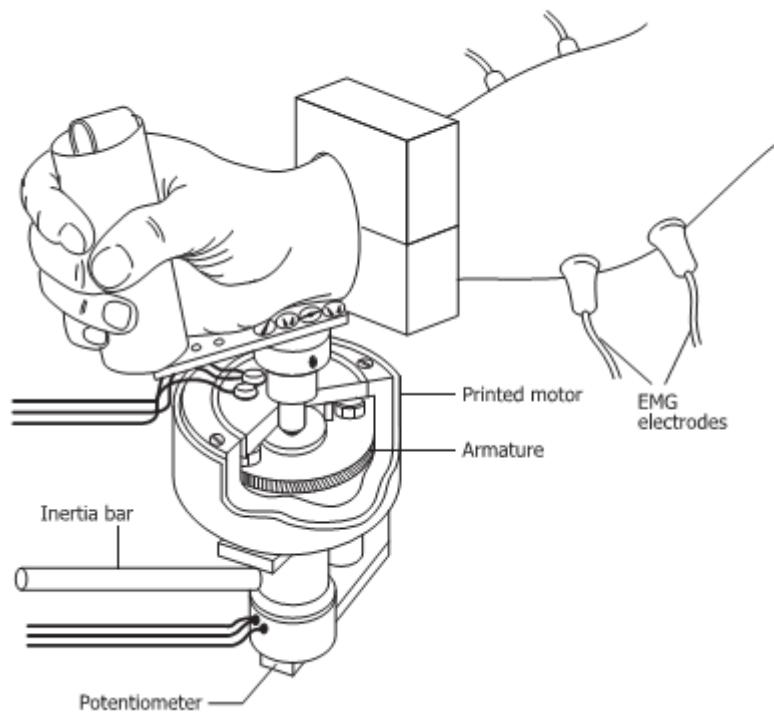
**Figura 9 - Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação da Espasticidade**

(Figura reproduzida de Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação da Espasticidade, Dantas, 2009).

#### **4.5 - Sistema de oscilação motorizado de Walsh**

Uma abordagem alternativa para a medição da espasticidade envolve a utilização de um motor elétrico que executa movimentos de oscilação nas articulações. Usando esta técnica duas abordagens podem ser feitas na primeira um deslocamento é aplicado e a rigidez articular é medida (semelhante ao teste de Ashworth), na segunda a força é aplicada e a frequência de oscilação é medida. O mais conhecido destes sistemas é o sistema de oscilação motorizada desenvolvido por Walsh, 1996 (JOHNSON, 2002).

O motor produz o movimento de flexão/extensão da articulação e mede EMG. Usando este sistema, Walsh evidenciou que a capacidade de mensurar diferentes amplitudes e frequências de oscilação depende da associação da articulação com rigidez (JOHNSON, 2002).



**Figura 10 - Sistema de energia para medir espasticidade no pulso**  
(Figura reproduzida de Outcome measures of spasticity JOHNSON, 2002.)

# CAPÍTULO 5 – INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO PROPOSTO

## 5.1 - Transdutores

### 5.1.1 – Acelerômetros

São sensores utilizados para medir a aceleração através da transformação de movimentos mecânicos em sinais elétricos.

As técnicas convencionais utilizadas para medir e detectar a aceleração estão baseadas no primeiro princípio descoberto por Newton e descritos no seu Princípio de Newton em 1687. A aceleração constante de uma massa implica uma força  $F=m.a$ , onde  $F$  é a força,  $a$  é a aceleração, e  $m$  é a massa.

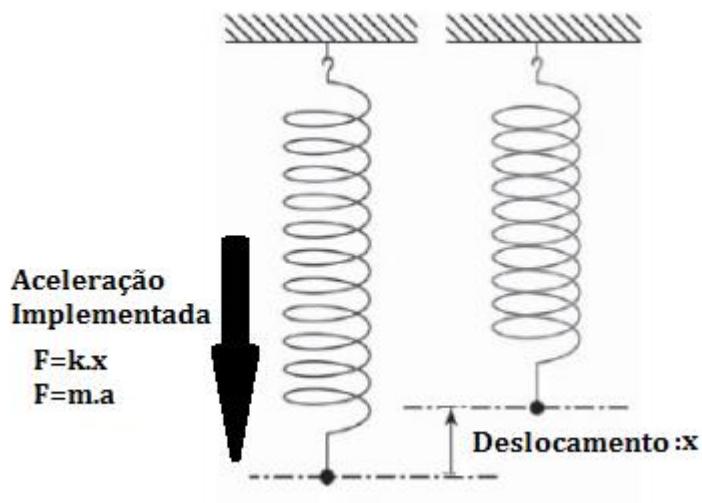


Figura 11 - Princípio de Aceleração

Muitos acelerômetros operam detectando a força exercida em uma massa através de um sistema massa-mola. Esse sistema mecânico simples é composto por uma massa fixa  $m$ , e uma mola com constante elástica  $k$ . Se a massa é deslocada uma distância  $x$ , a aceleração originada por causa da força restauradora da mola  $F=k.x$  é  $a=k.x/m$ . Este princípio fundamental é muito utilizado na atualidade para construção dos acelerômetros desde os mais comuns até os mais sofisticados. A unidade de medida utilizada para medição da aceleração é  $m/s^2$ , embora alguns acelerômetros utilizem a unidade  $g$  que é definida como  $1g=9,8m/s^2$  (MAS, 2008).

Existem diversos tipos de acelerômetros (piezoelétrico, piezo-resistivo, laser, térmico), destacando-se o piezoelétrico como mais utilizado. Este transdutor tem o seu funcionamento fundamentado na propriedade piezoelétrica de certos cristais, como o quartzo ou alguns materiais cerâmicos, que diante de uma deformação física do material provoca mudanças na estrutura

cristalina gerando um campo elétrico (MANZANO, 2009). Assim, se colocarmos um cristal desta natureza entre uma superfície (unida ao objeto cuja aceleração se requer medir) e uma massa inercial se produzirá um campo elétrico quando ocorrer uma aceleração, já que a massa exercerá uma força sobre o cristal.

Podemos encontrar dois tipos de sensores piezoelétricos: os sensores propriamente ditos, e os que incorporam um amplificador. Os sensores pré-amplificados são os mais utilizados na atualidade em virtude da sua praticidade, pois produzem um valor de tensão proporcional à excitação aplicada na entrada do amplificador e seu comportamento é independente dos circuitos exteriores já que a carga e resistência de entrada do circuito se mantêm sempre constantes. Estes sensores precisam de alimentação. Os sensores piezoelétricos não amplificados estão formados tão somente pelo dispositivo sensor, o que faz com que a leitura destes seja mais complexa, precisando de circuitos externos (MAS, 2008).

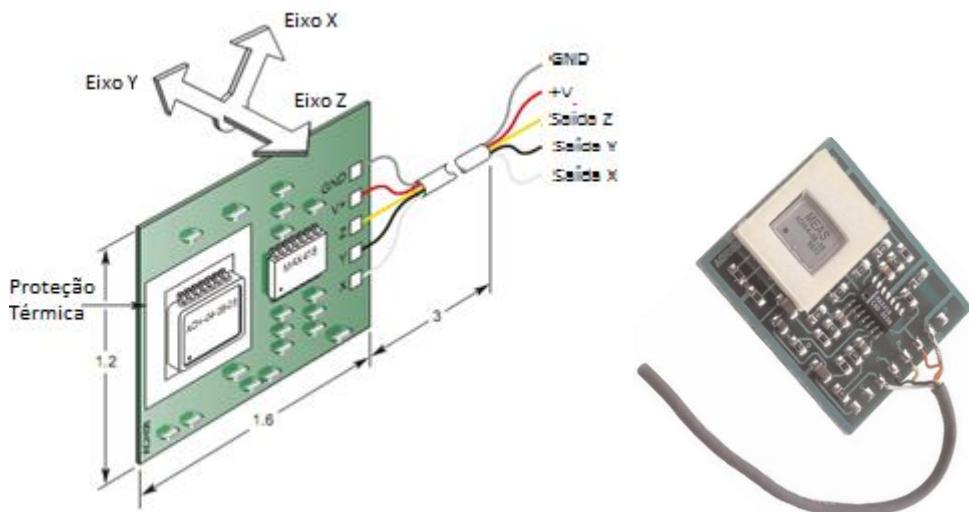
Como mencionado anteriormente na atualidade existe uma infinidade de sensores para medir a aceleração, a escolha de um deles depende das características do sensor:

- Frequência de trabalho.
- Valores máximos e mínimos do nível de sinal que é esperado.
- Temperatura de operação, aspectos ambientais e de compatibilidade química ou necessidade de segurança intrínseca.

Dentre toda a gama de possibilidades levando em conta estes parâmetros, se escolheu como o mais adequado as necessidades do aparelho proposto, o kit comercial ACH-04-08-05 Accelerometer Analog Test PCB, desenvolvido pela Measurement Specialties<sup>1</sup>, baseado em filme piezoelétrico.

---

<sup>1</sup> Measurement Specialties, Hampton, Virginia, Estados Unidos.

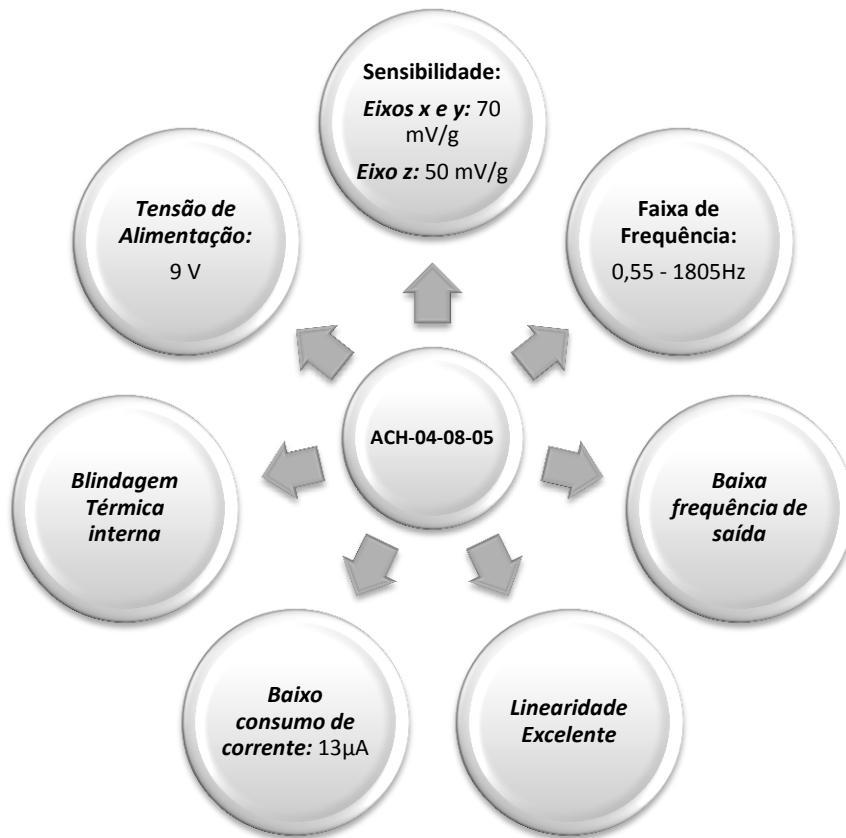


**Figura 12 - Acelerômetro ACH-04-08-05 Analog Test PCB**

(Figura reproduzida de *Piezo Film Product Guide* p. 18, 2006, Measurement Specialties)

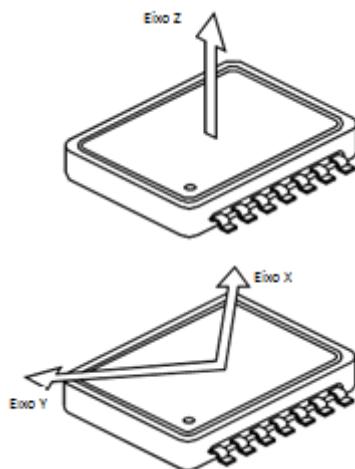
Este acelerômetro possui sensibilidade suficiente para a aplicação, faixa de frequência e temperatura que se adequam aos requisitos do projeto, tensão de alimentação igual a do motor utilizado, evitando a necessidade de uma terceira fonte de alimentação, simplificando o sistema, outro parâmetro importante na hora da escolha foi a viabilidade econômica e disponibilidade no laboratório.

O kit é composto pelo acelerômetro ACH-04-08-05, amplificadores operacionais para fornecer uma saída em tensão, e um conjunto de resistores e capacitores que realizam o condicionamento do sinal, as principais características deste kit são mencionadas a seguir na figura 13.



**Figura 13 - Características - kit ACH-04-08-05**

O ACH-04-08-05 contém três sensores piezoelétricos que orientam os sentidos dos eixos x, y, z de aceleração. Cada sensor é composto por um substrato de metal com um polímero piezoelétrico fixado a um lado, sendo que o outro lado sofre flexão em resposta à aceleração. De modo que esta flexão origina uma tensão proporcional à aceleração aplicada.



**Figura 14 - Sensores piezoelétricos - Acelerômetro ACH-04-08-05**

(Figura reproduzida de *Accelerometer ACH-04-08-05*, p. 1, 1998, Measurement Specialties)

O circuito utilizado para o condicionamento de sinal é feito no próprio kit, estreitando a faixa de frequência de 0,55 Hz a 185 Hz mediante filtros, com o objetivo de eliminar ruídos. O

acelerômetro trabalha dentro de uma frequência de 0,35 Hz a 5 kHz, e o kit condiciona o sinal para trabalhar numa faixa de 0,34 Hz a 185 Hz garantindo assim a existência do polo em 0,55 Hz.

Os filtros utilizados para realizar o condicionamento do sinal são calculados utilizando a equação 1, assim para a realização do filtro passa alta de 0,34 Hz é utilizado um resistor de 470 k $\Omega$  conectado na entrada inversora do amplificador operacional e o capacitor de 1 $\mu$ F conectado ao terra. Da mesma maneira para obtenção do polo em 185 Hz, é utilizado um filtro passa baixa formado por um capacitor de 39 pF em paralelo com um resistor de 22 M $\Omega$ , segundo a equação 1.

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

O ganho do circuito operacional de 47,8 formado pelos resistores de 22 M $\Omega$  e 470 k $\Omega$  é calculado por meio da equação 2 referente ao ganho para a configuração não inversora.

$$Av = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2)$$

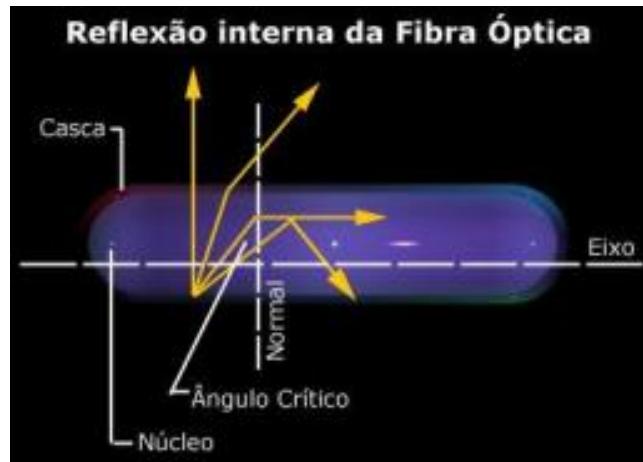
### 5.1.2 – Eletrogoniômetro

A goniometria é um dos métodos mais utilizados pela cinemetría na mensuração de ângulos articulares para objetivar e quantificar a mobilidade de uma articulação (GURGEL et al, 2004).

A eletrogoniometria é uma técnica não invasiva que permite a mensuração de ângulos em tempo real, fornecendo assim um registro da velocidade e da quantidade de movimento angular que ocorre na articulação. Os eletrogoniômetros são instrumentos que permitem registrar continuamente movimentos precisos e altamente repetitivos (TIRLONI, 2008), transformando o deslocamento angular em sinal elétrico (corrente e ou tensão). A função que correlaciona os parâmetros medidos com as grandezas elétricas produzidas é linear, permitindo assim, a conversão direta de tensão ou correntes para graus ou radianos (D'ABADIA, 2007).

Os eletrogoniômetros estão fundamentados em circuitos integrados utilizando potenciômetros, fibra óptica ou strain gates que calculam a variação angular (OUCKAMA, 2007), os mais recentes são os de fibra óptica.

A fibra óptica é um guia de ondas luminosas que se propagam ao longo da mesma, mediante reflexões sucessivas (PÉREZ; ROLDÁN, 2011), e estão estruturadas de maneira a permitir que os raios de luz permaneçam no interior e possam viajar grandes distâncias a altíssimas velocidades com a mínima perda de sinal.



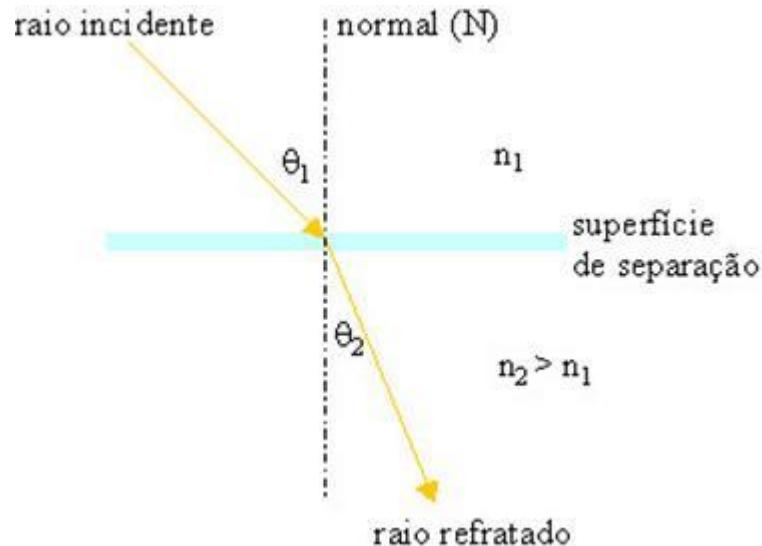
**Figura 15 - Reflexão interna da fibra óptica**

(Figura reproduzida de *Fibra óptica* p. 18, 2004, Centro Universitário de Belo Horizonte)

Esta é constituída por dois cilindros coaxiais, o núcleo e a casca, de materiais transparentes à radiação e de diferente refracção, e por uma ou várias camadas de material amortecedor de impacto e resistente à tensão mecânica (buffer) para proteger fisicamente a fibra e evitar interferências externas.

O mecanismo que guia as ondas de luz dentro da fibra óptica é baseado na Reflexão Interna Total (RTI) das ondas, através do ajuste do índice de refracção entre o núcleo e a casca, segundo a lei de Snell (equação 3).

$$n_1 \cdot \sin \theta_1 = n_2 \cdot \sin \theta_2 \quad (3)$$



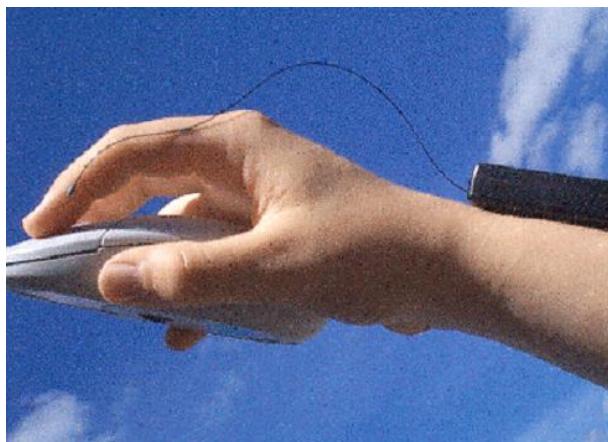
**Figura 16 - Refração da luz entre o núcleo e casca da Fibra óptica**

(Figura reproduzida de *Enunciado da Lei de Snell - Descartes*, Colégio Web)

O índice de refracção da casca é dado por  $n_1$ ,  $n_2$  é o índice de refracção do núcleo e  $\Theta$  é o ângulo entre o raio incidente e a normal à superfície.

A fibra óptica é projetada para transmitir um feixe de luz através do núcleo, de tal maneira, a não atravessar a capa senão de modo que seja refletido e continue se propagando. Isto é possível se o índice de refracção do núcleo é maior ao índice de refracção da capa e se o ângulo de incidência do raio de luz é maior que o ângulo crítico  $\Theta_c$ .

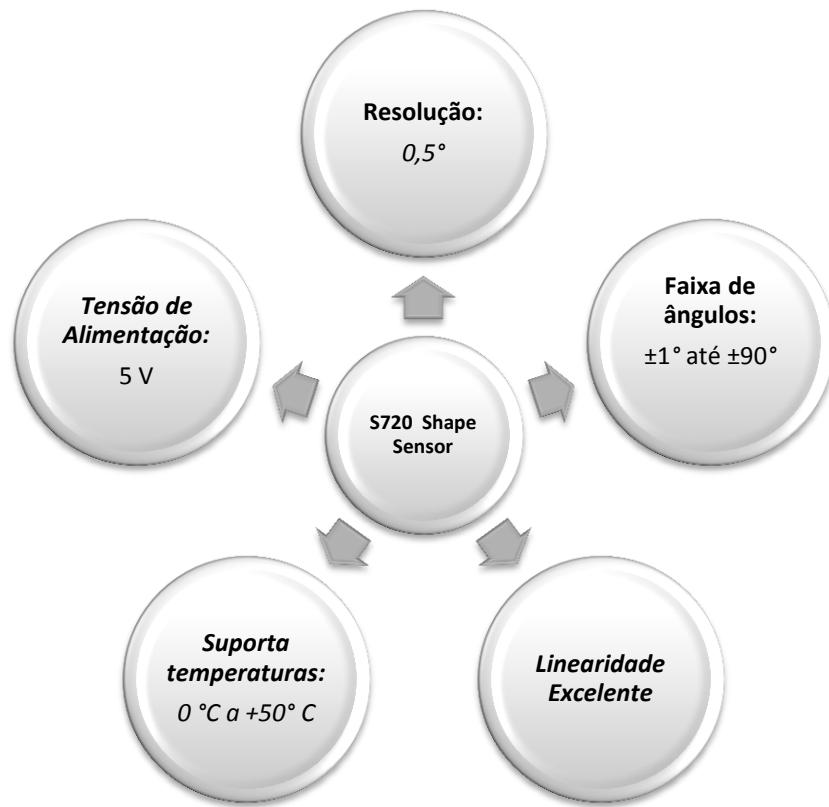
Deste estudo, se chegou à conclusão que o eletrogoniômetro que mais se adapta as necessidades do projeto é o Shape Sensor S720 Joint Angle (Measurand Inc, Fredericton, NB, Canada) baseado em fibra óptica (figura 17), está fundamentado no princípio de que as mudanças de posição angular das articulações deformam a fibra, mudando assim, a direção da luz que viaja ao longo da mesma, consequentemente são alteradas as condições de reflexão interna. Parte da luz é perdida, pois não cumpre com o ângulo de incidência mínimo para continuar sendo refletida, diminuindo assim a intensidade da saída proporcionalmente à curvatura da fibra (GARRA, 2011; SÁNCHEZ, 2012).



**Figura 17 – Eletrogoniômetro Shape Sensor S720 Joint Angle**

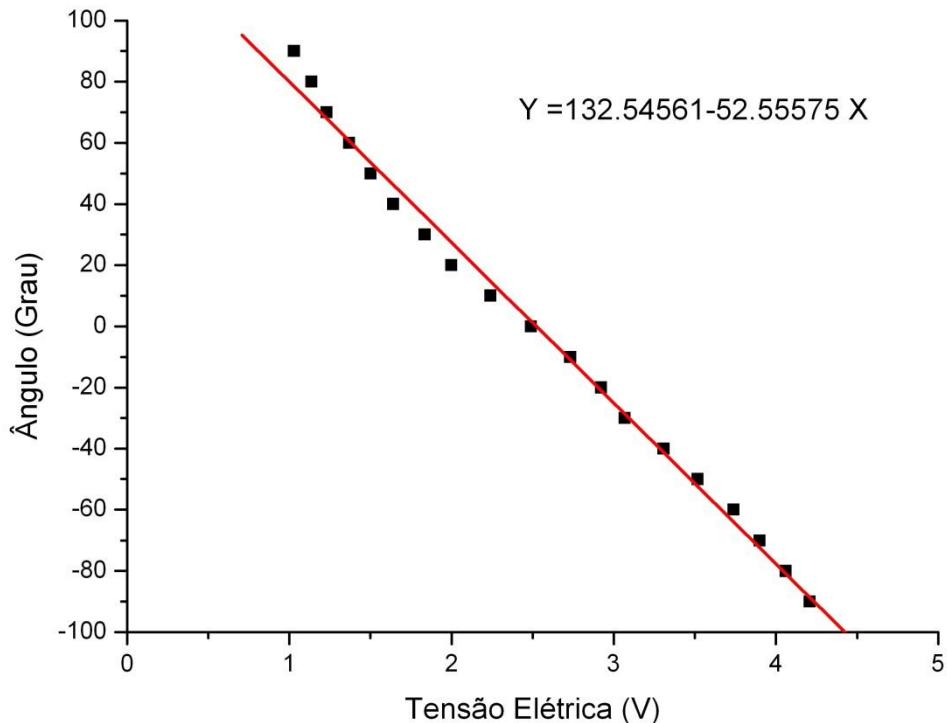
(Figura reproduzida de *S720 Miniature Joint Angle Shape Sensor* p. 1, 2003, Measurand Inc.)

Este eletrogoniômetro apresenta um ajuste fácil e de forma natural à articulação a ser medida possuindo assim acuidade adequada à análise biomecânica do movimento humano, é não invasivo e pode ser alimentado por 5 V a mesma tensão de alimentação utilizada pelo microcontrolador empregado, descartando assim o uso de fontes externas. A seguir na figura 18 são mencionadas outras características que contribuem para a escolha do sensor a ser utilizado.



**Figura 18 - Características - S720 Miniature Joint Angle Shape Sensor**

Com o intuito de verificar a linearidade do ergoniômetro foi levantada uma curva tensão elétrica (V) vs ângulo (Grau), os resultados são mostrados na figura 19.



**Figura 19 - Curva Linearidade do S720 Miniature Joint Angle Shape Sensor**

A curva acima mostra que estes dois parâmetros estão correlacionados mediante uma função linear, regida pela equação 4.

$$Y = 132,54561 - 52,55575 X \quad (4)$$

Estes testes foram repetidos durante uma semana para dois valores de ângulos  $0^\circ$  e  $90^\circ$ , os resultados demonstraram que a relação entre estes dois parâmetros foi mantida. Por tanto a calibração do eletrogoniômetro foi realizada somente uma vez.

### 5.1.3 - Sensor de pressão a base de filme

Fundamentados no princípio que uma força produz deformações, os sensores de força são utilizados para medir a força mediante a transformação da deformação de um material em grandezas elétricas. A pequena deformação que os materiais sofrem por tração ou compressão permitem calcular a força correspondente mediante os parâmetros mecânicos do material (GEOMAR, 2008).

A razão da força pela deformação é uma constante para cada material, como definido pela *Lei de Hooke*:

$$F = k \cdot x \quad (5)$$

*F*: Força aplicada.

*k*: constante do material

*x*: Esticamento ou compressão resultante da força.

Os sensores de força ou pressão podem ser de dois tipos: qualitativos e quantitativos. Os qualitativos são usados para monitorar níveis de força, funcionando como interruptores para que quando, ultrapassar um valor de força ele tome uma ação (PIRES, 2000). Os quantitativos são utilizados para quando se deseja obter valores de força precisos em tempo real.

Existem basicamente cinco maneiras de detectar uma força (ou força por unidade de área=pressão) (PIRES, 2000):

1. Fazendo um balanceamento entre a força desconhecida e a força gravitacional de uma massa conhecida com exatidão.
2. Medindo a aceleração provocada pela força desconhecida numa massa conhecida com exatidão.
3. Realizando um balanceio entre a força desconhecida e uma força gerada de forma eletromagnética.
4. Medindo a deformação produzida num material elástico pela força desconhecida.

O último modo mencionado é utilizado na atualidade pela maioria dos sensores de força.

Após a análises das características de alguns sensores se optou por utilizar neste projeto o sensor de força Flexi Force B101-L, que é delgado, flexível e se adapta facilmente a articulação. A medida da resistência deste transdutor não muda quando este é flexionado, senão, somente quando é aplicada uma pressão na parte redondeada do extremo do sensor (superfície ativa). A resistência varia de forma inversamente proporcional à força aplicada.

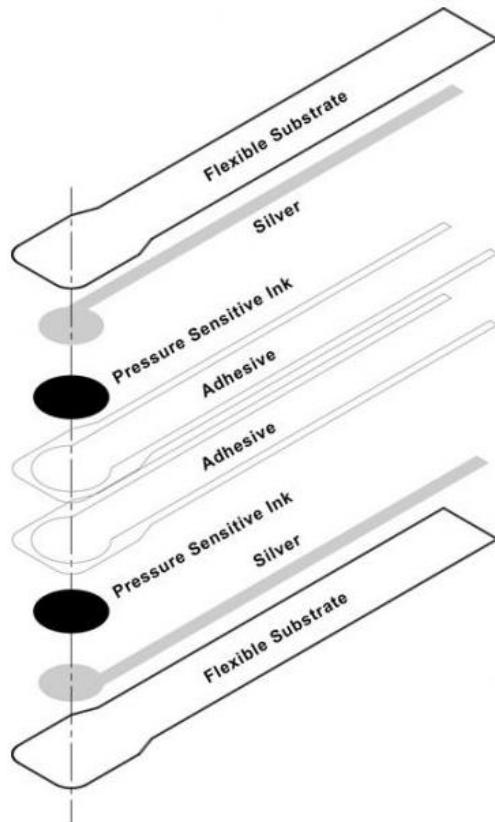


**Figura 20 - Sensor de Força FlexiForce B101-L**

(Figura reproduzida de *FlexiForce Load/Force Sensors and Systems* p. 7, TEKSCAN)

Estes dispositivos não são células de carga ou strain gauge embora estejam fundamentados no mesmo princípio (INTERLINK ELECTRONICS, Flynn Road, Camarillo, Estados Unidos).

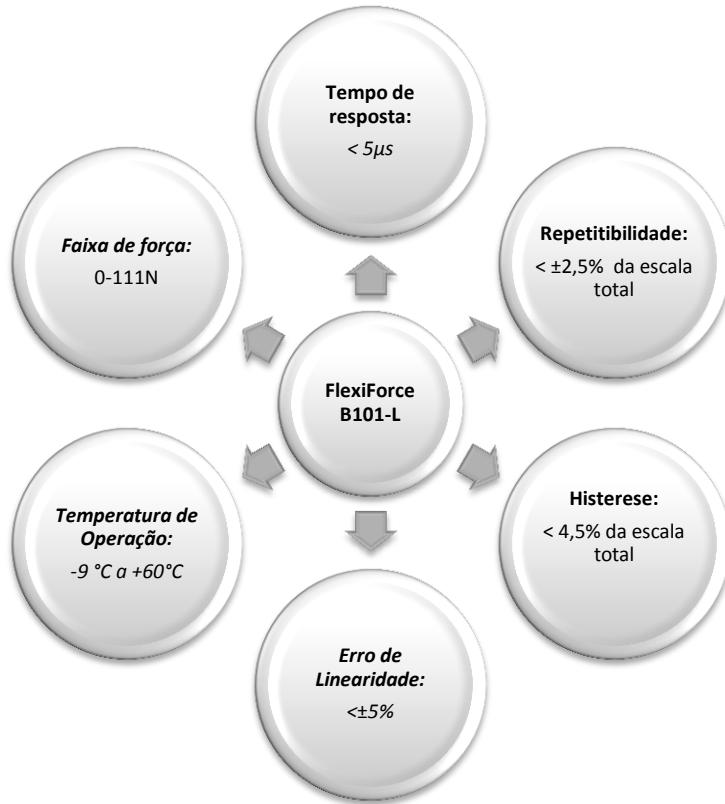
O Flexi Force, (Tekscan Inc, Boston, EUA) é um sensor de força resistivo (FSR) construído de duas camadas de substrato de filme (poliéster), como visto na figura 21.



**Figura 21 - Constituição - Sensor de Força FlexiForce B101-L**

(Figura reproduzida de *FlexiForce Sensors – Sensor Construction*, TEKSCAN)

Em cada camada, um material condutor (prata) é aplicado, seguido por uma camada de tinta sensível à pressão. Um adesivo é utilizado para laminar as duas camadas de substrato formando assim o sensor de força. A prata estende-se desde a área de sensibilidade, aos conectores na outra extremidade do sensor, formando os fios condutores. A seguir na figura 22 são mencionadas algumas características deste transdutor:



**Figura 22 - Características - Sensor de Força FlexiForce B101-L**

Como já foi visto o sensor de força varia sua resistência de acordo com a força exercida, para correlacionar força e resistência realizaram-se dois ensaios acrescentando-se peso e aferindo a resistência oferecida pelo sensor e a seguir removendo-se o peso, para identificar um possível comportamento de histerese.

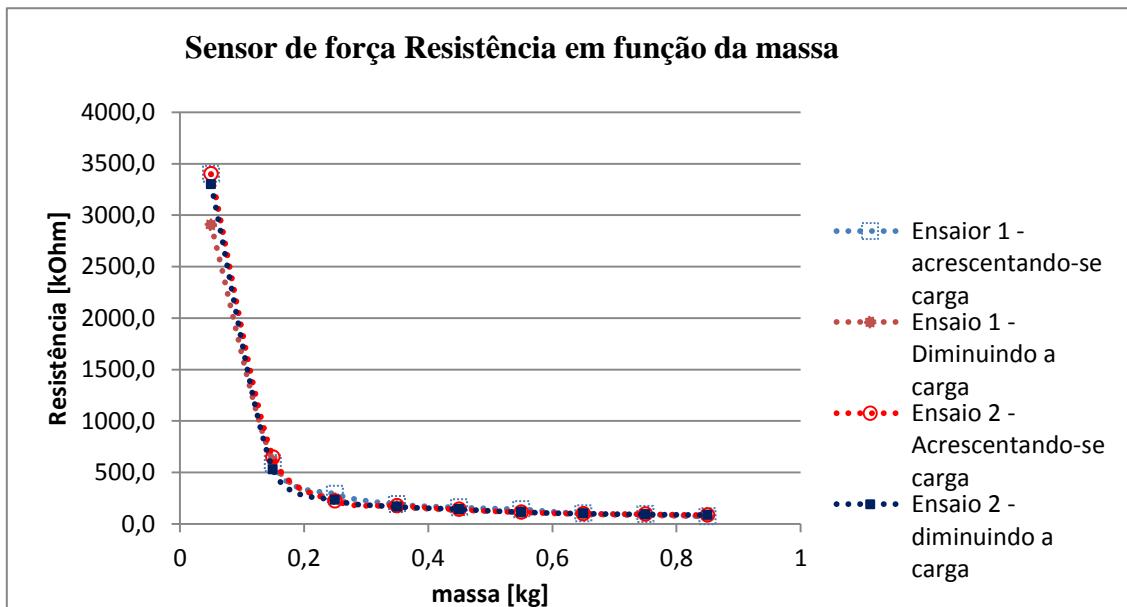
As tabelas resultantes desses ensaios encontram-se a seguir:

**Tabela 1- Ensaios com sensor de força**

massa kg	Primeiro Ensaio	
	Resistência (kΩ) acrescentando-se carga	Resistência (kΩ) diminuindo-se a carga
0,05	3400,0	2905,0
0,15	590,0	612,0
0,25	290,0	241,0
0,35	191,0	166,0
0,45	160,0	133,1
0,55	140,0	115,5
0,65	100,5	93,8
0,75	93,9	83,7
0,85	72,5	72,5

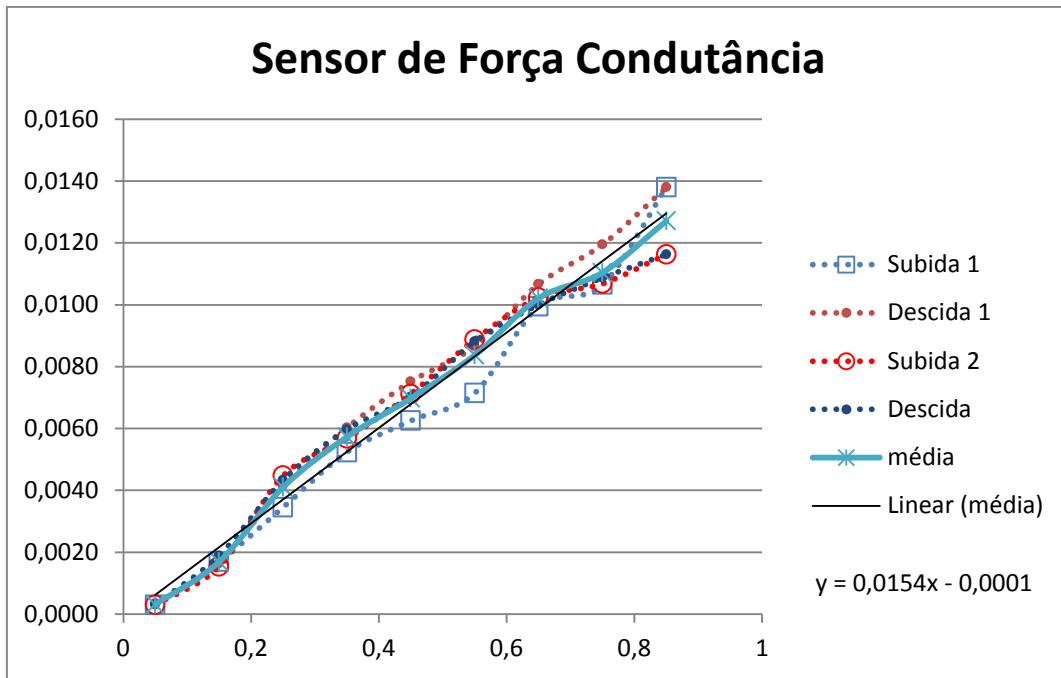
Segundo Ensaio		
massa kg	Resistência (kΩ) acrescentando-se carga	Resistência (kΩ) diminuindo-se a carga
0,05	3400,0	3300,0
0,15	650,0	528,0
0,25	223,6	230,9
0,35	176,3	167,5
0,45	140,5	142,5
0,55	112,7	113,5
0,65	97,8	100,0
0,75	93,6	92,0
0,85	86,0	86,0

Utilizando-se os dados tabelados foi possível construir o gráfico mostrado na figura 23 a seguir:



**Figura 23- Sensor de força Resistência em função da massa**

O gráfico correlaciona a força exercida e resistência do sensor, embora essa relação não seja linear, a relação da força com a condutância se mostra bastante linear, como mostrado a seguir na figura 24:

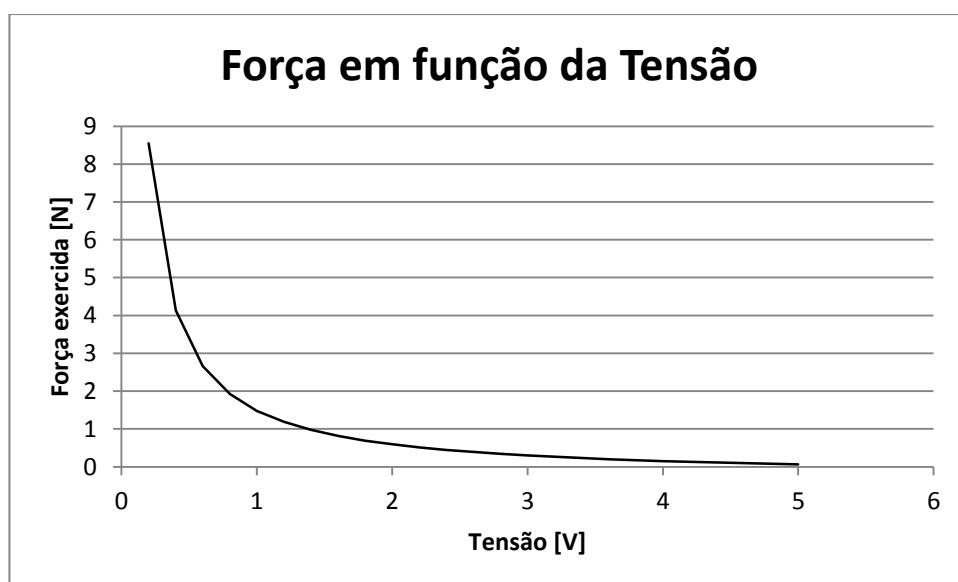


**Figura 24 - Sensor de força Condutância em função da massa**

Podendo se afirmar assim, que a condutância e a massa estão correlacionadas linearmente, mediante a equação 6:

$$y = 0,0154x - 0,0001 \quad (6)$$

Em seguida como já foi explicitado construiu-se um divisor resistivo, com resistor de 1,8 MΩ de que a tensão de saída varisse o máximo na faixa de interesse de modo a maximizar a resolução. E chegou-se a relação mostrada no gráfico da figura 25.



**Figura 25 – Gráfico da força em função da Tensão**

## 5.2 - Motor de Corrente Continua

Os motores de corrente contínua são essencialmente dispositivos que transformam energia elétrica em energia mecânica de rotação (VILLAR, 2006), apresentam a peculiaridade de ser alimentados com tensão contínua.

Estes dispositivos são encontrados em uma infinidade de aplicações como em gravadores, brinquedos, câmeras de vídeo, aparelhos de som, e geralmente são muito usados em robótica em virtude de possuir um acionamento relativamente elementar, ligando a alimentação diretamente em seus terminais. A inversão desta ocasionará uma inversão no sentido de giro do motor.

A diferença dos motores de passo e servo mecanismos, os motores CC são incapazes de exercer um comando de quantidade mecânica precisa, isto é, não conseguem ser posicionados ou interrompidos em uma posição específica. Estes simplesmente giram com sua velocidade máxima no sentido aplicado pela tensão (TODO ROBOT, 2009).

### 5.2.1 Estrutura do Motor CC

O motor de corrente contínua é composto de duas estruturas magnéticas:

- Estator ( enrolamento de campo ou imã permanente)
- Rotor ( enrolamento de armadura)

Os principais componentes de um motor de corrente contínua são mostrados no desenho esquemático da figura 26 a seguir:

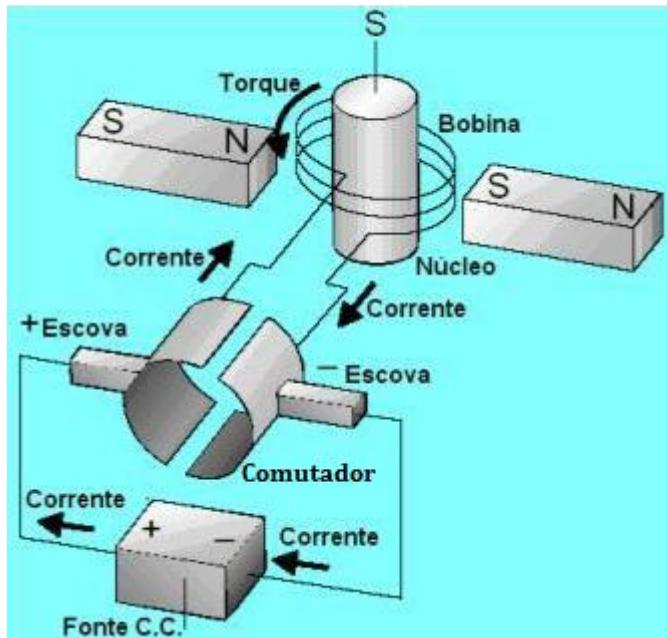


Figura 26 - Principais componentes do Motor CC

(Figura reproduzida de *Motores de Corrente Contínua*, v. 01, 2006. SIEMENS.)

#### 5.2.1.1 Estator

Parte fixa do motor (chamado campo) que contêm um enrolamento alimentado por uma fonte de tensão contínua ou um imã permanente no caso de pequenos motores que fornece o fluxo magnético que será usado pelo rotor para realizar o seu movimento giratório (TODO ROBOT, 2009).

#### 5.2.1.2 Rotor

Parte móvel do motor (chamado armadura) que contêm um enrolamento alimentado por uma fonte externa de tensão contínua através do comutador e escovas de grafite. Isto faz a armadura girar, proporcionando o torque para mover uma carga (VILLAR, 2006).

#### 5.2.1.3 Comutador

Dispositivo mecânico formado por duas placas de material condutor, separadas entre si e do centro do eixo por material isolante (lâminas de mica), para evitar curto circuito entre estes elementos. Está localizado num dos extremos do eixo do rotor, de modo a girar com este e permitir o contato com as escovas. A função do comutador é inverter o sentido da corrente contínua que circula na armadura, na fase de rotação apropriada, assim ora tem um sentido, ora o sentido contrário. (SIEMENS, 2006).

#### 5.2.1.4 Escovas

São conectores de grafita fixos, alojados dentro de porta-escovas que se encarregam de mantê-los na posição de contato, firme com o segmento do coletor. Isto é feito por meio de molas, que aplicam uma pressão moderada sobre as escovas evitando assim mau contato ou desgaste entre estas e o coletor (TODO ROBOT, 2009; VILLAR, 2006).

A função das escovas é transmitir a tensão de alimentação ao coletor, e, por conseguinte, as bobinas do rotor.

### 5.2.2 Princípio de Funcionamento do Motor CC

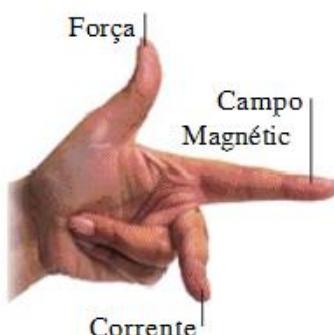
O funcionamento dos motores CC baseia-se em um dos princípios do eletromagnetismo clássico, a indução eletromagnética, descoberta por Michael Faraday, a qual

indica que todo condutor quando movimentado por uma força mecânica dentro de um fluxo magnético constante ou quando sujeito a uma variação de fluxo magnético é estabelecida uma força eletromotriz (tensão) induzida. Com polaridade tal que, sua corrente induzida que origina um fluxo magnético induzido, se oporá à variação do fluxo magnético indutor causador da tensão (fem) induzida como expresso na Lei de Lenz (MUSSOI, 2007).

Com base neste princípio é inferido que, se um condutor percorrido por uma corrente elétrica é submetido a um campo magnético, este exercerá uma força de natureza eletromagnética sobre o condutor (MOTORES..., 2001; VILLAR, 2006), “proporcional à densidade do campo magnético  $B$  (quantidade de linhas de força por área), à corrente  $I$  que atravessa o condutor e ao comprimento  $l$  do condutor, como representado a seguir (ALVES, 2003)”:

$$F \propto B \cdot I \cdot l \quad (7)$$

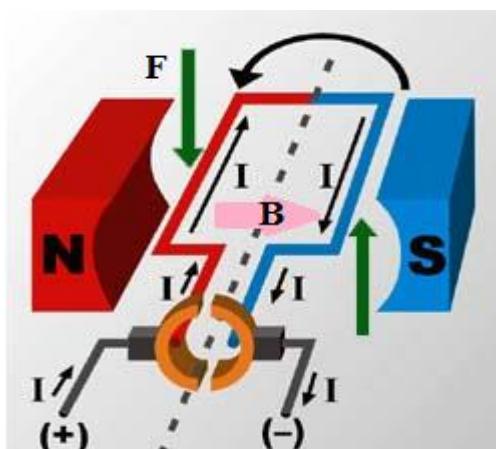
O sentido desta força eletromagnética, dado o sentido do fluxo e da corrente, pode ser obtido usando-se a regra da mão esquerda, como mostrado na figura 27:



**Figura 27 - Regra da mão esquerda**

(Figura reproduzida de *ABC DAS MÁQUINAS ELÉTRICAS*, 2003. ISEP.)

No caso do motor CC, o surgimento do torque que faz o rotor (armadura) mover-se é resultante do fenômeno estudado acima e é explicado a seguir na figura 28:



**Figura 28 - Princípio de Funcionamento do motor**

(Figura reproduzida de *Principio de Funcionamento del motor de corriente directa*, 2012).

A figura 28 acima mostra o funcionamento de um motor bipolar de corrente continua. O estator (campo) está formado por um ímã permanente, dividido em duas partes fixas que produzem um fluxo magnético B, constante no sentido norte – sul. A armadura (rotor) é formada por uma espira cujos terminais são conectados nos dois segmentos do comutador. A corrente que percorre a espira da armadura é fornecida por uma fonte CC externa que é injetada através das escovas de grafite.

Na situação descrita na figura 28, a corrente é recebida pelo comutador através da escova esquerda e percorre a bobina até finalmente voltar ao polo negativo da bateria, completando assim o circuito elétrico do motor.

Quando a corrente começa seu percurso pela parte esquerda da bobina (vermelho), faz com que esta porção adquira polaridade norte “N”, de forma semelhante, quando percorre a parcela da direita (azul) faz com que esta outra adquira polaridade sul “S”. Igualando assim a polaridade deste campo originado no rotor ao do campo magnético do ímã permanente. (ÁLVAREZ, 2012)

Nestas condições, conforme mencionado na Lei de Lenz e utilizando a regra da mão esquerda, concluímos que a bobina começa girar devido à força magnética F resultante da repulsão entre os dois campos de mesma polaridade.

Cada vez que a bobina atinge uma posição vertical (neutra) o comutador deixa de fazer contato com as escovas, interrompendo o fornecimento de corrente para as mesmas e desaparecendo assim, por uns instantes o campo eletromagnético formado na armadura. Porém a força de inércia que esta espira mantém ao chegar nesta posição neutra permite que continue girando e transcendendo esta posição, fazendo com que os segmentos do comutador ocupem uma posição oposta à que tinham inicialmente (ÁLVAREZ, 2012; MOTORES..., 2001). Esta mudança origina também uma alteração no sentido da corrente e por tanto na polaridade do campo magnético gerado no rotor, fazendo com que a espira continue se movendo no mesmo sentido.

A mudança constante no sentido da corrente faz com que a polaridade do campo magnético originado no rotor seja também alterada de modo a criar sempre uma força de repulsão ao campo magnético do ímã permanente. Fazendo com que o rotor gire ininterruptamente enquanto este ligado à fonte de alimentação. (ÁLVAREZ, 2012; MOTORES..., 2001)

### 5.2.3 Escolha do Motor

Na atualidade existem diversos modelos de motores CC, que se ajustam as diferentes necessidades do usuário. Para este projeto em específico foi escolhido o motor CC MAXON 118741.

A seguir na figura 29 são mencionadas algumas características deste dispositivo.

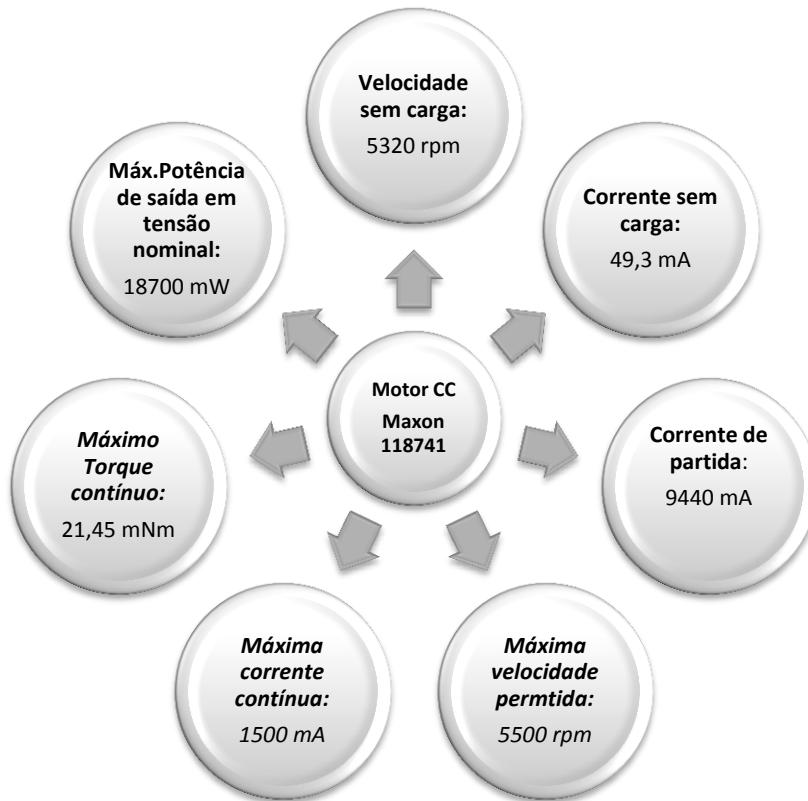
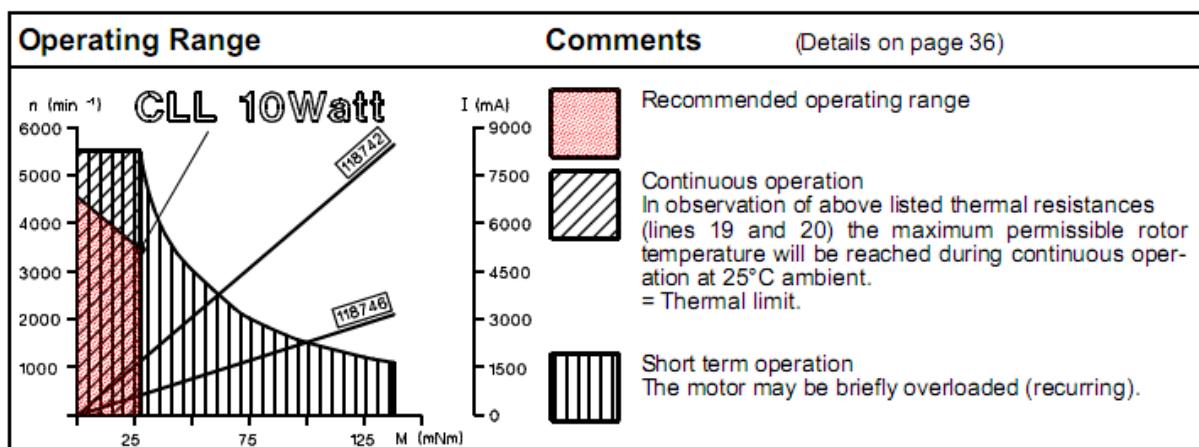


Figura 29 - Características do Motor CC Maxon 118741

A escolha deste motor foi feita em virtude de que o mesmo possui alta velocidade possibilitando o uso de um redutor com o objetivo de fornecer um torque suficiente para satisfazer as necessidades do projeto que exige um torque de 196 mNm (Torque=Peso da mão x aceleração da gravidade x centro de massa da mão=  $0,4\text{kg} \times 9,8\text{m/s}^2 \times 0,05$  ), este motor pode ser alimentado com 9 V, a mesma tensão utilizada para alimentar o acelerômetro, evitando assim o uso de outra fonte externa .

Estes motores admitem certo grau de flexibilidade, assim a força exercida por estes depende da tensão aplicada à bobina, que determina a corrente circulante e por tanto a intensidade do campo magnético criado. A velocidade de rotação vai depender da força aplicada ao rotor. Desta forma, estes dispositivos possuem uma velocidade muito maior quando giram livremente do que quando giram fazendo algum tipo de esforço (carga). Na figura 30 a seguir é mostrada a relação entre frequência, torque e corrente:



**Figura 30 - Relação entre frequência, torque e corrente de operação do motor.**

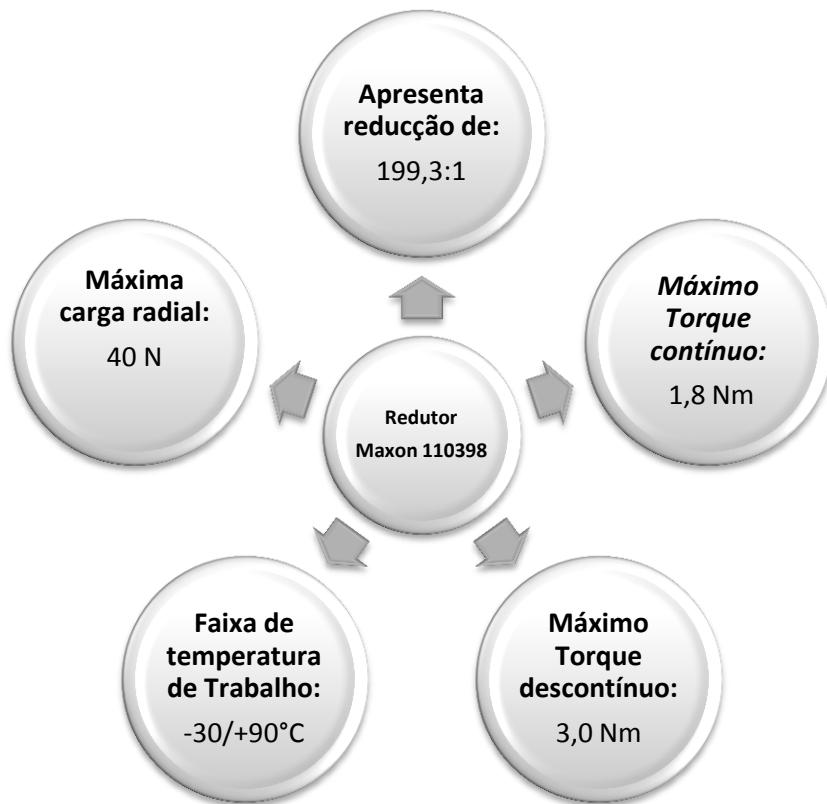
(Figura reproduzida de *Maxon DC motor*, 1999).

#### 5.2.4 Redutor de Velocidade

Os redutores de velocidade são dispositivos mecânicos empregados para obter grandes reduções na velocidade de transmissão, sem necessidade de recorrer a engrenagens de grandes diâmetros ou motoras de poucos dentes (BIGATON, [s.d.]).

São utilizados para reduzir as altas velocidades angulares com as que os motores trabalham. De acordo com as leis da física, quando há redução da velocidade (rotação), aumenta-se o torque disponível, temos assim que um redutor pode prover à carga um torque tantas vezes maior que o do motor quanto for a relação de redução (DOS SANTOS, 2002).

Para realização deste projeto foi utilizado o redutor MAXON 110398. A seguir na figura 31 são apresentadas as características do mesmo.



**Figura 31 - Característica do redutor Maxon 110398**

Observamos assim, que este redutor suporta um torque máximo de 1,8 Nm, valor superior ao exigido pelo projeto (196 mNm), fazendo este dispositivo apto para atender as necessidades do projeto.



**Figura 32 - Redutor Maxon 110398 acoplado ao motor Maxon 118741**

## **CAPÍTULO 6 – CONTROLE DO MOTOR, RECEPÇÃO DOS SINAIS DOS SENSORES E ENVIO DOS DADOS VIA USB COM MICROCONTROLADOR.PIC18F4550**

### **6.1 Microcontroladores**

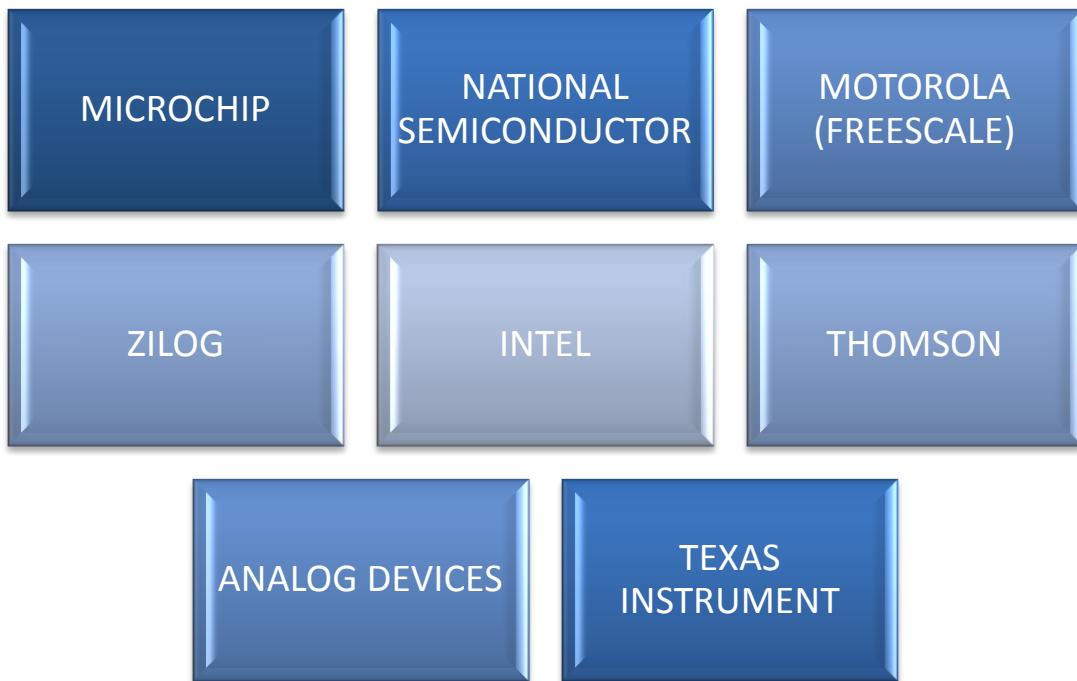
Um microcontrolador é um circuito integrado programável que pode imitar a um pequeno computador limitado a realizar uma tarefa específica que foi anteriormente programada e configurada. Está formado basicamente por três unidades: microprocessador, memória e unidades de E/S. Na atualidade vem equipado com vários circuitos eletrônicos tais como: módulos de temporização, conversores analógico – digital, comparadores, geradores de pulso, várias interfaces de comunicação, entre outros (SANTOS, 2009; MAS, 2008).

Estes dispositivos tem a virtude de consumir pouca energia, em torno de *mili watts*, além disso, possuem a capacidade de “hibernar” enquanto aguarda o acontecimento de um novo evento, isto é muito útil quando se trabalha com circuitos alimentados por baterias, reduzindo o seu consumo para em torno de *nano watts* (GRANEMAN DE MELO, 2011); são portáteis, possuem uma gestão eficiente dos processos, podem ser reconfigurados com facilidade, permitem obter uma redução do tamanho dos circuitos, apresentam aumento de fiabilidade e um menor custo.

Existe uma imensa variedade de modelos com características comuns e outras mais específicas segundo a aplicação para a qual foram criados, definindo assim as distintas famílias de microcontroladores. Existem famílias que pertencem à linha compacta, isto é, são utilizadas para tarefas mais simples que não precisam de muitos recursos, possuem poucas funções, são menores e consomem pouquíssima energia. Outras não entanto, possuem maior capacidade de armazenamento de dados, palavras de bits maiores, e diversas funcionalidades, sendo usadas assim para tarefas mais complexas, e podendo muitas vezes até substituir aos computadores (SANTOS, 2009; MAS, 2008).

Na maioria dos casos para fazer uso destes dispositivos é desenvolvido, além do programa que controla certo processo, um hardware para trabalhar em conjunto que é encarregado de realizar a interface do microcontrolador com o mundo externo, adaptando níveis de tensão e corrente adequados. Porém para tarefas mais simples que utilizam valores de corrente e tensão perto das fornecidas pelo Microcontrolador, pode-se utilizar as portas de I/O para ativação e manipulação destes sistemas. (GRANEMAN DE MELO, 2011);

Um dos maiores desafios ocorre na hora de escolher o fabricante e o modelo do microcontrolador que melhor se adapte as necessidades do projeto. Entre a imensa gama de fabricantes podemos destacar aos mencionados na figura 33:



**Figura 33 - Fabricantes de Microcontroladores**

Porém na atualidade os microcontroladores mais utilizados são os da (MICROCHIP, Chandler, Arizona, USA), por causa da grande facilidade que a empresa oferece para o acesso às seus dispositivos e a uma basta documentação de cada modelo obtida desde sua página web.

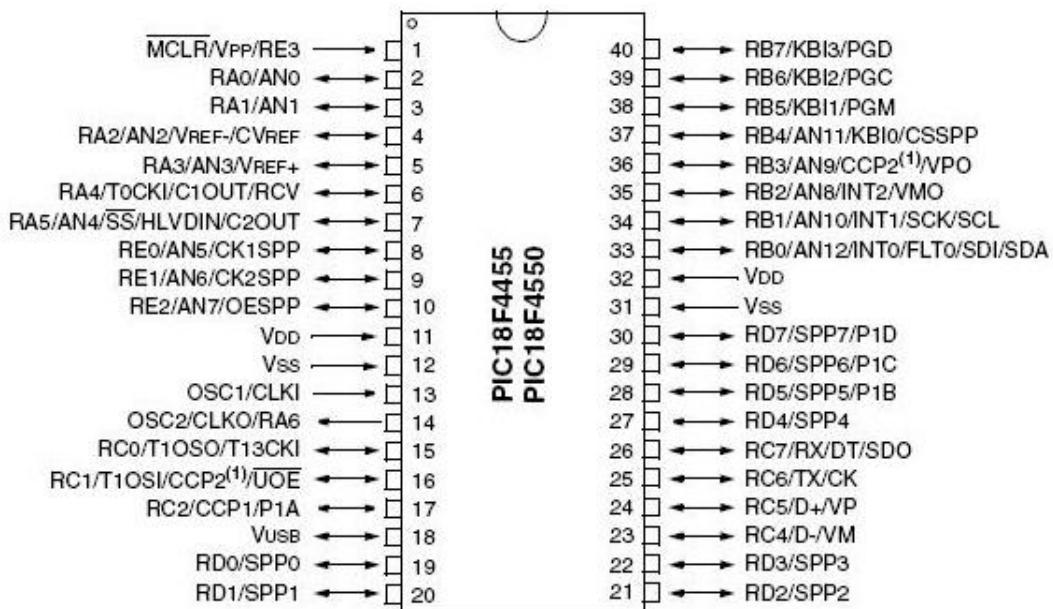
Após um estudo comparativo de todas as marcas e modelos em relação a vários aspectos como: capacidade de memória, velocidade de execução, periféricos disponíveis e interfaces de comunicação, foi escolhido para ser utilizado neste projeto o Microcontrolador PIC 18F4550 da (MICROCHIP, Chandler, Arizona, USA).

### 6.1.1 PIC 18F4550

O PIC 18F4550 é um microcontrolador pertencente à família 18F, que possuem memória do tipo FLASH, possibilitando assim escrever/apagar eletricamente com grande rapidez. Esta família apresenta uma grande melhoria em relação a versões antigas que utilizavam memórias EEPROM, as quais podiam ser apagadas somente através de luz-ultravioleta. A seguir são mencionadas as principais características deste dispositivo:

- Memória FLASH programável no mesmo circuito é mais rápida e tolera mais ciclos de reprogramação se comparada com a memória EEPROM. Utilizada para o armazenamento de programa: 32 kb;
- Memória SRAM para armazenamento de dados: 2 kb;
- Memória EEPROM de dados: 256 bytes;

- Possui periféricos avançados de comunicação, como uma porta de comunicação serial e uma Universal Serial Bus (USB 2.0) compatível com full-speed e low-speed USB, possibilitando assim a rápida comunicação entre o host e o microcontrolador;
- Através de uma rotina de bootloader alocada no topo da memória de programa, o microprocessador pode se tornar auto – programável, isto é, pode escrever na sua própria memória de programa.
- 35 pinos de I/O configuráveis: Agrupados em 5 conjuntos: PORT A, PORT B, PORT C, PORT D, PORT E;
- Possui 13 portas configuráveis como conversores analógicos – digital de 10 bits;
- Módulo CCP (Capture/Compare/PWM)
  - Capture: Permite medir o tempo de duração de um evento;
  - Comparaçāo: Compara valores entre os registros do TMR1 e CCPR;
  - PWM –Pulse Width Modulation: Gera sinais de frequência.
- 4 Temporizadores de 8 e 16 bits;
- Frequência de operação de até 48 MHz;
- Múltiplas fontes de interrupção (20);
- Dois comparadores;
- Arquitetura Harvard, tecnologia RISC com um conjunto de 75 instruções;
- Pilha de 31 níveis;
- 1 Streaming Parallel Port (SPP)



**Figura 34 - Diagrama de pinos 18F4550**

(Figura reproduzida de *Data Sheet PIC 18F4550*, 2009, MICROCHIP)

### 6.1.2 Linguagem C e Compilador PCW de CCS

Na atualidade a linguagem mais utilizada para programação de microcontroladores é a linguagem C, por ser de alto nível, estruturada, rápida e com sintaxes simples e portátil, isto é, permite usar um mesmo programa em várias plataformas necessitando de pouca ou nenhuma modificação.

Esta linguagem se apresenta robusta, em virtude de que além de oferecer todas as vantagens da implementação em alto nível, também suporta linguagens de baixo nível, permitindo explorar rotinas que não podem ser otimizadas nas linguagens de alto nível.

Geralmente os fabricantes de microcontroladores oferecem as rotinas de programação (bibliotecas de funções) em linguagem C, por causa das vantagens mencionadas anteriormente e por ser a linguagem mais comum em programação.

Uma das grandes vantagens de se programar em C é que o usuário não precisa se preocupar pelo acesso aos bancos de dados, localização de memória e periféricos dos microcontroladores, pois todos os controles desses dispositivos são gerenciados pelo compilador (GRANEMAN DE MELO, 2011). Assim é indispensável o uso de um compilador quando se quer realizar a programação de um Microcontrolador.

Os compiladores são utilizados para gerar a partir do código fonte em C e *assembly* um código em formato hexadecimal, linguagem de máquina.

Na atualidade existem vários compiladores no mercado, para desenvolvimento de programas na linguagem C como: PICmicro C, Hi-Tech, CCS, C18, etc. Para realização do presente projeto, optou-se por utilizar o compilador PCW da Companhia CCS, que fornece uma estrutura lógica completa para a programação e possui baixo custo de implementação.

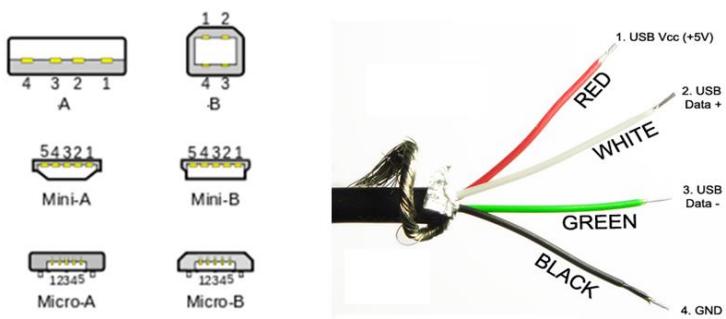
Conta com um grande número de funções capazes de controlar os distintos recursos do microcontrolador, facilitando assim a programação dos mesmos. A versão do compilador CCS usada para a realização deste projeto é a 4.078, que inclui as bibliotecas para uso da USB CDC, utilizada para realizar a interface do PIC 18F4550 com o computador.

## 6.2 Universal Serial Bus (USB)

Protocolo de comunicação plug and play utilizado para conectar periféricos ao computador de maneira simples. A principal vantagem desta interface é que permite aumentar a velocidade de trabalho destes periféricos, em 3 a 5 vezes mais que um dispositivo conectado a um porto paralelo e 20 a 40 vezes quando comparado com a interface serial.

Os sinais da USB são transmitidos mediante fios de par trançado de 4 canais, sendo dois deles (Vcc e GND) circuitos de potência utilizados para a alimentação e dois deles (D- e D+) para transmissão de dados. Os dados são transmitidos a velocidades entre 1,5 Mbps e 600 Mbps.

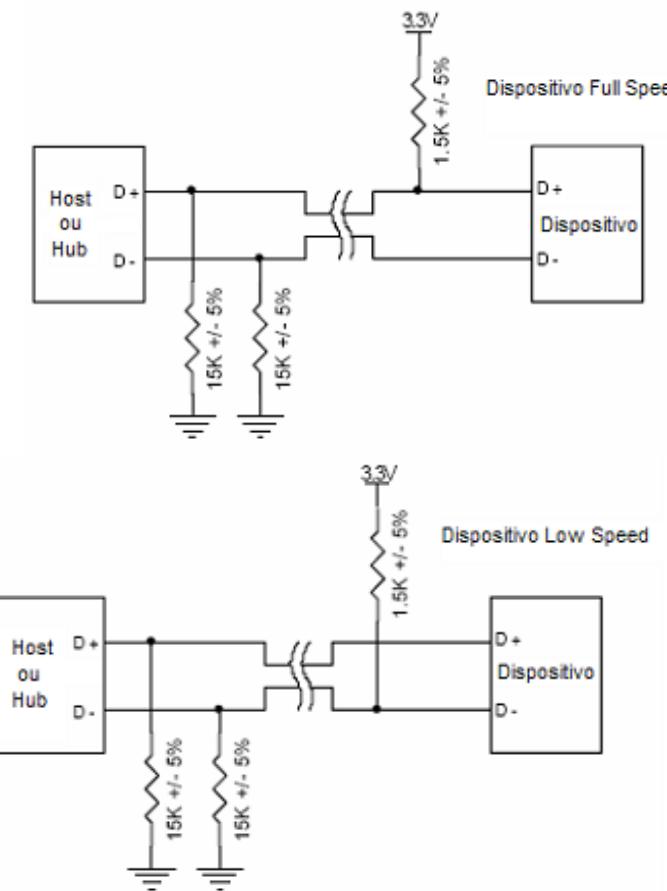
Na atualidade existem diversos tipos de conectores USB, cuja função é evitar conexões perigosas que possam danificar algum dispositivo. Os conectores mini foram criados para dispositivos menores como celular, PDAs, máquinas fotográficas, etc.



**Figura 35 - Padrões USB e Pinout tipo A**

(Figura reproduzida de *Equipamento para medição de Força de Pressão palmar*, 2012, NUNES Marcelo N; BRUNO Nayra B.)

A transmissão de dados entre o *host* (computador) e o dispositivo pode ser síncrona, em altas velocidades ou assíncrona, com velocidades menores. A identificação desses dispositivos é feita mediante hardware, colocando a linha D+ ou D- em nível lógico alto (3,3 V), informando assim ao *host* a velocidade de operação e o *driver* a ser carregado para uma adequada configuração na hora ser conectado. Os dispositivos de alta velocidade FS-USB (*Full Speed*) utilizam um resistor de *pull-up* de 1,5 kΩ ligado à linha D+ e os dispositivos de baixa velocidade que transmitem com baixa velocidade utilizam um resistor de *pull-up* de 1,5 kΩ ligado à linha D-, como mostrado na figura 36 a seguir (SANTOS, 2009). Alguns dispositivos possuem esse resistor internamente no chip.



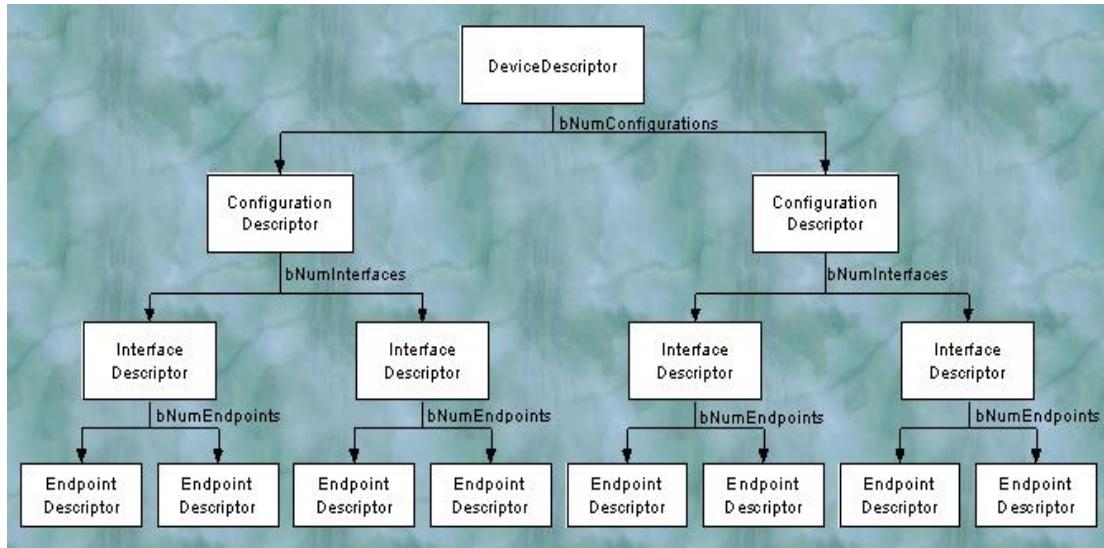
**Figura 36 - Configuração de hardware *low speed e high speed device*.**

(Figura reproduzida de *Sistemas de comunicação USB com microcontroladores*, 2009, SANTOS Leonardo S. L.)

### 6.2.1 Descritores USB

Todos os dispositivos USB apresentam certa hierarquia de descritores que permitem descrever ao *host* certa informação como: tipo de dispositivo, fabricante, versão de USB que suporta, número de endpoints. Os descritores mais comuns são:

- Descritores de dispositivo: Nele é informado o tipo de dispositivo, a classe, o nome do produto, fabricante, entre outros.
  - Descritores de configuração: Nele é informado se o dispositivo tem alimentação própria ou não, número de interfaces, entre outras.
  - Descritores de Interface: Informa os parâmetros que identificam a relação entre o dispositivo e o *endpoint*.
  - Descritores de Endpoint: Informa o *host* sobre uma via de comunicação específica, devido a que podemos configurar o dispositivo para possuir mais de uma via.



**Figura 37 - Hierarquia dos dispositivos USB**

(Figura reproduzida de *Descriidores USB*. Disponível em: [http://devel.nopl.org/hardware/USB0000/\\_/0021\\_usbdescr.html](http://devel.nopl.org/hardware/USB0000/_/0021_usbdescr.html) )

### 6.1.2 Classes de dispositivos USB

#### 6.1.2.1 Human Interface Device (HID)

São dispositivos de alta velocidade que permitem uma fácil interação entre o usuário (ser humano) e o *host* (computador), em razão de que seus protocolos de funcionamento já estão previamente definidos. São dispositivos HID: mouses, teclados, controladores de jogos entre outros.

#### 6.1.2.2 Mass Storage Device (MSC)

São dispositivos que geralmente trabalham com transferência de um grande volume de dados, normalmente transferência de arquivos. São geralmente dispositivos de armazenamento de grande quantidade de dados, como por exemplo: Discos rígidos magnéticos externos, drives ópticos, dispositivos portáteis de memória flash, entre outros.

#### 6.1.2.3 Communications Device Class (CDC)

São dispositivos que emulam uma porta serial proporcionando assim, um ambiente virtual de interface serial com pouquíssimas modificações no hardware e no software. Este mecanismo de propósito geral pode ser usado para a comunicação entre a maioria dos dispositivos, como por exemplo: modems, dispositivos de rede, comunicação sem fio, etc.

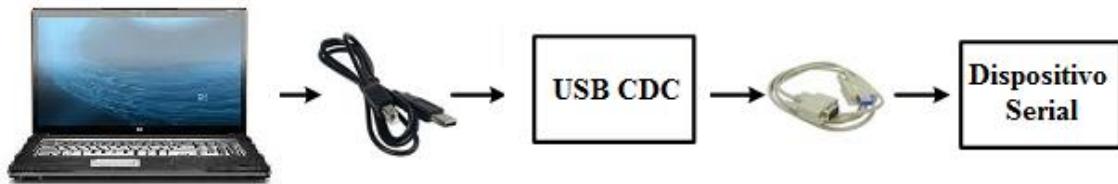


Figura 38 - Princípio de funcionamento dos dispositivos USB CDC

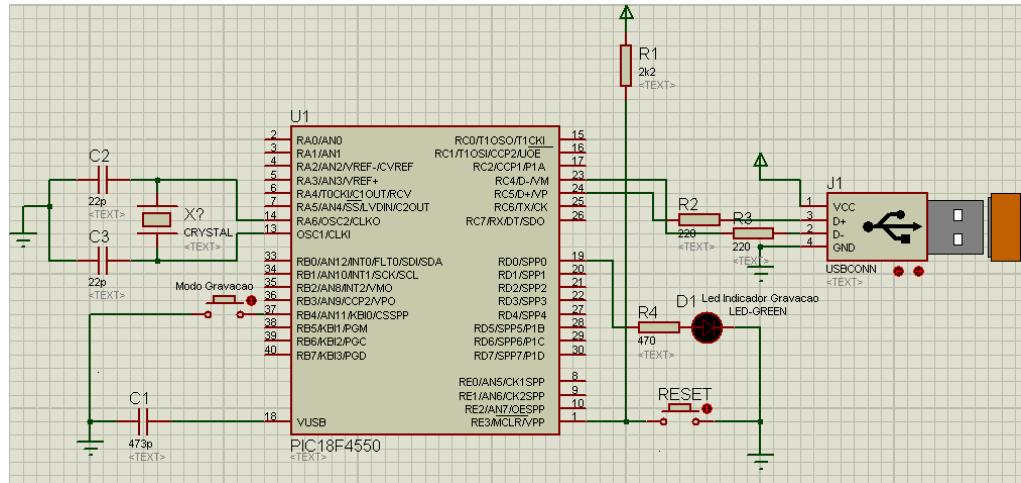
### 6.3 Gravador PIC USB

Geralmente a gravação dos microcontroladores PIC é efetuada através de um hardware de gravação específico, sendo preciso assim, a remoção do PIC do circuito para cada atualização do firmware.

Em razão disso a MICROCHIP desenvolveu um sistema de gravação via USB (disponível no site da (MICROCHIP, Chandler, Arizona, USA)) composto de *software* e *hardware* básico que pode ser implementado em qualquer microcontrolador PIC 18Fxx5x que possui interface USB. Este sistema se apresenta como uma ferramenta útil e rápida para desenvolvimento de projetos de eletrônica e informática no ambiente de ensino ou na própria residência, pois eliminam a necessidade de um equipamento especial para gravação de microcontroladores e, além disso, não há necessidade de remover o dispositivo para atualização do firmware.

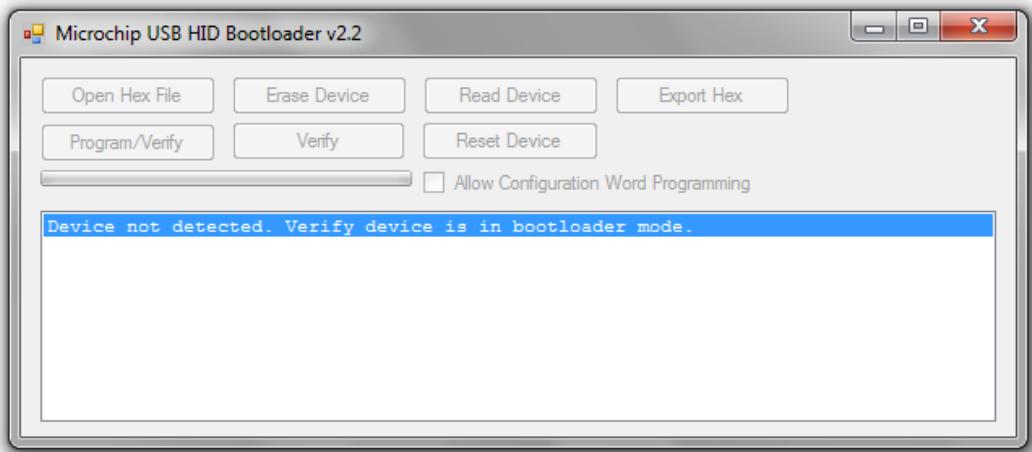
Este sistema utiliza a USB HID, sendo assim, um dispositivo *plug and play* que funciona em altas velocidades e que não precisa da instalação de um *driver* para ser reconhecido pelo sistema operacional. O software de gravação USB é multiplataforma, ou seja, é executável no Windows, Linux e Mac OSX (TUTORIAL..., 2011).

Para implementação deste, primeiramente é necessário a gravação do bootloader (USB Device - HID - HID Bootloader - C18 - PIC18F4550.hex) no microcontrolador utilizando por uma única vez o gravador específico para PIC. Este bootloader vai ocupar a posição de memória da 0h até a 08h. A seguir na figura 39 é mostrado o circuito de gravação USB no software de simulação PROTEUS.



**Figura 39 - Circuito para gravação USB HID**

O aplicativo de gravação é fornecido também pela MICROCHIP, e é utilizado para gravar o .hex do programa previamente compilado.

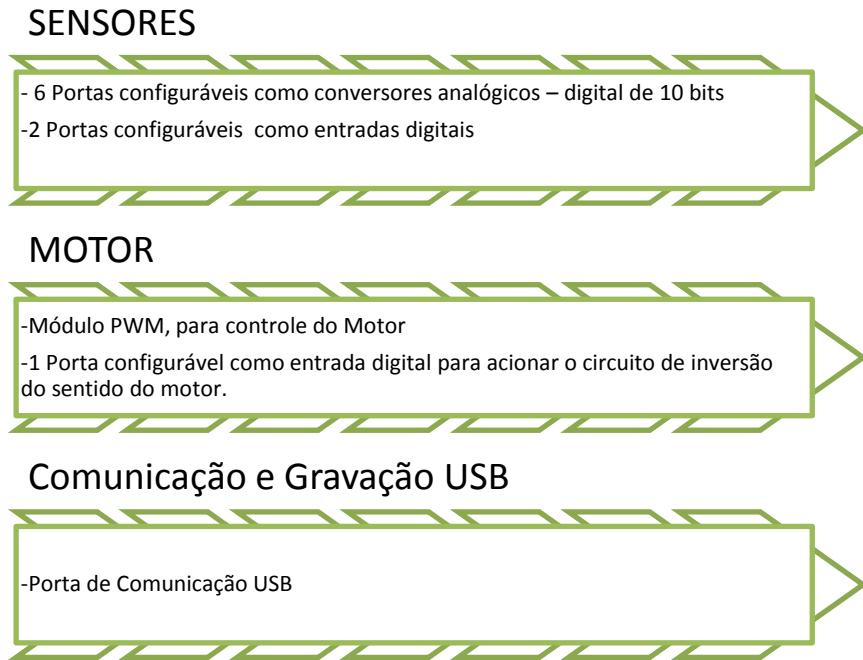


**Figura 40 - Aplicativo para gravação USB HID**

O microcontrolador trabalhará em dois modos, o de gravação e no de operação do programa (*firmware*) que foi compilado. Ao conectar o cabo USB e alimentar o PIC, com o botão do modo de gravação ( pino RB4) e o botão de reset (RE3) pressionados ao mesmo tempo, o microcontrolador entra no Estado de Gravação via USB (*led* no pino RD0 piscando), após pressionar o botão de *reset* (RE3), entra em Estado para operação do programa (*led* no pino RD0 desligado) que foi compilado.

## 6.4 Desenvolvimento da Placa de Aquisição

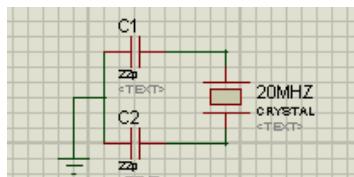
Como mencionado anteriormente para desenvolvimento do presente projeto foi escolhido o microcontrolador PIC 18F4550, em razão de cumprir as características exigidas pelo mesmo e mencionadas a seguir na figura 41:



**Figura 41. Aplicativo para gravação USB HID**

Para que o microcontrolador PIC 18F4550 funcione corretamente na configuração requerida, é necessário que o mesmo interate com outros componentes externos.

- **Alimentação:** Em razão de que o PIC é alimentado com uma tensão de 4,5 V a 5 V, foi utilizada a tensão oferecida pela porta de comunicação USB que é de 5 V com uma corrente de 500 mA, a qual se apresenta como suficiente para alimentar o PIC e os outros componentes externos que também utilizam a mesma tensão para seu funcionamento. Porém existem componentes externos (motor, acelerômetro) que utilizam uma alimentação de 9V, para o qual será utilizado uma fonte externa de 12V e um regulador de tensão.
- **Oscilador:** O módulo USB utilizado para realizar a comunicação e a gravação requer uma fonte de temporização estável de 48 MHZ. Para obtenção desta frequência, foi usado um circuito externo conformado por: um cristal de 20 MHz e dois capacitores de 22 pF. Além disso, para chegar à frequência de operação da USB, o microcontrolador foi programado para operar com PPL, *Phase Locked Loop*, dividido por 5.



**Figura 42 - Circuito Oscilador**

- **Reset:** O PIC apresenta uma entrada digital MCLR no pino 1 normalmente baixa de *reset*, é necessário assim ligar esta entrada em alto par um correto funcionamento do PIC, o qual é conseguido através da resistência de pull up de 2k2 ohm.
- **VUSB:** Para poder dar estabilidade ao circuito de regulação interno de tensão que o PIC utiliza para transformar os 5 V da alimentação do PIC para 3 V que é a tensão utilizada para alimentar o *transceiver* interno, é necessário acoplar um capacitor de 473 pF.
- **Divisor de Tensão para o Sensor de Força:** Em razão de que o sensor de força fornece valores de resistência como resultado da aplicação de uma força, é necessário transformar estes valores de resistência em valores de tensão antes de conectá-lo na entra AD do PIC. Para isto, foi utilizado um divisor de tensão, porém devido a que as resistências fornecidas pelo sensor se apresentam em valores de kilo e até mega ohms, resistência maior à entrada do PIC, foi utilizado um capacitor de 22 nF na entrada para aumentar a impedância de entrada do mesmo.

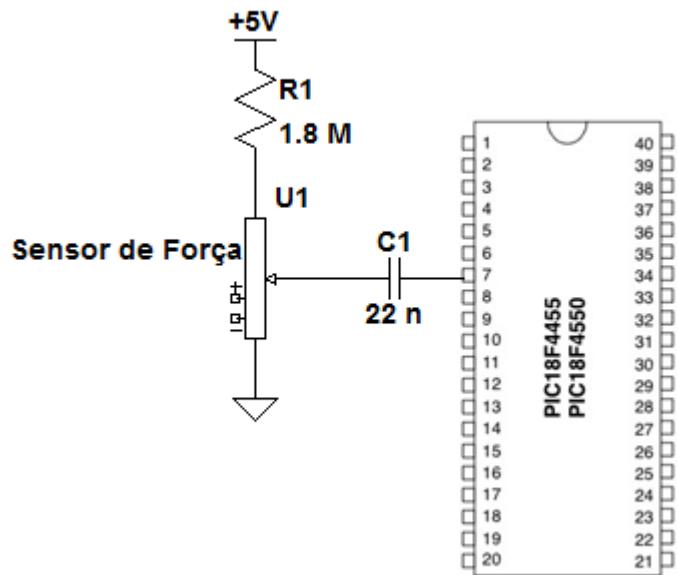


Figura 43 - Divisor de tensão para o Sensor de Força

- **Driver de acionamento do Motor:** Como falado em um tópico anterior, o motor utilizado no projeto é alimentado com uma tensão de 9 V e consome correntes maiores a 10 mA (corrente oferecida pela porta do PIC) podendo queimar assim o PIC, para isso é necessário colocar um circuito isolador e um de potência que consiga oferecer a corrente requerida pelo motor que é aproximadamente 500 mA. Assim foi utilizado o optoacoplador TIL 113 que além de apresentar as vantagens de um isolador óptico, possui uma configuração darlington que fornece a corrente requerida.

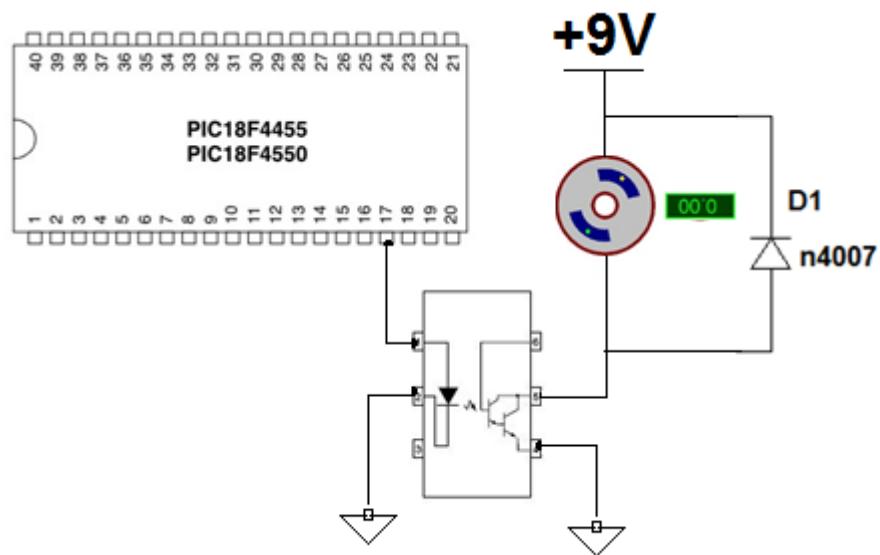


Figura 44 - Driver de acionamento do motor

- **Circuito de inversão do sentido do motor:** Como é preciso que a mudança de rotação seja controlada por software foi utilizado um relê de dois contatos, o qual foi ligado como mostrado na figura abaixo. Porém em razão de que o relê consome uma corrente de aproximadamente 50 mA é necessário o uso do transistor BC337 para incrementar a corrente oferecida pela porta do PIC.

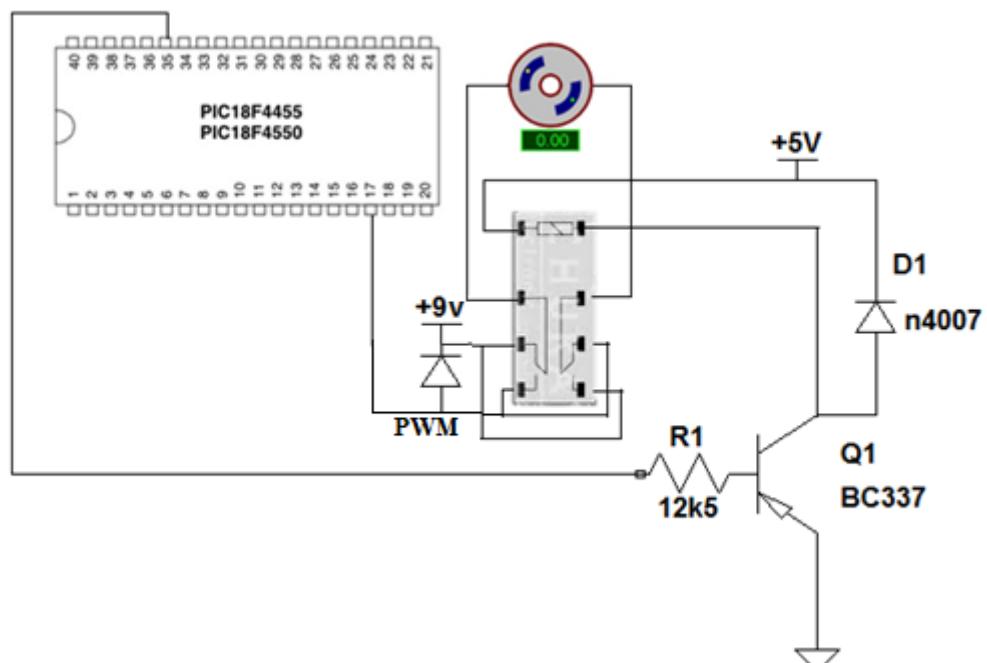


Figura 45 - Circuito de inversão do sentido do motor

## 6.5 Firmware

O conjunto de instruções operacionais programadas diretamente no PIC (*firmware*) será responsável desde a configuração básica até controle da aquisição de sinais dos sensores, conversão de dados analógicos para digital, envio de dados para o PC mediante a interface USB , controle do pwm para acionamento do motor, sensoriamento de botões de emergência.

O programa compilado e gravado no PIC é mostrado em anexos.

- **Bibliotecas Iniciais para configuração do PIC :** Bibliotecas iniciais que definem o PIC, escolha da frequência de operação do clock, configurações internas do PIC para trabalhar com a interface USB

```
#include <18F4550.h> // incluir biblioteca com as definições do PIC 18F4550
#use delay(clock=48000000) //o clock será de 48 MHz
#fuses
HSPLL,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,NODEBUG,USBDIV,PLL5,CPUDIV1,VREGE
N, NOPUT,MCLR,NOPBADEN
```

- **Espaço para o Bootloader:** Como mencionado anteriormente a gravação para do PIC pela USB precisa de um bootloader para seu funcionamento, o qual fica salvo na posição de memória do PIC da 0h até a 08h, sendo assim o programa deve começar a partir da posição 08h. Para isso é necessário acrescentar as seguintes linhas no programa:

```
//Armazena espaço de memória para o bootloader, antes de gravar o código
#define CODE_START 0x1000
#build (reset=CODE_START, interrupt=CODE_START+0x08)
#org 0, CODE_START-1 {}
```

- **Conversor Analógico Digital:** Para utilização deste conversor é necessário definir alguns parâmetros com os quais se deseja trabalhar, como número de bits de resolução, e,

```
#device ADC=10 //10 Bits de resolução do conversor ADC
```

Devido a que as portas onde estão localizados os conversores podem ter diferentes configurações é necessário configura-las como conversos AD, para isto as defino como portas analógicas.

```
//Configuração do ADC
```

```
setup_adc_ports(ALL_ANALOG); // Define todas as portas A como analógicas
setup_adc (ADC_CLOCK_DIV_64); // Configuração mais rápida do ADC
```

- **Configuração do PWM:** Igualmente os Pinos da porta C onde está localizado o módulo PWM possuem diferentes funcionalidades, assim que é preciso indicar a configuração com a qual os pinos vão trabalhar.

```
//Configuração do PWM
output_low(PIN_C1); // Seta CCP2 para começar em 0[V]
setup_ccp2(CCP_PWM); //Configura a porta RC2 para trabalhar como um
módulo PWM
```

- **Configuração do Timer que vai trabalhar com o PWM:** O funcionamento do pwm do PIC esta fundamentado no uso de um Timer do PIC.

```
setup_timer_2(T2_DIV_BY_16, 255, 1); //Programação do pwm para trabalhar
com uma frequência de 1,2207 KHz
```

- **Configuração da USB:** Foi inserida uma biblioteca que está composta por um conjunto de funções que tornam transparente ao programador a manipulação do dispositivo USB CDC. Definindo assim funções de inicialização, recepção e transmissão de dados usando o protocolo de comunicação USB.

```
#include <usb_biblioteca.h> //biblioteca com as funções USB
```

As funções básicas para definição do uso da interface USB são:

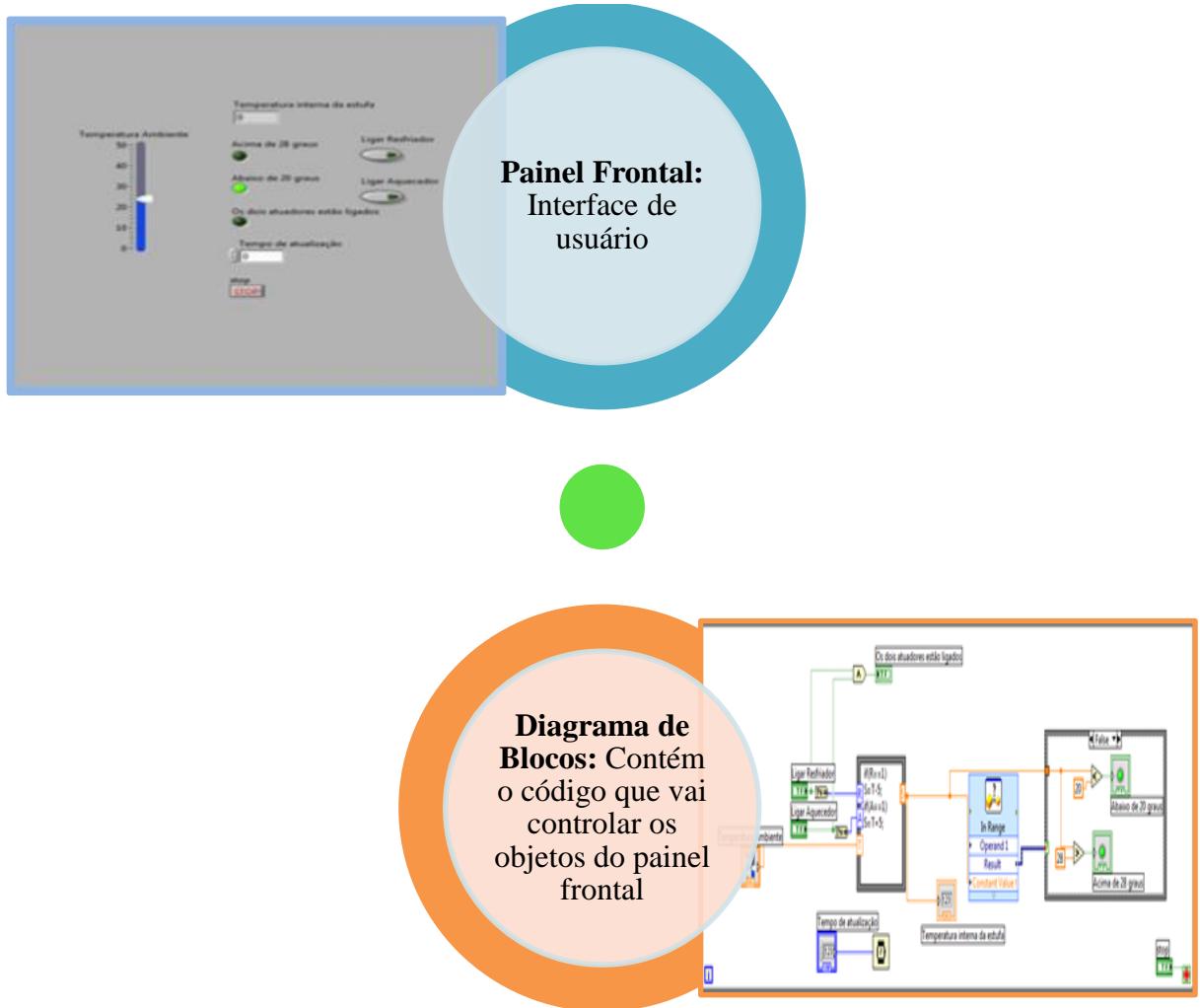
- `usb_enumerated()`: Verifica se o dispositivo foi reconhecido pelo *host* e está pronto para a comunicação;
- `usb_cdc_kbhit()`: Verifica se existe algum dado no buffer de recepção;
- `usb_cdc_getc()`: Recebe um *caractere*. Para isso deve-se usar anteriormente o `usb_cdc_kbhit()` para verificar a existência de dados.
- `usb_detach()`: Desconecta o dispositivo. Deve ser usada antes de sua remoção física do computador;
- `usb_attach()`: Reconecta o dispositivo, deve ser usada para reconectá-lo quando o dispositivo foi desconectado, mas não removido literalmente.

- `printf(usb_cdc_putc,"string")`: Utilizada para enviar um dado.

Dentro da biblioteca `usb_biblioteca.h`, são definidas mais duas bibliotecas: `usb_dec_cdc.h` e a `usb_cdc.h`, ambas vem incluídas na pasta de drivers fornecida pelo programa de compilação. A primeira define a implementação de um descritor no qual é informado o tipo de dispositivo, a classe, o nome do produto, fabricante. Para a realização do presente projeto foi utilizado o descritor oferecido pelo MICROCHIP, assim é definido o VID= 0x04D8 e o PID= 0x000A, onde a VID é um número de 16 bits que é o código de identificação do fabricante do hardware; o PID é um número de 16 bits que é o código de identificação do dispositivo, neste caso, foi utilizado o número 0x000Ah identificando a família dos PIC 18 da MICROCHIP. A segunda biblioteca `usb_cdc.h` indica qual o arquivo que implementa o descritor usado no sistema.

## **6.6 Software de Interface gráfica Labview**

Labview (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Worbench*) é uma linguagem de programação gráfica chamada G, a qual usa ícones ao invés de linhas de texto para criar projetos. É orientado para aplicações de controle de instrumentos eletrônicos usados no desenvolvimento de sistemas de instrumentação, o que é conhecido como instrumentação virtual. Em razão disso os programas criados em Labview são guardados em ficheiros chamados VI (Virtual Instrument) e com a mesma extensão, que significa instrumento virtual (UFSM, 2007). Um VI real é formado por dois ambientes de trabalho mostrados a seguir na figura 46:



**Figura 46 - Ambientes de trabalho de uma VI**

Uma das principais vantagens do Labview, é que nos permite observar de maneira gráfica e em tempo real os sinais das entradas, em virtude disso este software foi escolhido para realizar a aquisição de dados dos diferentes sensores enviados pelo microcontrolador PIC, mediante a interface USB. Estes dados são mostrados graficamente, e posteriormente serão salvos em um banco de dados se assim for indicado, também permitirá realizar consultas posteriores dos diferentes testes dos pacientes previamente cadastrados.

A plataforma escolhida foi o *Labview 2012*, ambiente gráfico da National Instrument que possui uma série de ferramentas para realizar a conexão com o microcontrolador mediante a porta serial, estas ferramentas vem dentro de um *toolbox* chamado *VISA*. A seguir na figura 47 são apresentadas as 4 funções principais utilizadas neste projeto para realizar a comunicação.

## Configuração da Porta Serial



- Esta função permite configurar os diferentes parâmetros da porta serial como o baud rate, bit de paridade, controle de fluxo, bits de dados, etc.

## Escrita de Dados



- Utilizada para realizar o envío de dados ao microcontrolador mediante a porta serial.

## Leitura de Dados



- Permite adquirir os dados enviados pelos dispositivos externos, neste caso o PIC.

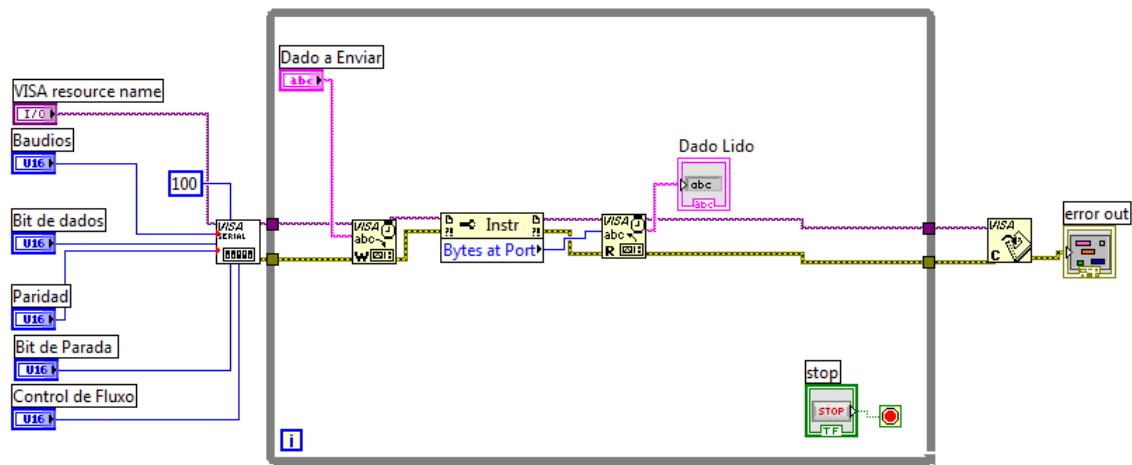
## Fechar Porta



- É importante sempre fechar a porta serial depois de utilizada, caso contrário, não será possível encontrar a mesma quando solicitada uma nova conexão.

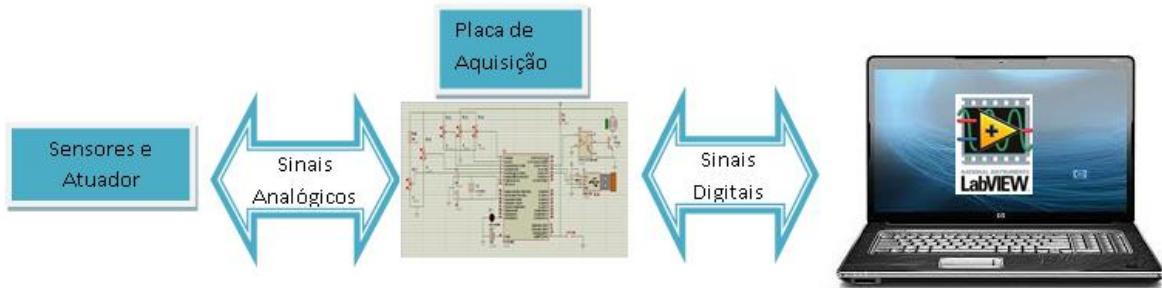
**Figura 47 - Funções principais para realizar a Comunicação USB CDC**

O protocolo de comunicação USB emulando uma porta serial exige que, seja bidirecional, ou seja, que pacotes de dados sejam enviados e recebidos via Labview, levando em consideração o mencionado foi projetado o sistema de aquisição mostrado na figura 48 a seguir:



**Figura 48 - Sistema de Aquisição de dados mediante a comunicação USB emulando uma porta Serial.**

A seguir na figura 49 é mostrado um diagrama esquemático da comunicação dos sensores e atuadores do projeto com o software Labview.

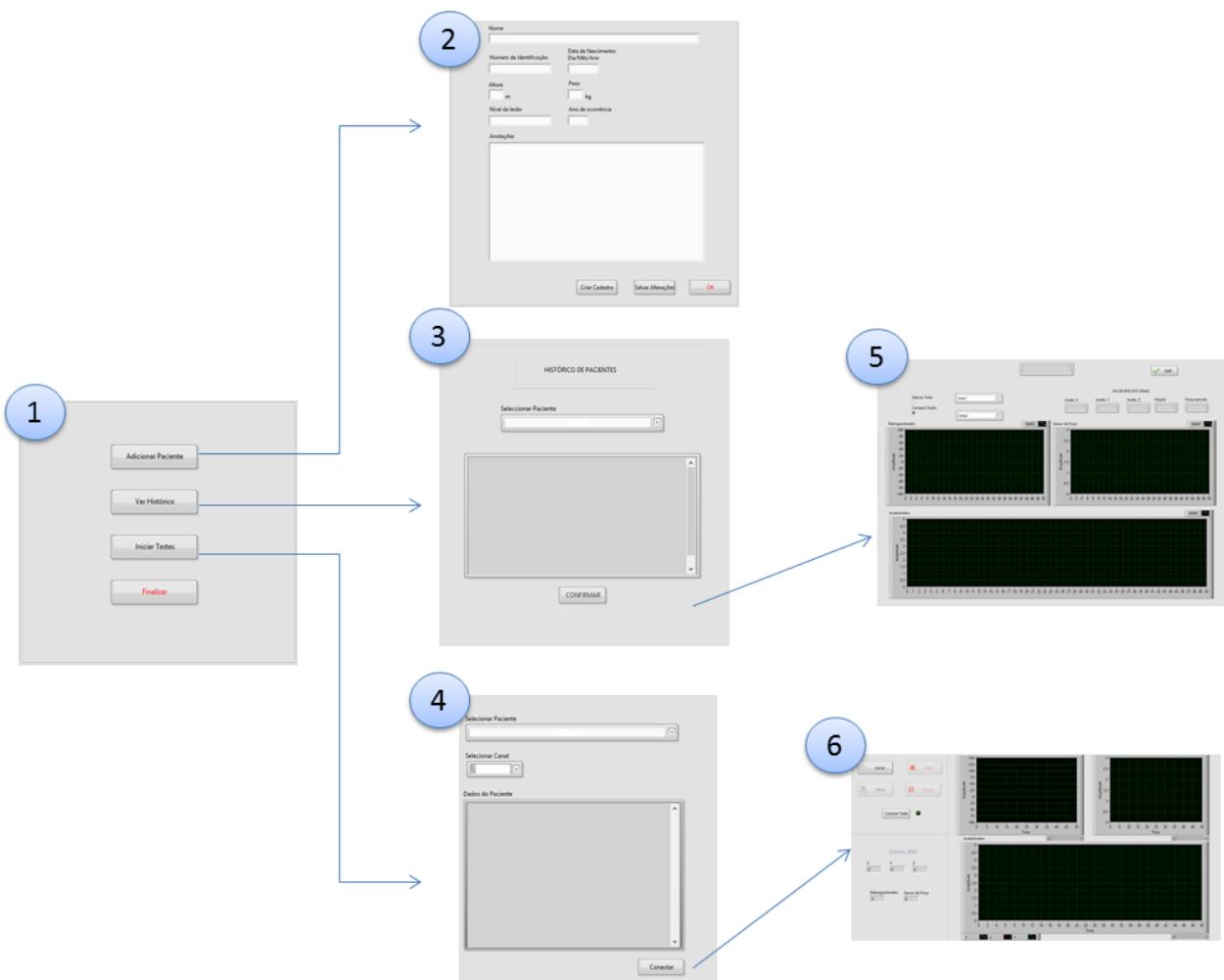


**Figura 49- Comunicação entre os sensores e atuadores com o Software Labview**

## CAPÍTULO 7 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados os resultados referentes ao projeto desenvolvido, para facilitar a compreensão do sistema proposto, primeiramente será apresentado o resultado final do software de interface com o usuário, em seguida o funcionamento do aparelho.

Buscou-se elaborar um software através do sistema de janelas com interface gráfica intuitiva. O esquema de conexão de janelas pode ser visualizado na figura 50 a seguir.



**Figura 50- Esquemático das janelas do software de interface**

A tela inicial é composta por quatro botões, o primeiro habilita uma nova janela que tem a função de incluir um novo paciente no sistema, o segundo botão, ver histórico, direciona o usuário para uma janela onde ele pode selecionar um paciente já cadastrado e visualizar os históricos de testes deste

individuo, o terceiro abre uma janela para a realização de novos testes de um paciente já cadastrado e o último finaliza o programa.

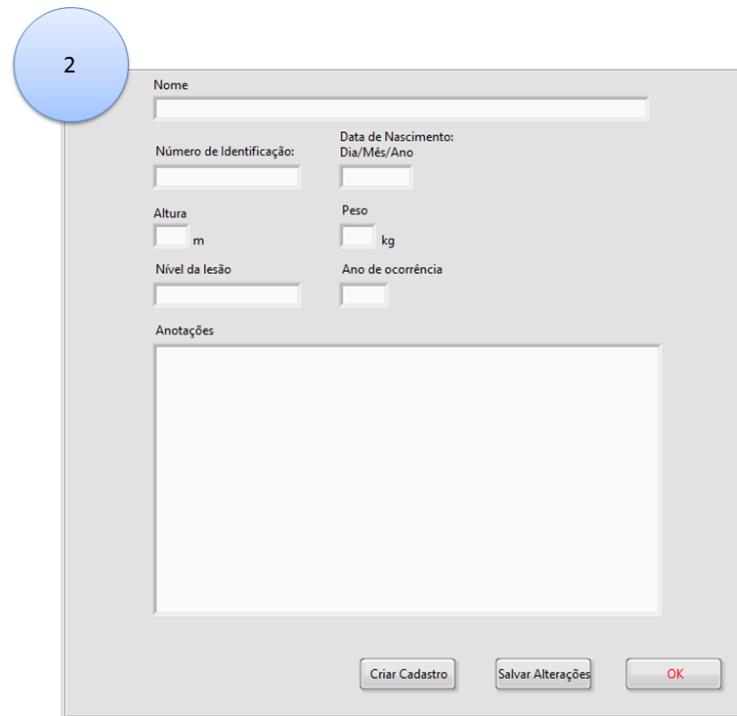


**Figura 51 - Janela inicial**

A janela dois tem a função de incluir um novo paciente no sistema. Foram incluídas nessa janela campos a ser preenchidos, estes foram selecionados levando em consideração a relevâncias das informações requeridas na análise da espasticidade em indivíduos com lesão medular. As informações são:

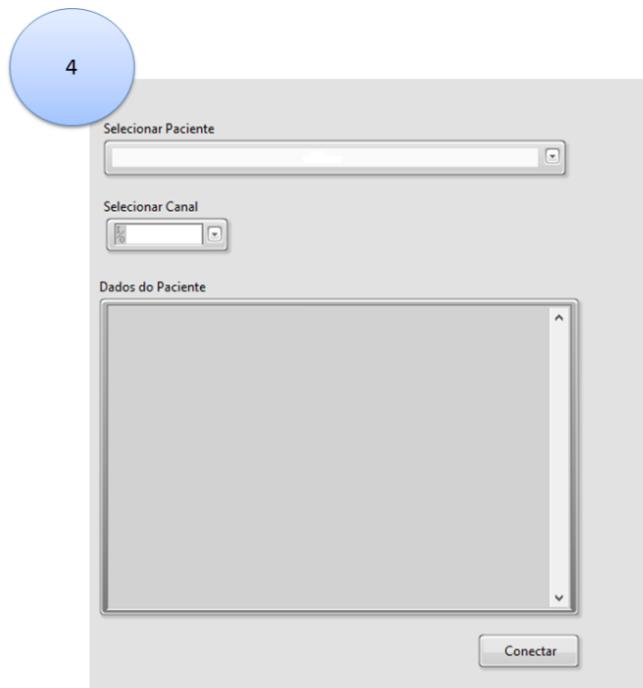
- Nome para fácil identificação do paciente;
- Número de identificação: para que não exista confusão entre indivíduos homônimos;
- Data de nascimento;
- Altura em metros;
- Peso em kg;
- Nível da lesão;
- Ano de ocorrência da lesão;
- Anotações que possibilita a inclusão outros dados que o avaliador julgue necessário.

A janela três seleciona-se um paciente previamente cadastrado, as informações preenchidas na janela 2 serão visualizadas no retângulo abaixo da caixa de seleção, dificultando a confusão entre pacientes, pressionando-se o botão confirmar será aberto a janela 5 onde será possível visualizar um teste ou comparar dois testes diferentes.



**Figura 52 - Janela para cadastrar novo paciente**

A janela quatro possui duas caixas de seleção, a primeira, para informar em qual o paciente será realizado o teste, e a segunda para informar em qual porta USB do computador foi conectado dispositivo para quantificação da espasticidade. Após inclusão das informações requeridas pressiona-se o botão



**Figura 53 - Janela de seleção de paciente para visualizar histórico**

conectar, o programa redirecionará o usuário para a janela seis, que tem a função de realizar novos testes.

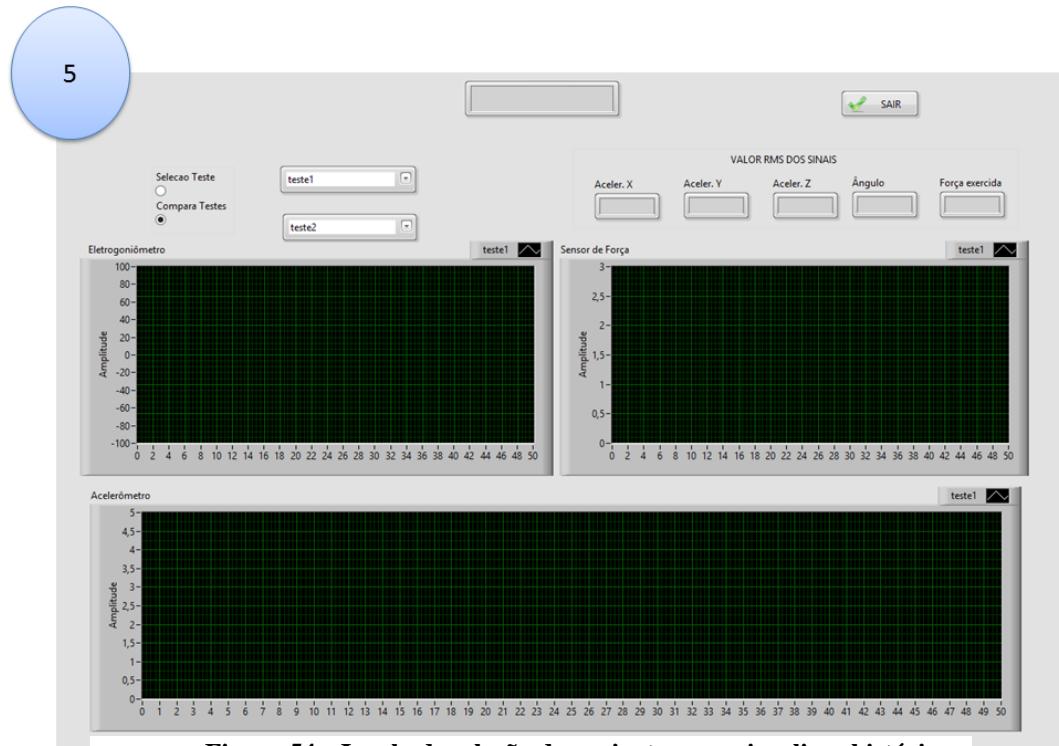


Figura 54 - Janela de seleção de paciente para visualizar histórico

A janela cinco permite a visualização de testes anteriores e comparação entre dois testes diferentes, mostrando-os simultaneamente no mesmo gráfico. O retângulo na parte superior da tela mostra o nome do paciente

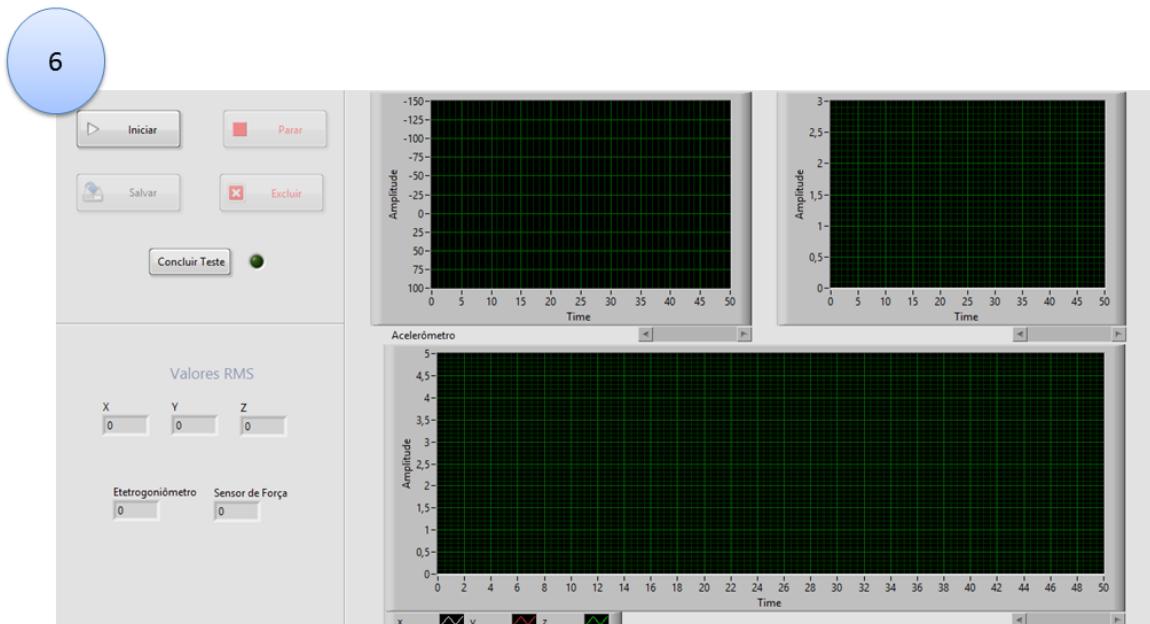
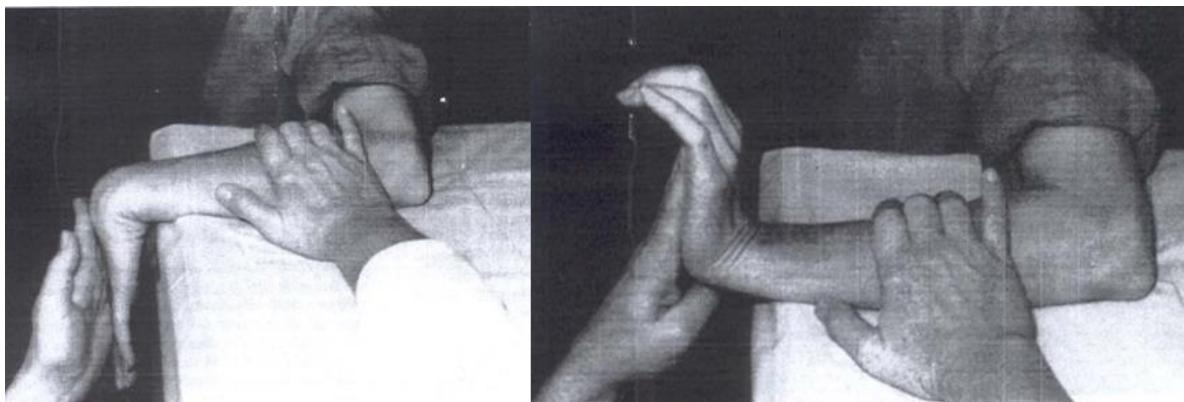


Figura 55 - Janela de seleção de paciente para realizar teste

A janela seis é composta pelos gráficos referentes aos sinais captados pelos três sensores (acelerômetro, eletrogoniômetro e sensor de força), indicadores numéricos que apresentam o valor RMS de cada sinal e os botões responsáveis por controlar os testes: o botão iniciar, que inicia um novo teste, o botão parar, que é capaz de interromper o teste antes das condições de parada do teste, como já foi explicado no capítulo anterior. Após a realização do teste é possível arquivar o mesmo ou descartar, através dos botões salvar e excluir. O botão concluir teste finaliza o teste e fecha esta janela.

Com o conhecimento das funcionalidades e janelas do software fica natural a compreensão do procedimento do teste para quantificar a espasticidade

O procedimento para realizar o teste do punho é descrito por Norkin em seu manual: medida do movimento articular: manual de goniometria. O posicionamento do braço deve coincidir com indicado na figura 56.



**Figura 56 - Posicionamento do braço para o procedimento do teste do punho**

(Figura reproduzida de medida do movimento articular: manual de goniometria NORKIN, 1997)

O ombro é abduzido a 90° cotovelo fletido a 90°. O Antebraço deve estar em pronação com a palma da mão voltada para o solo. O antebraço deve ser apoiado na superfície do suporte, deixando a mão livre, evitando o desvio ulnar do punho e a flexão dos dedos, o teste de amplitude do movimento articular é dado por meio do movimento de flexão do punho à hiperextensão do mesmo (NORKIN, 1997).

Esse movimento passivo é realizado por um motor, a velocidade constante, ressaltando-se que a velocidade do motor é selecionada antes do teste e se mantém fixa.

O controle da velocidade é feito através de um potenciômetro, que regula o duty cycle do PWM responsável por controlar a tensão de alimentação do motor, até atingir a tensão máxima de 9V. Verificou-se em ensaios no laboratório que a máxima tensão de alimentação proporciona uma velocidade ainda segura para realizar os testes.

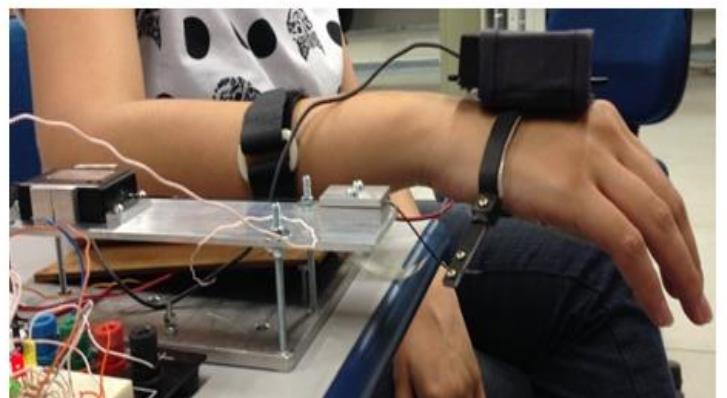
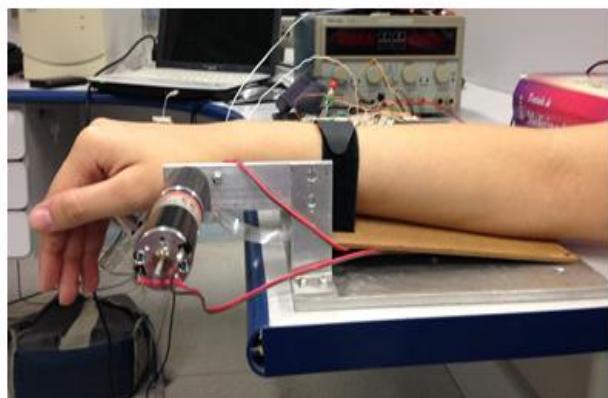
A inclusão da opção de controle de velocidade foi feita para estudos futuros com a função que de mostrar a relação entre a resistência das articulações e a velocidade do movimento.

Simultaneamente a realização do movimento é realizada a aquisição de dos três transdutores já mencionado caso ocorra alguma das condições de parada:

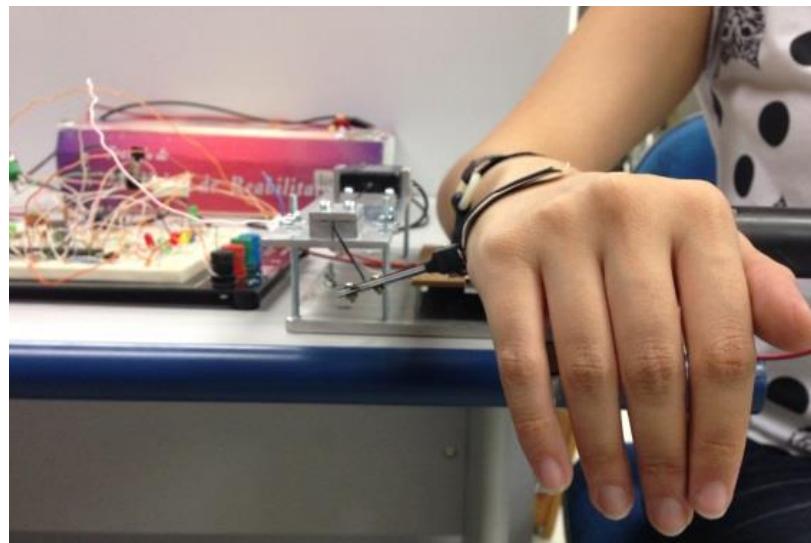
- Ângulo de extensão do punho limitado a 70°
- Força exercida no sensor de pressão localizado na palma mão do paciente não deve ultrapassar 0,97 N
- Identificação de tremor pelos acelerômetro

Caso alguma dessas situações seja identificada, é considerado o inicio do fenômeno espástico, o motor inverte o sentido de rotação até sensibilizar uma chave de fim de curso e finalmente parar, deixando o punho neutro. A aquisição de dados é realizada por mais um minuto após a condição de parada, finalizando o teste, se o avaliador considerar o teste bem sucedido ele é armazenado no sistema, caso ocorra alguma irregularidade o teste poderá ser excluído e inicia-se um novo teste pressionando o botão iniciar. Se necessário o teste pode ser interrompido antecipadamente pressionando-se o botão parar, ou o botão parada de emergia, ambos suspendem o teste em execução e aplicam as condições para realizar um novo teste.

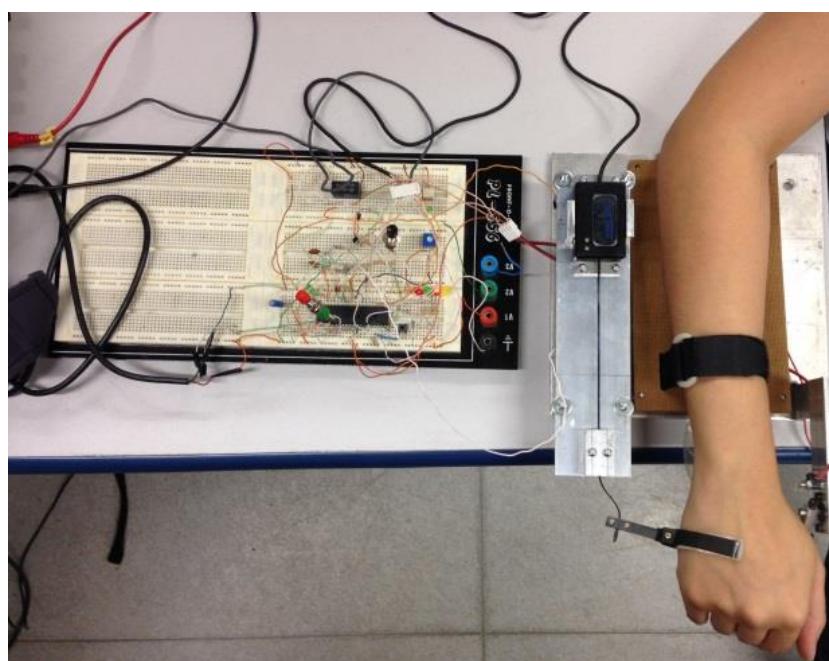
O protótipo da estrutura mecânica e dos circuitos de controles podem ser visualizados na figura a seguir:



**Figura 57 - Perfil da estrutura mecânica do aparelho com o acelerômetro**

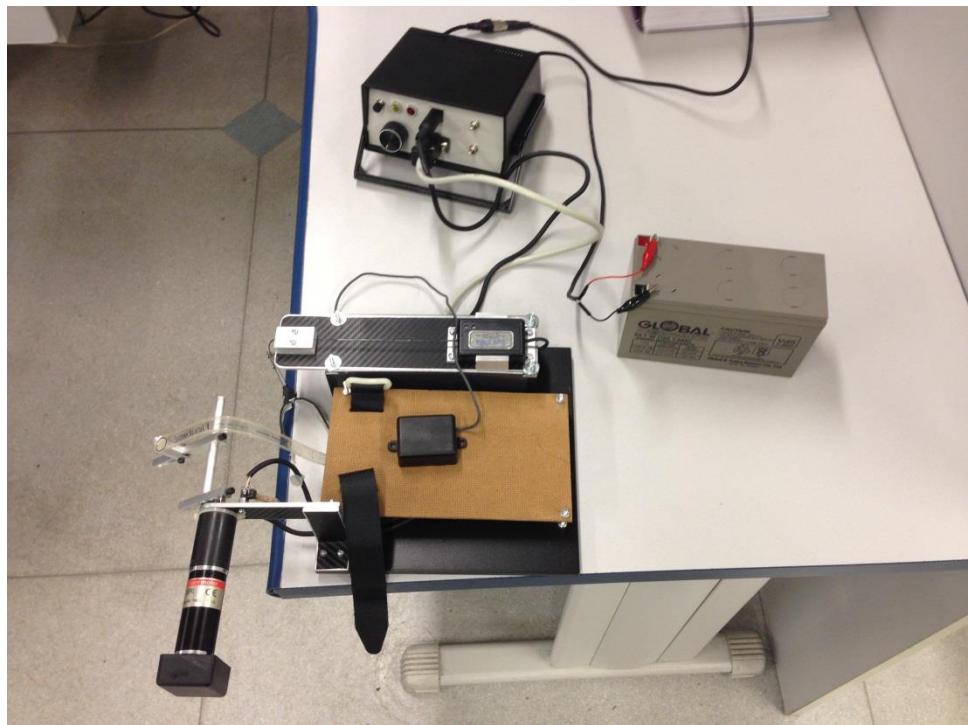


**Figura 58- Visão frontal do dispositivo**

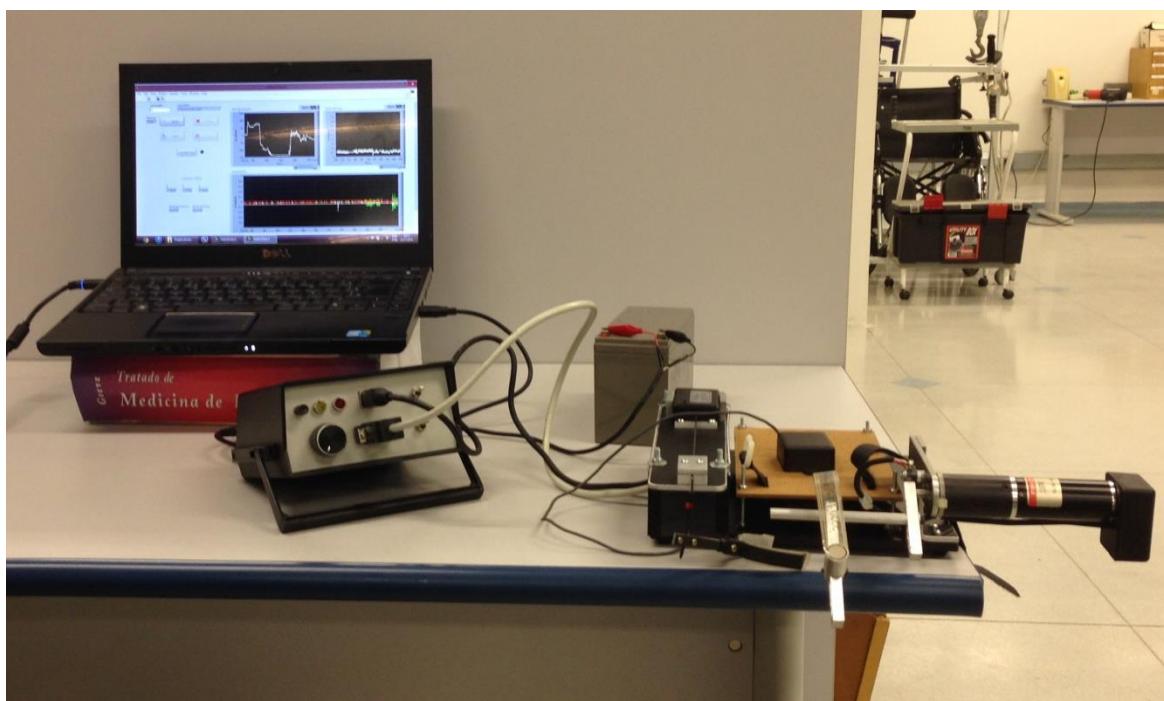


**Figura 59 - Visão superior do equipamento com o protótipo do circuito**

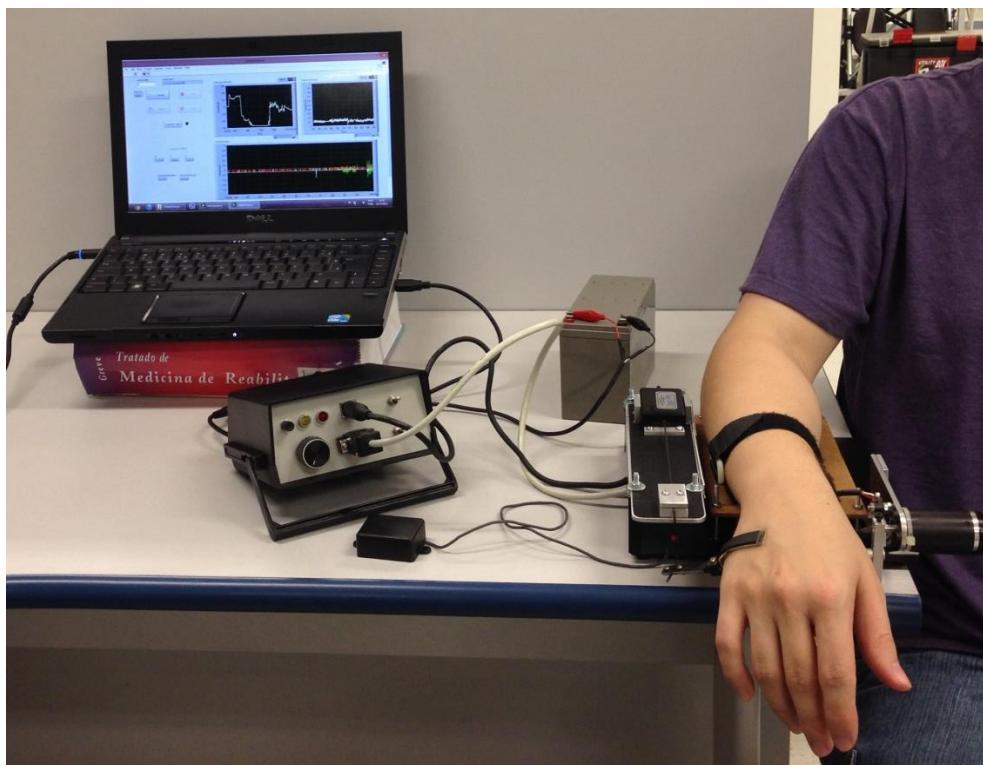
Após os testes iniciais e validação do funcionamento do aparelho foi construída a versão final do aparelho como visto nas figuras a seguir



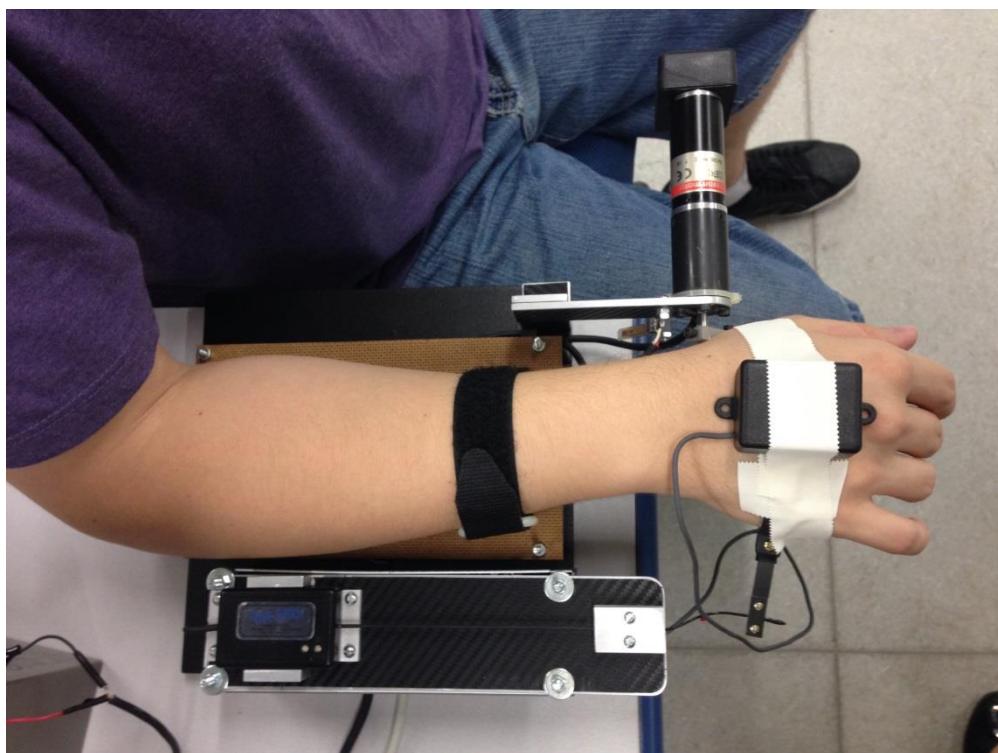
**Figura 60 - Visão superior da versão final do aparelho**



**Figura 61 - Equipamento completo com software de aquisição dados**



**Figura 62 - Vista frontal do equipamento**



**Figura 63 - Visão superior do equipamento com usuário posicionado**

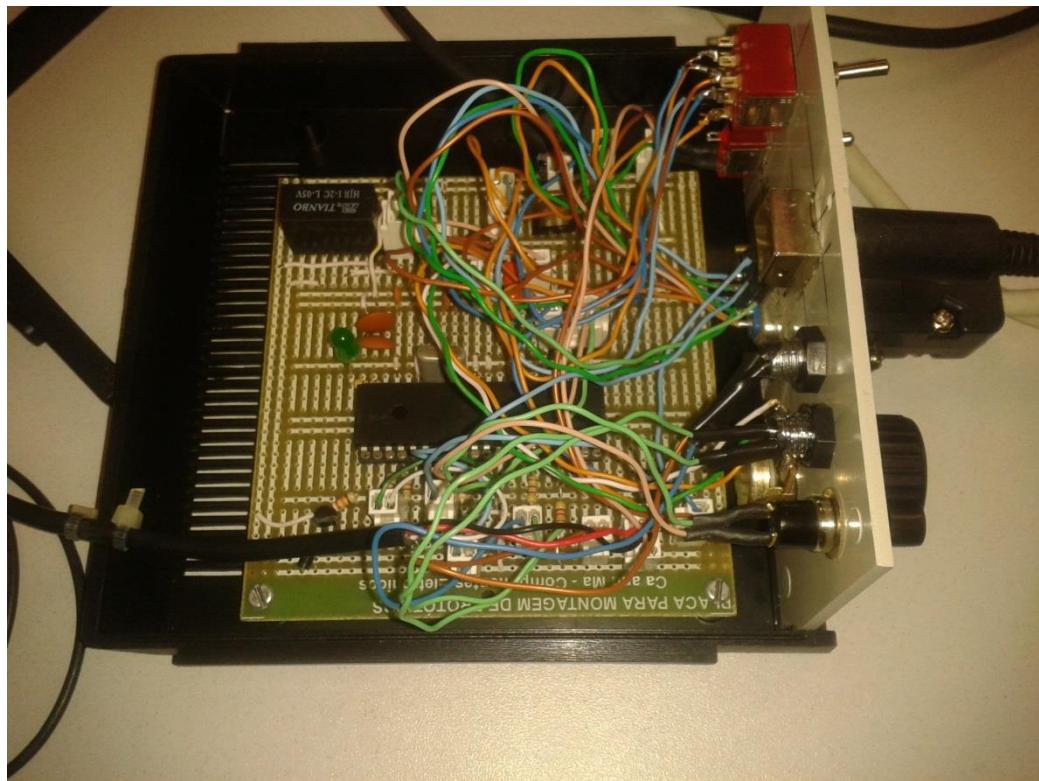


Figura 64 - Placa do circuito elétrico da versão final do aparelho

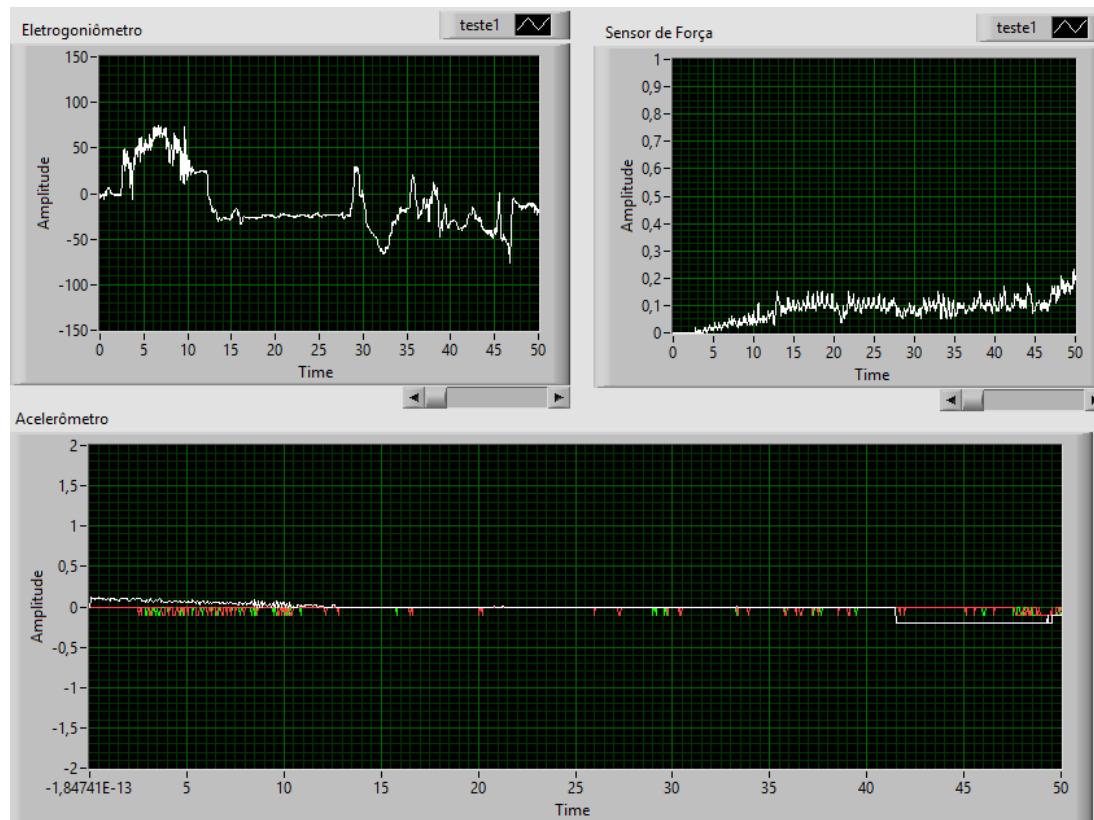
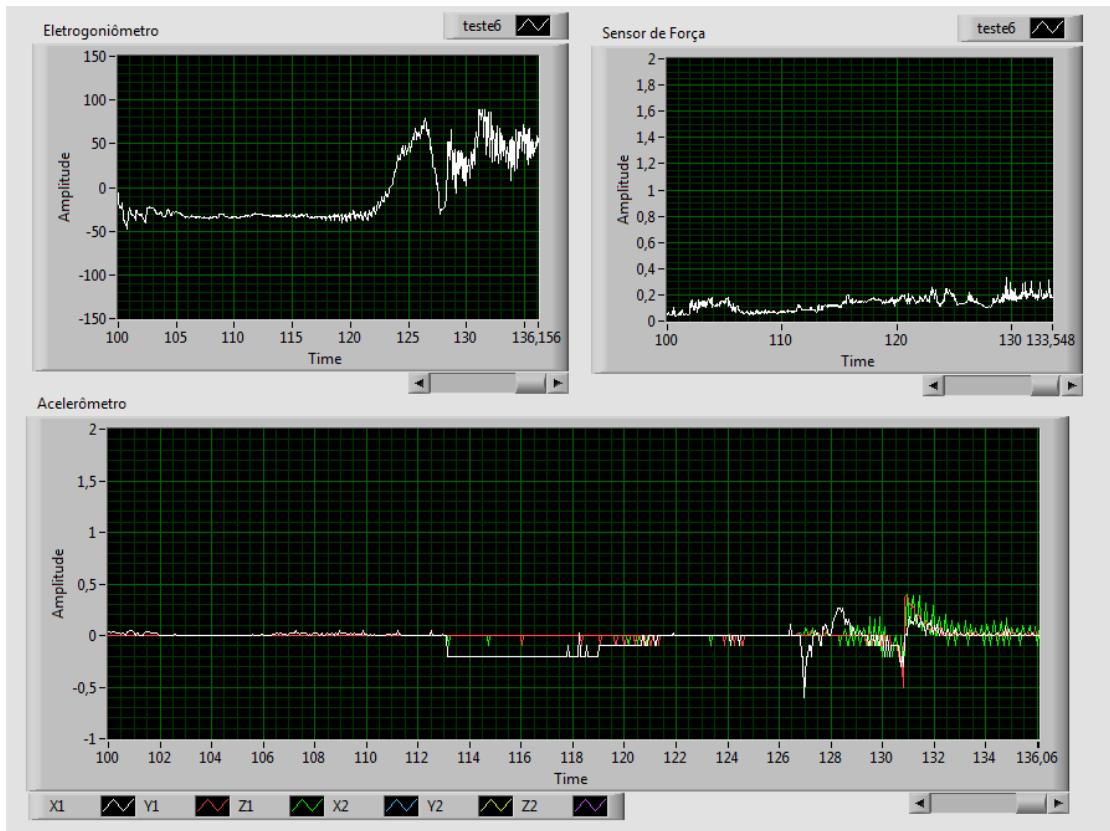


Figura 65 - Teste de Avaliação da Espasticidade



**Figura 66 - Teste para Avaliação da Espasticidade**

O gráfico da figura 64 mostra baixa atividade espástica observa-se no gráfico que os sinais do acelerômetro praticamente não sofrem alteração já no segundo teste na figura 65 foi simulada uma atividade espástica a partir do momento que o movimento passivo atinge  $70^\circ$  de amplitude do movimento articular,

## **CAPÍTULO 8 – CONCLUSÃO**

Após ensaios em laboratório pode se verificar o funcionamento do equipamento, os sinais gerados pelo acelerômetro mostraram-se excelentes parâmetros para avaliação da espasticidade mais especificamente quantificando o tremor através de gráficos e valor RMS como foi visto no capítulo anterior. O eletrogoniômetro provou ser capaz de aferir a amplitude do movimento articular através de testes feitos com o protótipo e versão final do aparelho. O sensor de força apresentou a capacidade de medir a resistência articular do paciente ao movimento passivo gerado pelo motor.

O eletrogoniômetro e o sensor de força trabalharam com dupla função, a de caracterizar a espasticidade e identificar situações de risco com o objetivo de proteger o paciente, limitando o ângulo da amplitude do movimento e força gerada pelo motor respectivamente.

O bom funcionamento do sistema de aquisição de dados, a acuracidade dos valores registrados pelos sensores e o controle do motor foram averiguados de forma independente e conjunta de modo que pode-se concluir que o projeto cumpriu o objetivo proposto neste trabalho.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, M. M.; HICKS, A. L. Spasticity after spinal cord injury. *Spinal cord*, v. 43, n. 10, p. 577-586, 2005.

ÁLVAREZ, José A. E. G., Princípio de Funcionamento del motor de corriente directa, 2012. Disponível em: <[http://www.asifunciona.com/electrotecnia/af\\_motor\\_cd/af\\_motor\\_cd\\_6.htm](http://www.asifunciona.com/electrotecnia/af_motor_cd/af_motor_cd_6.htm)>

ALVES, Mário F. ABC das máquinas elétricas. ISEP 2003.

BASTOS, Allison et al. FIBRA ÓPTICA. Centro Universitário de Belo Horizonte, 2004.

BIGATON, Claudinei. Projetos Mecânicos. Centro Paula Souza. Disponível em: <[http://www.etepiracicaba.org.br/cursos/apostilas/mecanica/3\\_ciclo/projetos\\_mecanicos.pdf](http://www.etepiracicaba.org.br/cursos/apostilas/mecanica/3_ciclo/projetos_mecanicos.pdf)>

BIERING-SORENSEN, F., NIELSEN, J. B., & KLINGE, K. Spasticity-assessment: a review. *Spinal Cord* 44, 2006, p. 708-722.

BLAS, Teresa M; FERNÁNDEZ Ana S. Generador eléctrico. Motor. Universidad Politécnica de Madrid (UPM), 2013.

CARVALHO, MARGARIDA. M.<sup>a</sup> X.V. Desenvolvimento de dispositivo para medir espasticidade de membros superiores. Universidade de Mogi das Cruzes. 2006.

COLÉGIO WEB. Enunciado da Lei de Snell – Descartes. Disponível em: <<http://www.colegioweb.com.br/trabalhos-escolares/fisica/refracao-da-luz/enunciado-da-lei-de-snell-descartes.html>>

DANTAS, André Rodrigues. Sistema de quantificação mecânica aplicado à avaliação de espasticidade. 2008. Tese de Doutorado. UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO.

D'ABADIA, Bruno M.; REZENDE, Paulo H.; ANDRADE, Marcelino M.; NASCIMENTO, Francisco O.; SANTOS I.; ROCHA, Adson F. ; CARMO, Jake C. Eletrogoniômetro opto – eletrônico para aplicação no ciclismo. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007, São Pedro. XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007. v. 1. p. 1292-1297.

DE LA CUERDA, Roberto Cano et al. Valoración y cuantificación de la espasticidad: revisión de los métodos clínicos, biomecánicos y neurofisiológicos. *Revista de neurología*, v. 55, n. 4, p. 217-226, 2012.

DESCRITORES USB. Disponível em: <[http://devel.no-ip.org/hardware/USB0000/\\_/0021\\_usbdescr.html](http://devel.no-ip.org/hardware/USB0000/_/0021_usbdescr.html)>

DOS SANTOS, Auteliano A. Engrenagens cilíndricas de dentes retos. Apostila do curso EM 718-Elementos de Máquinas II. oferecido pela Faculdade de Engenharia Mecânica UNICAMP, 2002. Disponível em: <<http://www.fem.unicamp.br/~lafer/em618/pdf/Apostila%20Engrenagens%204.pdf>>

FERREIRA, João F. Dispositivo mecatrónico para a quantificação da Espasticidade. 2011.

GARRA, Luis. Goniômetros e electrogoniômetros, 2011. Disponível em:  
<<http://aparatosbiofeedback.blogspot.com.br/2011/10/goniometros-y-electrogoniometros-dolor.html>>

GEOMAR. Sensores, 2008. Disponível em:  
<<http://coral.ufsm.br/desp/geomar/dcgautomacao/Sensoresapresentacao.pdf>>

GRANEMAN DE MELO, João L.G. Microcontrolador PIC 18F452/PROTEUS. Minicurso oferecido pela Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Paraná, 2011. Disponível em:  
<<http://www.eletrica.ufpr.br/~james/Laboratorio%20V/arquivos/Mini%20Curso%20Microcontrolador.pdf>>

GREVE, J. M. D. A. Tratado de medicina de reabilitação. 1.ed. Editora Roca, 2007

GREVE, J. A. Fisiopatologia e avaliação clínica da espasticidade. Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo, 49. 1994, p. 141-4,

GURGEL, Jonas et al. Construção e calibração de eletrogoniômetro de baixo custo, baseado em potenciômetro, para análise biomecânica do movimento humano. Anais XXVII Simp Intern Ciênc Espor, p. 256, 2004.

INSTITUTO, Newton B. Como funciona o motor de corrente contínua. Disponível em:<<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/3414-art476a>>

INTERLINK ELECTRONICS. FRS Force Sensing Resistor, Integration Guide and Evaluation Parts Catalog, v1.0, p. 5,

JOHNSON, G. R. Outcome measures of spasticity. European Journal of Neurology, v. 9, n. s1, p. 10-16, 2002.

LEITÃO, A. V., MUSSE, C. A. I, GRANERO, L. H. M., ROSSETTO, R., PAVAN, K., & LIANZA, S. Espasticidade: avaliação clínica. Projeto Dire-11, 2006

MANZANO, Renata. Desenvolvimento de um Sistema para avaliação de espasticidade em lesados medulares. Universidade de São Paulo, 2009.

MAS, Marta Arenas. Diseño e Implementación de un Sistema de Adquisición de Aceleraciones con Procesamiento mediante microcontrolador. Universidad de Sevilla, 2008.

MAXON motor. Maxon DC Motor, 1999.

MEASURAND INC. S720 Miniature Joint Angle Shape Sensor p. 1-2, 2003.

MEASUREMENT SPECIALTIES. Piezo Film Product Guide p. 18, 2006

MEASUREMENT SPECIALTIES. Accelerometer ACH-04-08-05, p. 1, 1998

MICROCHIP. Datasheet PIC 18F4550, 2009.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular, 2013

MOTORES elétricos de Corrente Contínua e Universal, 2001. Disponível em: <[http://www.cpdee.ufmg.br/~gbarbosa/Disciplina%20de%20M%E1quinas%20El%E9tricas/Disciplina%20de%20M%C3%A1quinas%20El%C3%A9tricas/motor\\_cc.pdf](http://www.cpdee.ufmg.br/~gbarbosa/Disciplina%20de%20M%E1quinas%20El%E9tricas/Disciplina%20de%20M%C3%A1quinas%20El%C3%A9tricas/motor_cc.pdf)> Acesso em: 27 out. 2013

MUSSOI, Fernando L. R. Fundamentos de eletromagnetismo. Florianópolis: CEFET/SC, v3.3, 2007

NETTER, Frank H. Netter Atlas de Anatomia Humana.3.ed. Elsevier, 2006.

NORKIN, Cynthia C.; WHITE, D. Joyce. Medida do movimento articular: manual de goniometria. Artes Médicas, 1997.

NUNES Marcelo M., BRUNO Nayra B. Equipamento para medição de Força de preensão Palmar, Universidade de São Paulo, 2012.

OUCKAMA, Ryan Andrew. Comparison of Flexible Electrogoniometers to a Three-dimensional Optical Tracking System for Measurements of Ankle Angles During Level Walking and Running. McGill University (Canada), 2007.

PÉREZ, Enrique; Roldán Antonio. Sensores optoelectrónicos (Fibras ópticas). Curso oferecido pela E.T.S de Ingenieros de Telecomunicación de Vigo, 2011.

PIRES, Norberto J. Sensores de Força/Momento, p. 115 – 116. Disponível em: <<http://robotics.dem.uc.pt/norberto/ft.pdf>>

PIZZI, A., CARLUCCI, G., FALSINI, C., VERDESCA, S., & GRIPPO, A. Evaluation of Upper-Limb Spasticity After Stroke: A Clinical and Neurophysiologic Study. Archives of Fisical Medicine and Rehabilitation, 86, 2005, p.410-415.

SÁNCHEZ, Gilberto B. De la fibra óptica y de su principio de operación, 2012. Disponível em: <[http://www.cienciorama.ccadet.unam.mx/articulos\\_extensos/227\\_extenso.pdf](http://www.cienciorama.ccadet.unam.mx/articulos_extensos/227_extenso.pdf)>

SANTOS, Leonardo S. L. Sistema de Comunicação USB com Microcontrolador. Trabalho de Conclusão de Curso da Faculdade de Engenharia de Computação da Universidade de Pernambuco,2009.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle motor: teoria e aplicações práticas. 2.ed. Manole. 2003, p.157-158.

SIEMENS. Motores de Corrente Contínua, v. 01, 2006.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO. Consenso Nacional Espasticidade: Diretrizes para Diagnóstico e Tratamento, 2001.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO ESPASTICIDADE: Avaliação Clínica. Projeto Diretrizes. Associação médica brasileira e conselho federal de medicina .São Paulo, 2006.

TEKSCAN. FlexiForce Load/Force Sensors and Systems. p. 7.

TEKSCAN. FlexiForce Sensors Sensor Construction. Disponível em <<http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors>>

TIRLONI, Ana Teresa et al. Efeito de diferentes tempos de alongamento na flexibilidade da musculatura posterior da coxa. *Fisioter Pesq*, v. 15, n. 1, p. 47-52, 2008.

TODO ROBOT. Motores de Corriente Continua (DC), 2009. Disponível em: <<http://www.todorobot.com.ar/documentos/dc-motor.pdf>>

TORTORA, G J.; DERRICKSON, B. *Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia*. 4 ed Artmed, 2000.

TUTORIAL SAN USB, 2011. Disponível em: <[tinyurl.com/SanUSB](http://tinyurl.com/SanUSB)>

UFSM Universidade Federal de Santa Maria. *Introdução ao Labview 7.0*, 2007.

VILLAR, GILENO J. *Geradores e Motores CC*, 2006.