

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

**EQUIPAMENTO PARA MEDIÇÃO DE
FORÇA DE PREENSÃO PALMAR**

MARCELO MARTINS NUNES

NAYRA BEATRIZ BRUNO

ORIENTADOR: Prof. Alberto Cliquet Júnior

São Carlos

2012

MARCELO MARTINS NUNES

NAYRA BEATRIZ BRUNO

EQUIPAMENTO PARA MEDIÇÃO DE FORÇA DE PREENSÃO PALMAR

Trabalho de Conclusão de Curso
Apresentado à Escola de Engenharia de São Carlos
Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica

ORIENTADOR: Alberto Cliquet Júnior

São Carlos
2012

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

Nunes, Marcelo Martins
N972e Equipamento para medição de força de preensão palmar /
 Marcelo Martins Nunes, Nayra Beatriz Bruno ; orientador
 Alberto Cliquet Júnior. - São Carlos, 2012.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em
Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo, 2012.

1. Tetraplegia. 2. Preensão. 3. Célula de carga. 4.
PIC18F2550. 5. USB. 6. LabVIEW. I. Bruno, Nayra Beatriz. II.
Titulo.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Marcelo Martins Nunes

Título: "Equipamento para Medição de Força de Preensão Palmar"

*Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 29/11/2012,*

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

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

*Profa. Associada Liliane Ventura Schiabel
SEL/EESC/USP*

*Dr. Renato Varoto
SEL/EESC/USP*

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

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Nayra Beatriz Bruno

Título: "Equipamento para Medição de Força de Preensão Palmar"

*Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 29/11/2012,*

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

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

*Profa. Associada Liliane Ventura Schiabel
SEL/EESC/USP*

*Dr. Renato Varoto
SEL/EESC/USP*

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

Dedicatória

Eu, Marcelo, dedico este trabalho ao meu pai, pelo apoio e incentivo ao desenvolvimento pessoal e profissional;

À minha mãe que, sendo uma pessoa maravilhosa, me incentiva a ser uma pessoa boa e decente. Minha base de sustentação desde criança até os dias de hoje;

À minha irmã, pela amizade e pelo exemplo de busca incessante pelo conhecimento;

À minha avó Lourdes, pelo amor e paz que sinto quando estou ao seu lado;

Aos meus amigos de faculdade, pelos momentos vividos juntos os quais nunca me esquecerei.

Eu, Nayra, dedico este trabalho aos meus pais e à minha irmã, por me apoiarem durante toda a minha vida; aos meus amigos, por terem feito destes últimos 5 anos a melhor época da minha vida, em especial aos amigos Marcelo, Marcos, Rafael e Ivan, pelas longas horas de estudo durante a graduação.

Em especial:

Aos lesionados medulares e suas famílias, que apesar de passar por momentos tão duros têm força para continuar suas vidas. Que esse projeto possa ajudá-los e motivá-los à seguir em frente.

Ao povo brasileiro, em especial aos paulistas, que trabalham duro para pagar tantos impostos que proporcionaram a chance de nós estudarmos em uma faculdade pública do mais alto nível. Por isso, seremos eternamente gratos.

Agradecimentos

Agradecemos aos professores: Paiva, pelo auxílio no dimensionamento da célula de carga; Gesualdo, pelo auxílio no desenvolvimento do circuito elétrico; Evandro, pela ajuda e incentivo no desenvolvimento da placa de aquisição USB; Homero, pelo estímulo a seguir os estudos na área de biomédica.

Agradecemos ao nosso orientador, Cliquet, pela oportunidade de desenvolvermos este trabalho no LABCIBER e especialmente ao Renato Varoto, por todo apoio e paciência durante um ano e meio de convivência na realização deste projeto.

Sumário

Lista de Figuras	i
Lista de Tabelas	iii
Resumo	v
Abstract	vii
1. Sistema Nervoso	1
1.1 Encéfalo	1
1.2 Neurônios.....	2
1.3 Medula Espinhal.....	3
1.4 Coluna Vertebral	3
1.5 Nervos.....	4
2. Lesão Medular e Tetraplegia	6
3. Preensão Palmar e Métodos para Avaliá-la	8
4. Célula de Carga.....	11
4.1 Arquitetura	11
4.2 Dimensionamento.....	12
4.3 Fabricação da Peça Projetada.....	18
4.4 Extensômetro	20
4.5 Circuito Elétrico	26
4.5.1 Ponte de Wheatstone	27
4.5.2 Amplificador de Instrumentação.....	27
4.5.3 Correção de offset	28
4.5.4 Filtro.....	28
4.5.5 Circuito final.....	28
4.6 Testes.....	30
4.6.1 Caracterização da célula de carga	30
4.6.2 Caracterização do Aparelho.....	30
4.7 Imagens da Manopla do Aparelho	32
5. Placa de Aquisição USB.....	34
5.1 USB	34
5.1.1Enumeração	35
5.1.2Protocolo USB	35

5.2 Microcontrolador PIC18F2550.....	36
5.2.1 Desenvolvimento da placa de aquisição.....	36
5.2.2 Firmware	38
5.2.2.1 Configurações Básicas do Microcontrolador.....	38
5.2.2.2 Configurações e Instruções USB	39
5.2.2.3 Configurações e Instruções ADC.....	40
5.3 Interface Gráfica - LabVIEW	40
5.3.1 Desenvolvimento da Interface Gráfica.....	41
5.4 Teste.....	43
6. Resultados e Discussão	45
6.1 Imagens finais do equipamento	45
6.2 Caracterização do transdutor	47
6.3 Características finais do aparelho	48
Conclusão.....	50
Anexos	51
Referências Bibliográficas	52

Lista de Figuras

Figura 1 - Encéfalo, com suas estruturas indicadas.....	1
Figura 2 - Neurônio e suas estruturas (Sentido de propagação no detalhe)(Oliveira, 2010)..	2
Figura 3 - Representação da coluna vertebral e da divisão de suas vértebras (Adaptado de Aula de Anatomia , 2012).....	4
Figura 4 - Posição ideal para realização do Teste de Força de Preensão Palmar. (Revista USP, 2011).....	9
Figura 5 - Dinamômetros: Jamar (à esquerda) e Vernier (à direita). (Sorisa SA) e (Vernier Software & Technology).....	10
Figura 6 - Dinamômetro Noraxon: posições <i>grip</i> (à esquerda) e <i>pinch</i> (à direita). (Noraxon U.S.A. Inc)	10
Figura 7 - Aparelho comercial para exercitar os músculos da mão, fabricante Gripmaster. (Gripmaster, 2007).....	11
Figura 8 - Exemplos de diferentes arquiteturas de corpos de células de carga (Carer, 201-).	12
Figura 9 - Representação do corpo da célula de carga na configuração viga dupla engastada.	12
Figura 10 - Deformação do material quando submetido a uma força infinitesimal externa (Adaptado de Silva, 2012).	13
Figura 11 - Regiões de funcionamento característico de um material (EXCEL SENSORES, 2012).	14
Figura 12 - Ênfase na região linear do gráfico acima (Adaptado de EXCEL SENSORES, 2012).....	15
Figura 13 - Definição da tensão limite de escoamento do material (Silva, 2012).....	16
Figura 14 - Esquema para definição dos parâmetros geométricos da corpo de célula de carga.Em detalhe o ponto (vermelho) de aplicação da força.	17
Figura 15 - Peças fabricadas.....	19
Figura 16 - Detalhe do encaixe das peças.....	19
Figura 17 - Corpo da célula de carga montado.....	20
Figura 18 - Extensômetro esquematizado (EXCEL SENSORES, 20120).....	20

Figura 19 - Exemplo de diferentes extensômetros (EXCEL SENSORES, 2012).....	21
Figura 20 - Código padronizado, extensômetros Excel.....	22
Figura 21 - Perfil do momento ao longo da célula de carga.....	24
Figura 22 - Posicionamento dos extensômetros no corpo da célula de carga.	24
Figura 23 - Extensômetros colados no corpo da célula de carga.....	25
Figura 24 - Detalhe dos contatos elétricos dos extensômetros.....	26
Figura 25 - Célula de carga finalizada.....	26
Figura 26 - Ponte de Wheatstone, os extensômetros são representados por “R” e ligados de forma intercalada.....	27
Figura 27 - Circuito final representado no software LTSpice.....	29
Figura 28 - Gráfico do funcionamento da célula de carga.	30
Figura 29 - Configuração para realização das medidas.....	31
Figura 30 - Gráfico resultante de uma das cinco séries de medidas.....	31
Figura 31 - Manopla do Aparelho (Célula de carga e peças de borracha)	32
Figura 32 - Manopla do Aparelho (Visão lateral).	33
Figura 33 - Circuito Elétrico de Teste em Protoboard.....	33
Figura 34 - Padrões USB (à esquerda) e Pinout tipo A (à direita) (Wikipedia, 2012).	34
Figura 35 - Protocolo USB	35
Figura 36 - PIC 18F2550 (Microchip, 2009).....	36
Figura 37 - Circuito Oscilador (Microchip, 2009).	37
Figura 38 - Esquema Elétrico da Placa de Aquisição.....	38
Figura 39 - Lógica da Interface Gráfica	41
Figura 40 - Programação de Enumeração.....	42
Figura 41 - Programação do recebimento e manipulação de dados	43
Figura 42 - Lógica do Teste da Placa de Aquisição	43
Figura 43 - Resultado do Teste da Placa de Aquisição	44
Figura 44 - Arquivo gerado durante o teste.....	44
Figura 45 - Manopla do Equipamento.....	45
Figura 46 - Placa do Circuito Elétrico	46
Figura 47 - Aparelho em utilização.	46
Figura 48 - Curva de Histerese da Célula de Carga	47

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Tabela da potência dissipada no extensômetro segundo sua resistência nominal e tensão de excitação da ponte (Excel Sensores).....	23
--	----

Resumo

BRUNO, N. B.; NUNES, M. M. Equipamento para Medição de Força de Preensão Palmar. Trabalho de Conclusão de Curso – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2012. 70p.

Durante o tratamento para recuperação da força de preensão palmar de pacientes com lesão medular, existe uma grande dificuldade em avaliar quantitativamente sua melhora. Este projeto propõe a criação de um equipamento capaz de medir com exatidão a força de preensão palmar e apresentara medida graficamente, Além disso, permite que o usuário salve os dados coletados para criar um histórico de testes para cada paciente. Para isso, utilizou-se uma célula de carga com quatro extensômetros ligados em ponte, cujo sinal é condicionado e conectado a uma placa de aquisição USB que envia o sinal ao software desenvolvido na plataforma LabVIEW. Sua interface gráfica permite que o equipamento seja utilizado por usuários que não possuem os conhecimentos técnicos específicos.

Palavras chave: Tetraplegia, Preensão, Células de Carga, PIC18F2550, USB, LabVIEW.

Abstract

BRUNO, N. B.; NUNES, M. M. Grip Strength Measurement Equipment. Trabalho de Conclusão de Curso – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2012. 70p.

During the treatment for rehabilitation of the palmar grip strength of patients with spinal cord injury, it is found a great difficulty in quantitatively evaluate their improvement. This project proposes the creation of a device that is able to accurately measure the palmar grip strength, graphically show this measure. Beyond that, allows the user to save the data and create a history of tests per patient. It was used a load cell with four strain gages in bridge connection, its signal was conditioned and connected to an USB data acquisition device that sends the signal to LabVIEW. Its graphical interface allows the equipment to be used by users without any technical knowledge.

Keywords: Tetraplegia, Grip, Load Cells, PIC18F2550, USB, LabVIEW.

1. Sistema Nervoso

O sistema nervoso controla as funções orgânicas internas do corpo e a interação deste com o ambiente: recebe estímulos, interpreta-os e gera uma resposta correspondente.

O sistema nervoso central é responsável por processar informações. É constituído por encéfalo e medula espinhal, protegidos pelo crânio e coluna vertebral, respectivamente.

O Sistema Nervoso Periférico, por sua vez, é responsável pela condução dos estímulos ao Sistema Nervoso Central ou da emissão de respostas aos órgãos e todo o corpo. É constituído por nervos, gânglios e terminações nervosas.

Denomina-se Sistema Nervoso Autônomo o conjunto de nervos que funcionam de forma inconsciente e regulam alguns processos internos específicos do organismo, tais como as ações reflexas, respiração e batimento cardíaco (Snell, 2010).

1.1 Encéfalo

O encéfalo é constituído por cérebro, cerebelo e tronco encefálico (Figura 1). O cérebro é a estrutura mais complexa e inexplorada do corpo humano. Formado por células nervosas, é dividido em áreas funcionais, cada uma com sua função específica.

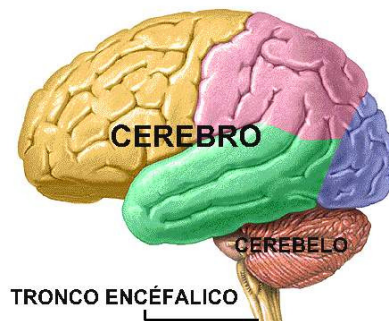


Figura 1 – Encéfalo, com suas estruturas indicadas.

A região mais externa do cérebro é denominada córtex cerebral. Rica em corpos de neurônios é também denominada “substância cinzenta” em razão de sua tonalidade. O córtex é formado por áreas sensoriais, motoras e associativas.

A região mais interna do cérebro, rica em dendritos e axônios, geralmente revestidos por mielina (substância formada basicamente por gordura, que acelera a transmissão do sinal entre os neurônios), é a “substância branca”. Essa leva informações ao córtex e recebe dele instruções acerca do funcionamento do corpo.

O cerebelo coordena os movimentos e a postura corporal. Também possui substância cinzenta externamente e substância branca internamente.

O tronco encefálico encontra-se entre a base do encéfalo e a medula. Responsável pela função de postura e equilíbrio, contém estruturas de funções motoras e sensoriais (especificamente para as regiões da face e da cabeça). Além disso, controla funções vitais do organismo, tais como a respiração, a frequência cardíaca e a pressão arterial (Snell, 2010).

1.2 Neurônios

Neurônios são células responsáveis pelo recebimento e transporte de informações nervosas. Isso ocorre por meio de alterações elétricas na região da membrana, chamadas de impulsos elétricos.

Os neurônios estabelecem conexões entre si de tal maneira que um neurônio pode transmitir a outros os estímulos recebidos, gerando uma reação em cadeia que percorre a extremidade de um neurônio para a de outro, sendo que a região de junção entre eles é chamada sinapse nervosa.

São formados por: corpo celular (contém o núcleo e as estruturas citoplasmáticas), dendritos (conduzem os estímulos captados do ambiente ou de outras células em direção ao corpo celular) e axônio (transmitem adiante os impulsos nervosos provenientes do corpo celular), esquematizado na figura 2.

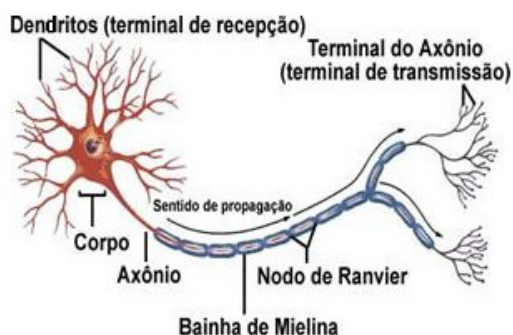


Figura 2 - Neurônio e suas estruturas (Sentido de propagação no detalhe)(Oliveira, 2010).

A transmissão do impulso elétrico ocorre como uma onda de despolarização e sucessiva repolarização da membrana plasmática, que se propaga ao longo do neurônio. Essa onda possui um sentido único de propagação na fibra nervosa: o impulso é recebido pelos dendritos e se propaga em direção ao terminal do axônio. A despolarização em uma região da membrana dura cerca de 1,5 milésimo de segundo.

Quando os impulsos nervosos atingem as extremidades do axônio, ocorre a liberação de substâncias químicas, denominadas neurotransmissores, que têm a capacidade de se combinar com os receptores que estão presentes na membrana das células pós-sinápticas, desencadeando a transmissão do impulso nervoso.

Os dendritos e axônios das fibras nervosas, juntamente com o tecido conjuntivo, formam os nervos, que se estendem por todo o corpo e conectam os corpos celulares dos neurônios entre si e às células sensoriais, musculares e glandulares.

Fibras sensoriais (aférentes) levam os impulsos das células sensoriais para o sistema nervoso central, enquanto fibras motoras (eferentes) são responsáveis por levar os impulsos do sistema nervoso central para os músculos (Sheperd, 1994).

1.3 Medula Espinhal

A medula espinhal é responsável pela comunicação entre o cérebro e o resto do organismo. Extremamente sensível, ela se estende do tronco cerebral (localizado na base do encéfalo) às vértebras lombares superiores (Parciais, 2010). Constituída pelos corpos celulares dos neurônios, suas fibras nervosas são a via de comunicação por onde os impulsos nervosos percorrem todo o corpo.

A camada cinzenta encontra-se na parte mais interna da medula, já a camada branca na parte mais externa (ao contrário do que é encontrado no cérebro). Essa camada recebe as informações diretamente das mais diferentes regiões do corpo para depois transmiti-la ao encéfalo. Também é a primeira a receber as informações dele, para então transmiti-la às regiões específicas do corpo.

Não apenas uma via de comunicação entre o encéfalo e o corpo, a medula também é responsável por reflexos rápidos em resposta a situações de emergência, como retirar imediatamente a mão da tomada ao receber um choque. Tudo isso acontece nesta região devido aos trinta e um pares de nervos espinhais que ela contém.

A medula envia as informações nervosas recebidas do encéfalo às mais diversas células do corpo. Isso ocorre pois sua substância cinzenta é formada por: células motoras, cujos axônios saem pelas raízes ventrais e inervam a musculatura esquelética ou se dirigem aos gânglios autônomos; e células sensitivas “intercaladas”, relacionadas com o mecanismo sensitivo e reflexos. (Parciais, 2010).

1.4 Coluna Vertebral

Assim como o crânio protege o cérebro, a medula espinhal é protegida pela coluna vertebral. Esta é formada por uma sucessão de vértebras que possuem um orifício em seu centro, chamado canal vertebral, onde se localiza a medula.

A coluna vertebral promove sustentação para a postura ereta, constituindo uma manga protetora, porém flexível, para a delicada medula espinhal. Além de assegurar locais para a fixação de músculo, também serve para transferir e atenuar cargas da cabeça e do tronco para os membros inferiores e vice-versa.

A coluna possui a capacidade de se flexionar e se estender devido aos discos vertebrais, compostos por cartilagem e localizados entre as vértebras. Esses servem como amortecedores da coluna vertebral durante atividades de impacto como correr e saltar.

A coluna vertebral é formada por 33 vértebras, das quais 24 se unem para formar a coluna flexível que, juntamente com os músculos, exercem as funções de sustentação, equilíbrio e movimento.

As 33 vértebras podem ser divididas em grupos: vértebras cervicais (C1-C7), vértebras torácicas (T1-T12), vértebras lombares (L1-L5), 5 vértebras sacrais e 4 coccígeas, representadas na figura 3. Além disso, na região inferior da medula encontra-se a cauda equina: canal vertebral constituído pelas meninges e raízes nervosas dos últimos nervos espinhais (Rasch, 1991).



Figura 3 - Representação da coluna vertebral e da divisão de suas vértebras (Adaptado de Aula de Anatomia , 2012).

1.5 Nervos

O corpo possui trinta e um pares de nervos espinhais: oito cervicais, doze torácicos, cinco lombares, cinco sacrais e um coccígeo.

Pelo orifício formado entre duas vértebras consecutivas origina-se um par de nervos espinhais. Esses percorrem todo o corpo, pois se ramificam em nervos extremamente finos e compridos, podendo assim atingir partes mais distantes do organismo.

Os nervos encontram-se aos pares, chamados de raízes espinhais: situados na face anterior (ventral) da medula espinhal encontram-se os nervos motores, responsáveis pela transmissão dos impulsos nervosos do cérebro aos músculos; já na face posterior (dorsal) estão os nervos sensitivos, que conduzem ao cérebro as informações sensoriais recebidas das mais diversas células sensitivas do corpo.

Esta rede de nervos configura o sistema nervoso periférico, responsável pela inervação do tronco, braços, pernas e parte da cabeça. Os nervos espinhais se distribuem por todo o corpo e carregam informações diversas, como temperatura, dor, pressão e tato.

Para a realização da preensão palmar utilizam-se os nervos: mediano, ulnar e radial, representados na figura 4 (Azze, 201-).

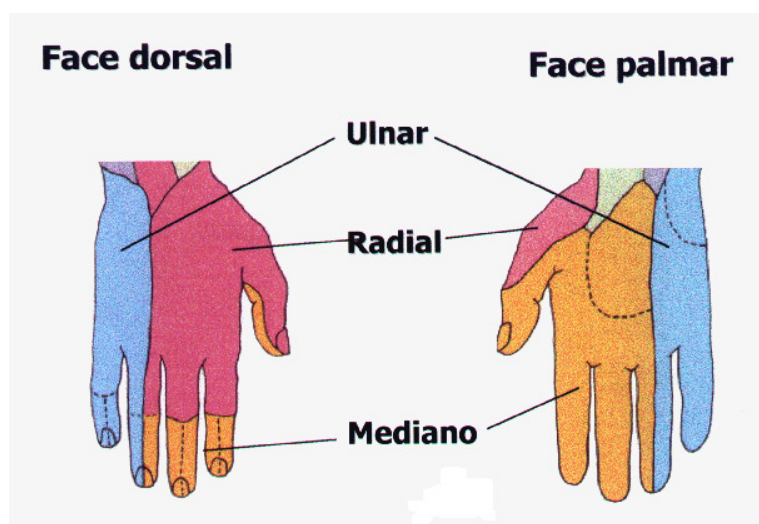


Figura 3 – Nervos da mão responsáveis pela preensão palmar (Adaptado de Aula de Anatomia , 2012).

2. Lesão Medular e Tetraplegia

Lesão Medular é qualquer alteração na medula espinhal causada por traumas, doenças ou defeitos congênitos que resultaram em disfunções motoras e sensitivas do indivíduo (Umphred, 2010).

As Lesões Medulares Traumáticas são causadas principalmente por acidentes automobilísticos, projéteis de arma de fogo, quedas, mergulhos em piscinas rasas e atividades esportivas. Acidentes Vasculares Cerebrais, tumores que comprimem a medula espinhal e hérnia de disco são as principais doenças de causam essas alterações. Já os defeitos congênitos, os quais ocorrem principalmente entre a 3ª e 4ª semana de gestação, causam uma falha no fechamento do tubo neural, fazendo com que a medula espinhal fique exposta e conseqüentemente seja lesionada.

Lesões medulares podem ser caracterizadas como completas ou incompletas, de acordo com a presença das funções motoras e sensoriais na região sacral da medula espinhal. A Associação Americana de Lesão na Medula (ASIA) criou uma escala, de A a E, que define a gravidade da lesão medular (Kishblum et. al., 2011):

A – Completa: as funções motoras e sensoriais não estão preservadas nos segmentos sacrais S4-S5;

B – Sensorial Incompleta: funções sensoriais estão preservadas, porém nenhuma função motora está preservada abaixo do nível neurológico, incluindo os segmentos S4-S5;

C – Motora Incompleta: funções motoras estão preservadas abaixo do nível neurológico, porém mais da metade dos músculos principais estão bastante prejudicados;

D – Motora Incompleta: funções motoras estão preservadas abaixo do nível neurológico e pelo menos metade dos músculos principais está normal ou pouco prejudicada;

E – Normal: funções motoras e sensoriais do paciente estão normais.

Lesões medulares podem ocorrer em diferentes níveis da medula espinhal. Nas regiões torácica, lombar e sacral, uma lesão causará paraplegia; já na região cervical, causará tetraplegia.

A região cervical da medula espinal é envolvida por sete vértebras, C1 a C7 e oito raízes nervosas, C1 a C8. Dessa forma, de acordo com o médico Willian McKinley (2011), podemos analisar a tetraplegia em oito níveis de disfunções motoras e sensitivas.

Lesões entre os níveis C1 e C4 causam a chamada tetraplegia alta, resultando em pacientes que conseguem movimentar somente a cabeça, o pescoço e possivelmente os ombros. Tetraplégicos com lesões de níveis C1 a C3 necessitam de ajuda de equipamentos para respirar, já que o movimento do diafragma foi perdido.

Pacientes com tetraplegia de nível C5 conseguem flexionar o cotovelo, dessa forma podem colaborar durante a atividade de troca de roupas; além disso, com ajuda de órteses no punho e na mão, conseguem segurar objetos.

Lesões nos níveis C6 e C7 permitem que o paciente flexione o pulso e tenha alguns movimentos no polegar, o que juntamente com equipamentos facilitadores, permitem a realização de diversas atividades, como trocar de roupa, se alimentar, usar o telefone, escrever e utilizar uma cadeira de rodas manual. Além disso, nestes níveis de lesão alguns pacientes já conseguem dirigir carros adaptados com controles manuais.

Pacientes com lesão C8 realizam as mesmas atividades dos tetraplégicos de níveis C6 e C7, porém sem a necessidade de órteses nas mãos, já que têm boa flexão nos dedos e, por isso, conseguem pegar e largar objetos.

3. Preensão Palmar e Métodos para Avaliá-la

As funções motoras dos membros superiores podem ser avaliadas por testes funcionais, testes de atividades diárias e testes de força.

A literatura existente sobre testes funcionais para tetraplégicos é muito escassa e boa parte foi desenvolvida para avaliar pacientes com outras disfunções e acabaram também sendo utilizados para tetraplégicos. Geralmente, os testes funcionais avaliam a capacidade do paciente de mover objetos de diferentes tamanhos e formas (Tuijl et al., 2002).

Testes de atividades de vida diária também são conhecidos como testes ADLs (Activities of Daily Living). Para um paciente tetraplégico, uma melhora nos resultados deste teste pode ser muito mais significativa do que nos resultados dos testes funcionais, isso porque a maioria dos testes funcionais está voltada à habilidade do paciente de movimentar objetos de diversas formas, enquanto que os testes ADL estão relacionados com atividades que todos nós realizamos no cotidiano, como por exemplo, tomar banho, comer, trocar de roupa e se comunicar (Tuijl et al., 2002).

Os testes de força podem ser realizados por meio de diversos métodos: Teste dos Músculos da Mão (MMT), que classifica o paciente de acordo com sua força nas mãos; testes utilizando dinamômetros do tipo *Hand-held* e Isocinético, que devem ser utilizados em indivíduos com pouco prejuízo na força das mãos; e ainda os testes *grip* e *pinch*, que avaliam as forças de preensão e precisão das mãos dos pacientes (Tuijl et al., 2002).

A escala MMT de força nas mãos classifica os pacientes em seis níveis de força: 0, para ausência total de movimentos e contrações; 1, para contrações leves; 2, para movimentos quando não há ação da gravidade; 3, para movimentos contra a gravidade; 4, para movimentos com forças de resistência e 5, para força e movimento normais (Medical Research Council, 1976).

Força de preensão e força de precisão são movimentos de força definidos por Napier em 1956. Para realizar a força de preensão palmar é necessária força completa, ou seja, todos os dedos agindo contra a palma da mão, com finalidade de transmitir força para um objeto. Para isso, os dedos devem estar aduzidos, flexionados, lateralmente rodados e inclinados em direção ao lado ulnar da mão. Já na força de precisão, o objeto é pinçado entre um ou mais dedos e o polegar, sendo utilizada quando exatidão e refinamento de tato são necessários.

Como visto na figura 3, a Sociedade Americana de Terapeutas de Mãos (SATM) definiu, em 1981, uma posição padronizada para a realização dos testes de força: o indivíduo deve estar sentado com o ombro aduzido, cotovelo flexionado a 90°, antebraço em posição neutra e punho entre 0 e 30° de extensão e 0 a 15° de desvio ulnar.



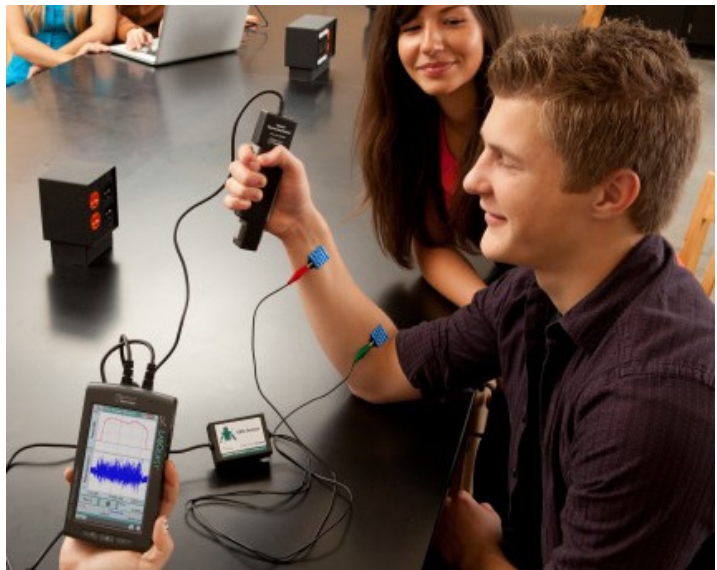
**Figura 4 - Posição ideal para realização do Teste de Força de Preensão Palmar.
(Revista USP, 2011)**

Mathiowetz et al. (1984 e 1985) recomenda também que a média de três tentativas de preensão deve ser respeitada como resultado do teste. Além disso, analisou os diversos equipamentos existentes para esta finalidade e indica o uso do dinamômetro Jamar®.

Desenvolvido por Bechtol em 1954 e, desde então, considerado o aparelho mais aceito para realização de testes de força de preensão palmar, o dinamômetro Jamar® é um sistema hidráulico de aferição, constituído por duas barras de ferro que, quando apertadas, causam uma alteração na resistência dos aferidores. A força de preensão palmar é lida em quilogramas-força [Kgf] ou libras/polegadas [lb/in]. Com a manopla ajustável em até 5 posições, o dinamômetro pode apresentar força de preensão de 0 a 90 kgf com resolução de 2 kgf.

Existem outros dinamômetros com a mesma finalidade, como, por exemplo, o fabricado pela empresa Vernier Software & Technology, que consegue medir a força de 0 a 600N com resolução de 0,21N. Além disso, os resultados dos testes realizados com este equipamento são apresentados graficamente e podem ser salvos em um banco de dados (Vernier Software & Technology, 2012).

A empresa Noraxon U.S.A. Inc. também fabrica um dinamômetro semelhante, o qual é capaz de medir forças de 0 a 600N com sensibilidade de 6mV/N. Os resultados são apresentados em um software desenvolvido pela própria empresa e também podem ser armazenados em um banco de dados. Ambos os equipamentos possuem uma área especial para avaliação de força de precisão, como se pode observar nas figuras 5 e 6 (Noraxon U.S.A. Inc, 2012).



**Figura 5 – Dinamômetros: Jamar (à esquerda) e Vernier (à direita).
(Sorisa SA) e (Vernier Software & Tecnology)**



**Figura 6 - Dinamômetro Noraxon: posições *grip* (à esquerda) e *pinch* (à direita).
(Noraxon U.S.A. Inc)**

4. Célula de Carga

Com o objetivo de medir a força de preensão palmar de um indivíduo buscou-se criar um aparelho portátil e de fácil manipulação. Por ser utilizado em hospitais e clínicas, o aparelho deve ser seguro - não estando ligado diretamente à rede - e de fácil manipulação, tornando o processo de avaliação prático e rápido.

Durante pesquisa sobre preensão palmar, encontrou-se o aparelho comercial do fabricante Gripmaster, apresentado na figura 7.



Figura 7 - Aparelho comercial para exercitar os músculos da mão, fabricante Gripmaster. (Gripmaster, 2007)

Esse aparelho tem como objetivo exercitar os músculos da mão, o que não é objetivo deste trabalho, porém a sua arquitetura se mostrou interessante: a força de preensão palmar poderia ser medida por um aparelho portátil e simples. Porém, é necessário adaptá-lo para este propósito.

4.1 Arquitetura

O uso de células de carga como transdutores de medição de força possui muitas aplicações na indústria (balanças comerciais, automatização e controle de processos industriais) e também na biomedicina (plataforma de força e muleta eletrônica) (Silva, 2012).

Pensou-se em uma célula de carga composta por três peças: duas bases rígidas e fixas serviriam como apoio para a mão e para fixação de um corpo de prova projetado para receber a força de preensão palmar do paciente.

Existem inúmeras arquiteturas de corpo de células de carga com diferentes características. Devemos escolher aquela que se mostra mais conveniente para a função necessária. Podemos observar alguns exemplos na figura 8.

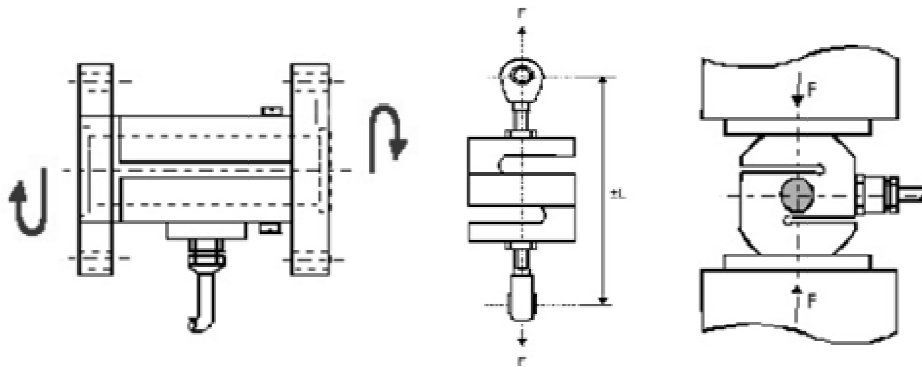


Figura 8– Exemplos de diferentes arquiteturas de corpos de células de carga (Carer, 201-).

Decidiu-se utilizar um corpo de célula de carga na configuração viga dupla engastada, conforme representado na figura 9, devido à sua simplicidade e leveza. Além disso, era necessária uma alta sensibilidade, já que o objetivo é medir forças pequenas, referentes à força de preensão palmar de pacientes com lesão medular de grau elevado.

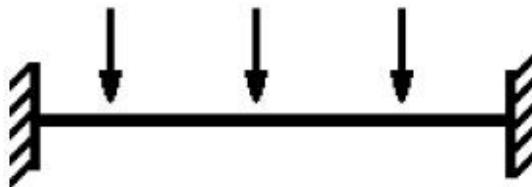


Figura 9 - Representação do corpo da célula de carga na configuração viga dupla engastada.

A forma e as características do corpo da célula de carga devem ser objeto de um meticuloso cuidado, tendo em vista assegurar-se que a relação de proporcionalidade entre a intensidade da força atuante e a conseqüente deformação dos extensômetros seja preservada. A forma geométrica, portanto, deve conduzir a uma linearidade dos resultados.

Sendo assim, são necessários repetibilidade e um funcionamento linear, o que também trará uma simplificação no tratamento do sinal. Essas características serão exploradas mais a frente.

4.2 Dimensionamento

Após definir a configuração do corpo da célula de carga, é necessário escolher o material adequado para sua construção.

O aço é uma liga de Ferro e Carbono, o qual possui diferentes tipos disponíveis no mercado, diferenciados basicamente na porção de carbono presente. É necessário analisar seu comportamento físico quando sob condições próximas ao apresentado pelo projeto.

Foi escolhido o aço 1020 devido às suas características mecânicas. Algumas dessas características estão expostas a seguir (LPM, 2012):

- Nome técnico:SAE 1020;
- Teor de Carbono (%): 0,20;
- Limite de elasticidade (Pa): 170 G;
- Limite de escoamento (Pa): 210 M;
- Limite de resistência à tração (Pa): 380 G;
- Alongamento (%): 25.

Segundo a norma ABNT - NRB 6152, para o aço 1020 temos o módulo de elasticidade longitudinal: $E = 210 \text{ G Pa}$.

O próximo passo trata-se de dimensionar a célula de carga. Esse assunto é estudado em mecânica dos sólidos, portanto, buscou-se referências na área de Engenharia de Estruturas, em especial nas notas de aula do Prof. João Batista Paiva.

A deformação linear específica é proporcional à deformação mecânica gerada no material devido ao esforço aplicado sobre o mesmo, conforme representado na figura 10:

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

Onde:

ε = deformação linear específica;

ΔL = variação do comprimento do material;

L = comprimento inicial do material.

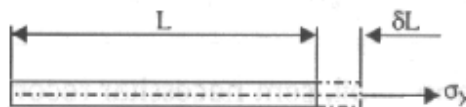


Figura 10 - Deformação do material quando submetido a uma força infinitesimal externa (Adaptado de Silva, 2012).

A Lei de Hooke relaciona a tensão gerada no material à sua deformação mecânica (representada pela deformação específica citada acima), obtida após a multiplicação por um fator específico do material.

$$\sigma = E * \varepsilon \quad (2)$$

Define-se E como a constante de proporcionalidade, chamada Módulo de Elasticidade Longitudinal (ou Módulo de Young) (Hoffmann, 1989). Sendo:

E = Módulo de Elasticidade Longitudinal [Pa];

σ = tensão mecânica aplicada sobre a área do equipamento [Pa];

ε = deformação linear específica;

Define-se elasticidade de um material como sua capacidade de voltar à sua forma original. Uma deformação elástica é reversível, já uma deformação plástica altera permanentemente o formato do material. Para o correto funcionamento do equipamento é necessário que o material funcione no regime elástico-linear (representado na figura 11), mantendo suas características físicas após o esforço aplicado.

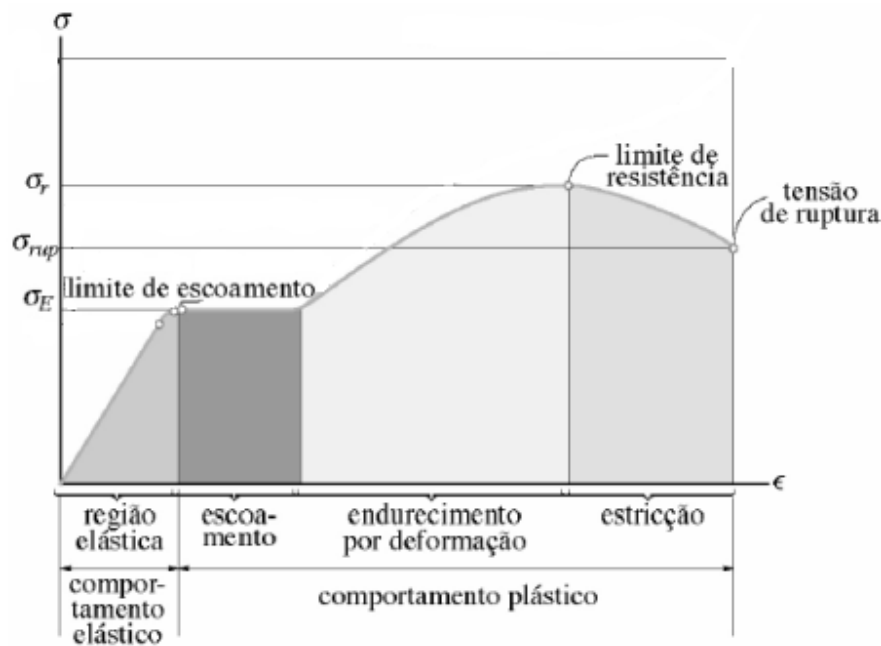


Figura 11 - Regiões de funcionamento característico de um material (EXCEL SENSORES, 2012).

A célula de carga deve ser dimensionada de forma que o intervalo de forças escolhido para o equipamento se mantenha na região onde a tensão é proporcional à deformação, com uma relação aproximadamente linear (figura 12).

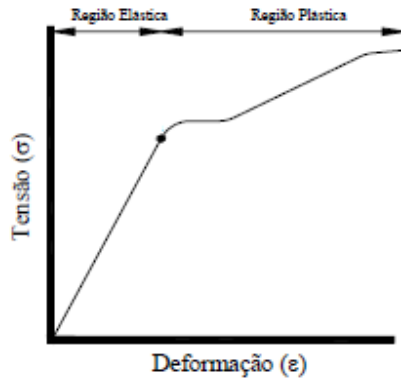


Figura 12 - Ênfase na região linear do gráfico acima
(Adaptado de EXCEL SENSORES, 2012).

Define-se a tensão no material como (Hoffmann, 1989):

$$V(x) = \frac{P \cdot L^3}{16 \cdot E \cdot I} * \left(\frac{x^2}{L^2} - \frac{4}{3} * \frac{x^3}{L^3} \right) \quad (3)$$

Onde:

P = força máxima aplicada no equipamento [N];

E = módulo de elasticidade longitudinal [Pa];

I = momento de inércia [m³], definido como:

$$I = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (4)$$

L = comprimento total da célula de carga;

A derivada de 2ª ordem da tensão em relação ao posicionamento x é:

$$V'' = \frac{P \cdot L^3}{16 \cdot E \cdot I} * \left(\frac{2}{L^2} - 8 * \frac{x}{L^3} \right) \quad (5)$$

O momento gerado no material é definido como:

$$M = E * I * V'' \quad (6)$$

Substituindo a equação (5) em (6):

$$M = \frac{P \cdot L^3}{16} * \left(\frac{2}{L^2} - 8 * \frac{x}{L^3} \right) \quad (7)$$

A tensão no material é definida como:

$$\sigma x = \frac{M}{I} * \frac{h}{2} \quad (8)$$

Substituindo (7) em (8):

$$\sigma x = \frac{P*L}{b*h^2} * \frac{3}{4} \quad (9)$$

Tendo definido σx devemos limitá-lo aos aspectos citados acima, ou seja, devemos definir uma condição para que a peça trabalhe estritamente no regime elástico-linear do gráfico da figura 13.

$$\sigma x < \sigma_{limite} \quad (10)$$

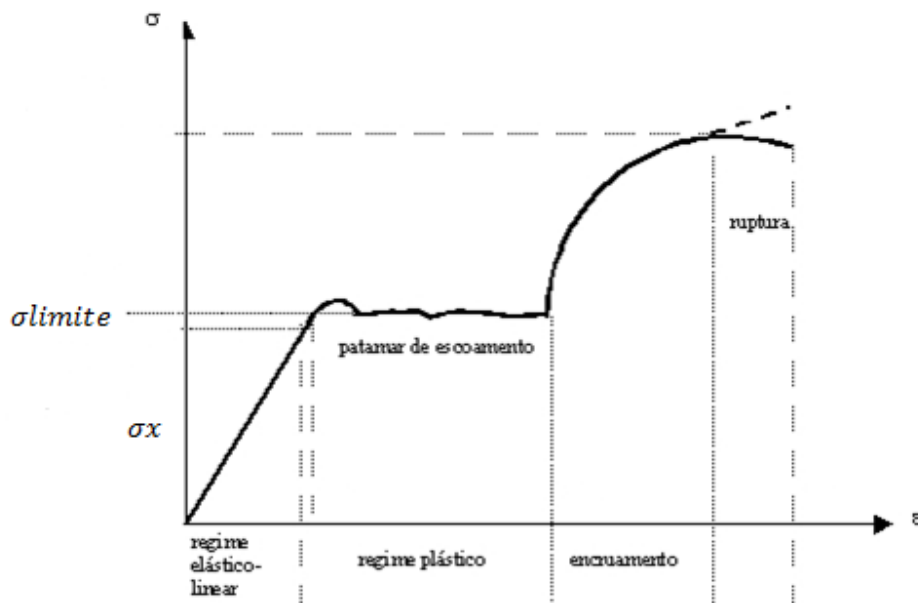


Figura 13 - Definição da tensão limite de escoamento do material (Silva, 2012).

Onde “ σ_{limite} ” é a tensão de escoamento do material, definida como valor limite e representada na Figura 13. Seu valor é tabelado e vale 210 MPa para o material escolhido. Por medida de segurança, adotou-se uma faixa de segurança de 20%:

$$\sigma_{limite} = 168 \text{ MPa}$$

Foi definida a faixa de força palmar em que o equipamento proposto deve trabalhar de tal forma que abranja todos os valores específicos de um adulto saudável. Conforme a tabela, presente no Anexo A, “Pinch Strength Norms for Adults” (Mathiowetz, 1985), temos:

$$P_{m\acute{a}x} = 120\text{N}$$

Para que o equipamento seja robusto, utilizaremos 200N (equivalente a 20kg) como valor de força máxima aplicada. Foram definidos os parâmetros da peça conforme o diagrama da figura 14.

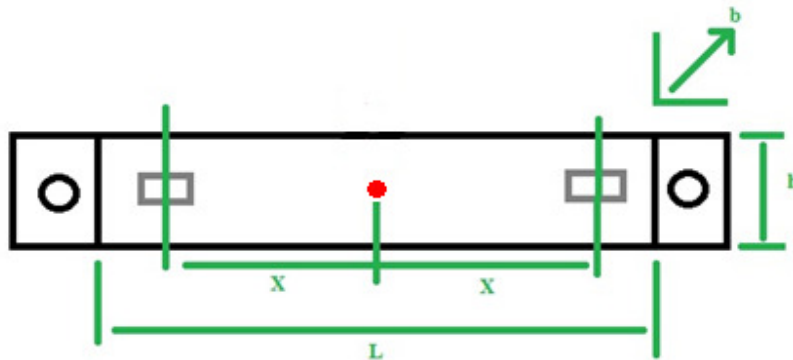


Figura 14 - Esquema para definição dos parâmetros geométricos da corpo de célula de carga. Em detalhe o ponto (vermelho) de aplicação da força.

Onde:

L = comprimento da célula de carga [m];

*observa-se uma margem para o encaixe da peça;

x = posição dos extensômetros em relação ao ponto de aplicação da força [m];

h = largura da célula de carga [m];

b = altura da célula de carga [m];

Além do limite estabelecido, algumas condições são necessárias para que o equipamento tenha dimensões próximas ao tamanho padrão de uma mão (conforme o modelo adotado):

$$L \leq 100 \text{ mm}$$

$$h \approx 5 \text{ mm}$$

Resolvendo o sistema formado pelas equações e condições expressas acima, é possível definir os parâmetros espaciais do equipamento (L , b , h):

$$L = 100 \text{ mm};$$

$$h = 20 \text{ mm};$$

$$b = 2,5 \text{ mm};$$

Substituindo em (9):

$$\sigma_x = 120 \text{ MPa}$$

Sendo assim, a condição limite é respeitada:

$$\sigma_x < \sigma_{limite}$$

Como informação complementar, foi calculado o Módulo de Elasticidade Transversal (G), que corresponde à rigidez do material quando submetido a um carregamento de cisalhamento (Hoffmann, 1989):

$$G = \frac{\tau}{\gamma} \quad (11)$$

Onde τ e γ são, respectivamente, a tensão e a deformação de cisalhamento da célula de carga. Define-se agora o Módulo de Elasticidade Transversal do material:

$$G = \frac{E}{2*(1+\nu)} \quad (12)$$

O Coeficiente de Poisson (ν) mede a rigidez do material na direção perpendicular àquela em que a carga está sendo aplicada. Este coeficiente consiste na relação entre as deformações na direção de aplicação da carga e a deformação medida na direção perpendicular. Seu valor é comumente fornecido em tabelas de materiais (Hoffmann, 1989). Seu valor para o aço 1020 é:

$$\nu = 0,3;$$

Substituindo na fórmula (12):

$$G = 80,8 \text{ G Pa};$$

Por medida de proteção, devemos impedir que uma força com valor superior ao estabelecido seja aplicada na célula de carga. Para tanto, calcula-se a flecha máxima que a célula de carga é defletida (Hoffmann, 1989):

$$f_{m\acute{a}x} = \frac{P*L^3}{192*E*I} \quad (13)$$

Substituindo os valores já obtidos na fórmula acima obtemos:

$$f_{m\acute{a}x} = 190,78 \mu m$$

Esse valor respeita a condição limite de deflexão do material:

$$f_{m\acute{a}x} \ll h \quad (14)$$

Pode-se posicionar um anteparo que impeça uma deflexão maior que o valor encontrado.

4.3 Fabricação da Peça Projetada

O conjunto de peças que formam a célula de carga após a fabricação é mostrado na figura 15.

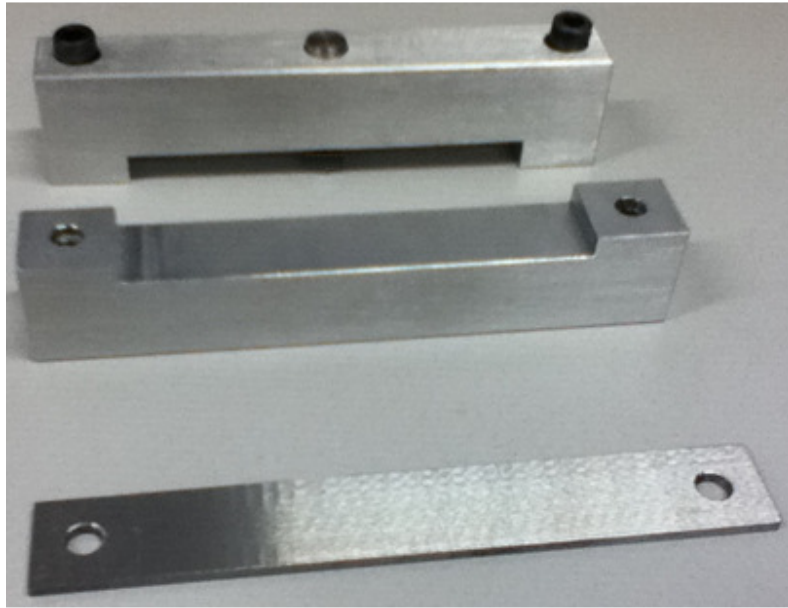


Figura 15 - Peças fabricadas.

Em detalhe na figura 16, o encaixe das peças para o perfeito funcionamento do conjunto.

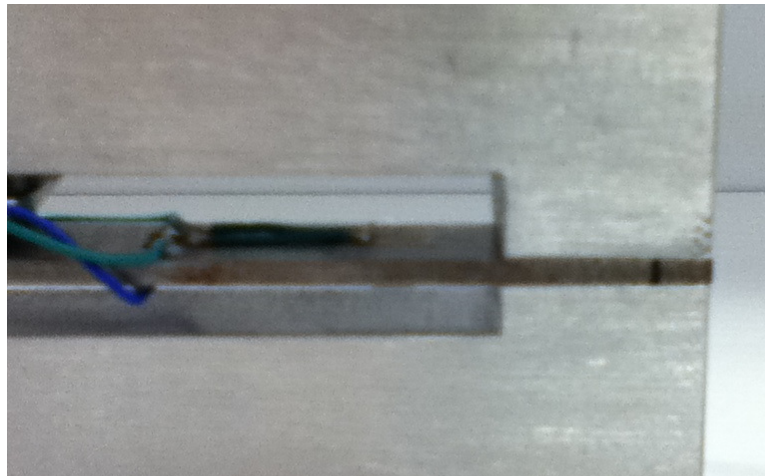


Figura 16 - Detalhe do encaixe das peças.

O conjunto montado é apresentado na figura 17:



Figura 17 - Corpo da célula de carga montado.

4.4 Extensômetro

Considerando o extensômetro como um fio metálico de comprimento original “L” e resistência elétrica “R”, define-se a resistência elétrica (Excel Sensores, 2012):

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (15)$$

Onde:

- A = área da seção transversal do fio metálico;
- ρ = resistividade do metal.

Com uma deformação em seu comprimento igual a $L + \Delta L$, sua resistência se torna $R + \Delta R$.

Utilizando essa característica - alteração na resistência do material, ΔR - o extensômetro (em inglês StrainGages), representado na figura 18, transforma deformação mecânica em alteração de propriedade elétrica. Assim, torna-se possível gerar um sinal elétrico que meça a deformação mecânica do material projetado (Hannah, 1992).

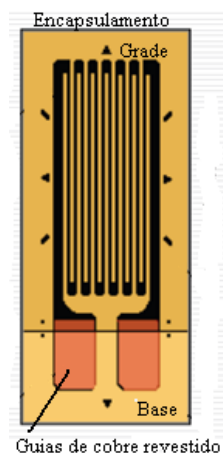


Figura 18 - Extensômetro esquematizado (EXCEL SENSORES, 20120).

Existem muitos tipos de extensômetros disponíveis no mercado. Sua escolha deve seguir alguns critérios: propósito de aplicação, tamanho e materiais utilizados. São geralmente classificados por (Dally, 1991):

- Material resistivo: fios resistivos, lâmina semicondutora e semicondutor por difusão;
- Material de base: papel, baquelita, poliéster e poliamida;
- Configuração: uniaxial, biaxial e múltiplos eixos (roseta).

Exemplos de extensômetros comerciais são mostrados na figura 19:

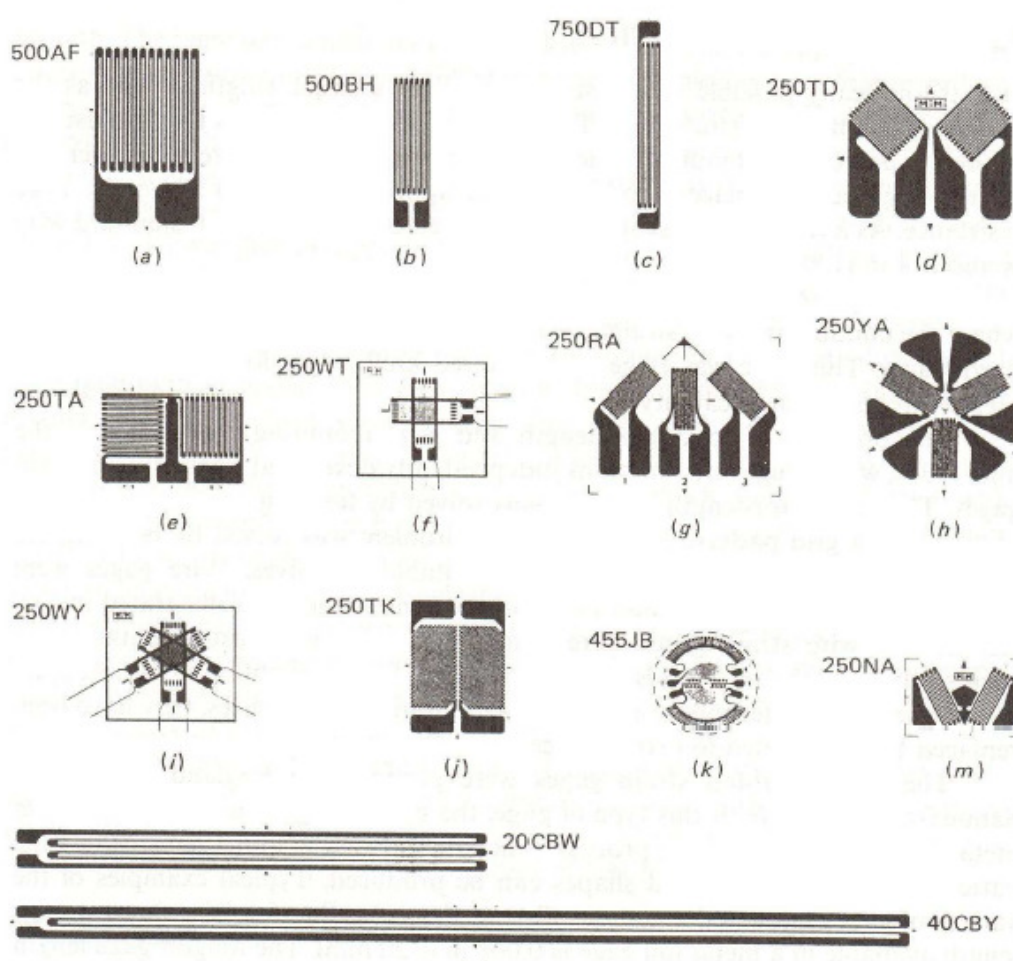


Figura 19 - Exemplo de diferentes extensômetros (EXCEL SENSORES, 2012).

Algumas características necessárias para esse projeto são:

- Capacidade de medir pequenas deformações (1 a 5%);
- Pequenos e leves;
- Ampla faixa de resposta linear;
- Constante de calibração, ou gagefactor, estável;
- Flexível e ajustável;
- Baixo custo;

Foram utilizados quatro extensômetros da série “PA-06-125AA-350-EN” do fabricante Excel Sensores. O código padronizado para este tipo de dispositivo é o representado na figura 20.

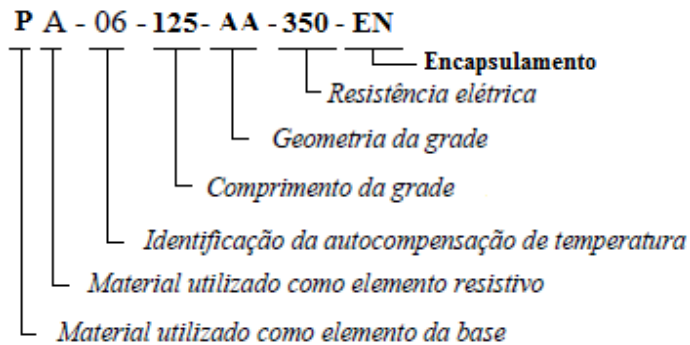


Figura 20 - Código padronizado, extensômetros Excel.

O código mostra que o extensômetro escolhido possui as seguintes características específicas:

- Base de polymida com filme metálico de constantan;
- Autocompensação de temperatura (6ppm/°F);
- Comprimento ativo da grade de 125 milésimos de polegadas;
- Resistência elétrica nominal de 350Ω;
- Encapsulamento.

1: Observa-se também uma característica de baixa dissipação de potência, apresentado na tabela

Tabela 1 - Tabela da potência dissipada no extensômetro segundo sua resistência nominal e tensão de excitação da ponte (Excel Sensores).

Tensão de excitação da ponte (V)	Potência dissipada no gage (mW)			
	120 Ω	350 Ω	500 Ω	1000 Ω
0,1	0,021	0,007	0,005	0,0025
0,2	0,083	0,029	0,020	0,010
0,5	0,521	0,179	0,125	0,0625
1,0	2,083	0,714	0,500	0,250
2,0	8,333	2,857	2,000	1,000
3,0	18,750	6,429	4,500	2,250
4,0	33,333	11,429	8,000	4,000
5,0	52,083	17,857	12,500	6,250
10,0	208,300	71,400	50,000	25,000

Define-se agora o posicionamento correto dos extensômetros na célula de carga. Os sentidos das deformações lineares são definidos como:

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} \quad (16)$$

$$\varepsilon_y = -\nu * \varepsilon_x \quad (17)$$

Como o coeficiente de Poisson para o aço possui um valor fracionário (0,3), a multiplicação por este acarreta em uma diminuição da deformação medida no eixo vertical. Sendo assim, a melhor disposição dos extensômetros na célula de carga seria de tal forma que a deflexão da peça esteja no eixo da direção principal do strain gage.

Substituindo em (5) o ponto central da célula de carga, onde a força é aplicada, tem-se:

$$V''\left(\frac{L}{2}\right) = -\frac{P*L}{8*E*I} \quad (18)$$

Substituindo em (6) tem-se:

$$M\left(\frac{L}{2}\right) = -\frac{P*L}{8} \quad (19)$$

O momento ao longo da peça é representado na figura 21.

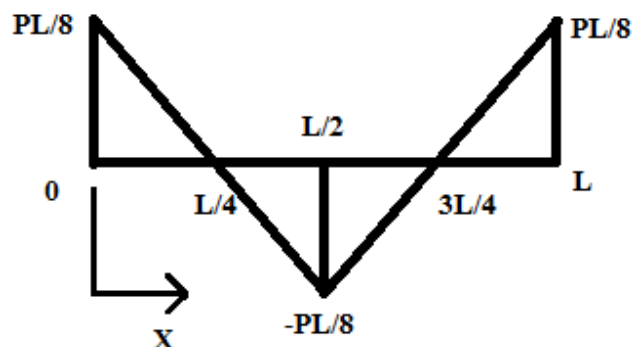


Figura 21 – Perfil do momento ao longo da célula de carga.

Substituindo os valores adotados em (19) obtemos:

$$M\left(\frac{L}{2}\right) = -2,5 \text{ N.m}$$

Os sensores devem estar localizados onde a deflexão na peça atinja um valor mensurável levando em conta a montagem e segurança do equipamento. Definiu-se que o extensômetro esteja posicionado a 1 centímetro da origem do sistema ($x = 1\text{cm}$), representado na figura 22. Nessa posição, substituindo em (7) temos o momento na posição dos extensômetros (x):

$$M(0,01) = 1,5 \text{ N.m}$$



Figura 22 - Posicionamento dos extensômetros no corpo da célula de carga.

Define-se o fator do extensômetro como a razão da variação proporcional de sua resistência pela variação proporcional de seu comprimento:

$$K = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} \quad (20)$$

Substituindo (1) em (20) obtemos:

$$K = \frac{\Delta R}{R} * \frac{1}{\varepsilon} \quad (21)$$

Para a determinação da variação da resistência do extensômetro, a equação (21) foi rearranjada:

$$\Delta R = K * R * \varepsilon \quad (22)$$

Segundo o fabricante do extensômetro escolhido temos:

$$R = 350\Omega;$$

$$K = 2;$$

$$E = 210 \text{ G Pa.}$$

É necessário calcular a deformação específica do material no ponto onde o extensômetro está localizado, segundo as fórmulas(2) e (9)(Hoffmann, 1989):

$$\varepsilon = 6 * \frac{F*(L-x)}{E*b*h^2} \quad (23)$$

Substituindo os valores já obtidos em (23), tem-se:

$$\varepsilon = 4,11 \text{ mm};$$

Substituindo em (22):

$$\Delta R = 2,88\Omega$$

A colagem dos sensores no corpo da célula de carga é um procedimento de grande importância, pois determina o correto funcionamento do mesmo: um extensômetro mal colado pode não gerar o sinal correto e prejudicar (ou impossibilitar) as medições.

Foi seguido o seguinte método de colagem dos extensômetros no corpo da célula de carga (Dally, 1991):

1. Preparação da superfície: lixar (grana 400) e limpar a superfície com álcool;
2. Marcar as linhas de posicionamento e fixar os extensômetros no local apropriado com fita adesiva;
3. Colar os extensômetros com cianocrilato, como na figura 23.



Figura 23 - Extensômetros colados no corpo da célula de carga.

Em seguida, soldaram-se os contatos dos extensômetros, como mostra a Figura 24.

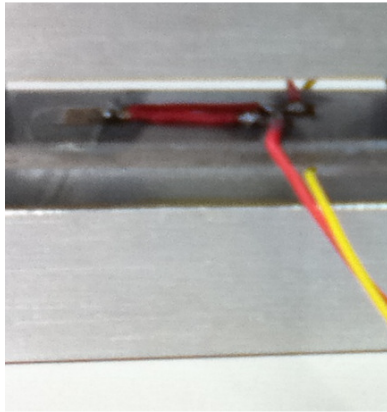


Figura 24 - Detalhe dos contatos elétricos dos extensômetros.

O layout final da célula de carga é apresentado na figura 25.

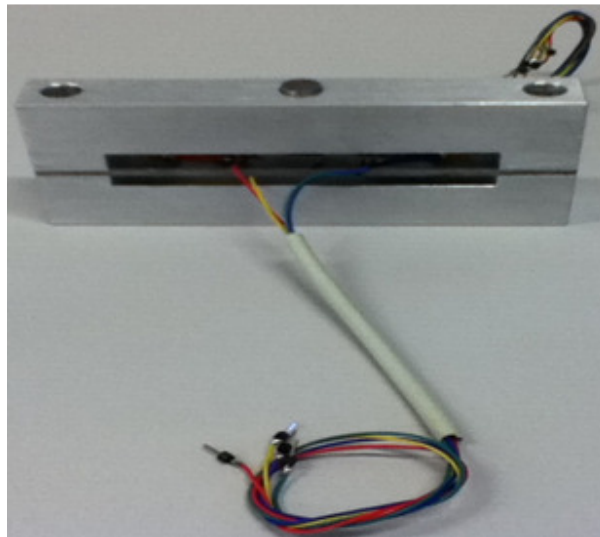


Figura 25 - Célula de carga finalizada.

4.5 Circuito Elétrico

Com a estrutura do aparelho já definida, partiu-se para a próxima etapa do projeto, que consiste em projetar um circuito elétrico que possibilite a leitura da deformação da célula de carga. Esse circuito é constituído por:

-Extensômetros posicionados na célula de carga de tal forma que melhor captem a força aplicada, e ligados em forma de Ponte de Wheatstone, para gerar um sinal elétrico corresponde ao esforço;

- Amplificador de Instrumentação;
- Circuito corretor de *offset*;
- Filtro.

4.5.1 Ponte de Wheatstone

A pequena variação nas resistências dos extensômetros desequilibra a Ponte de Wheatstone, representado na figura 26, gerando um sinal elétrico correspondente.

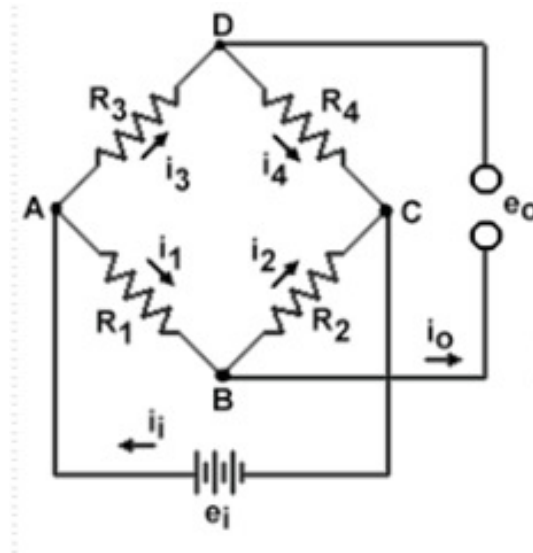


Figura 26 - Ponte de Wheatstone, os extensômetros são representados por “R” e ligados de forma intercalada.

Utilizaremos como fonte de alimentação duas baterias de 12V e um conjunto de reguladores de tensão (7809 e 7909) para regular a tensão em $\pm 9V$. Essa fonte estabilizada alimentará todo o circuito elétrico.

A ponte desenvolvida não é perfeitamente equilibrada devido às variações da resistência elétrica dos sensores, que ocorrem após a colagem na célula de carga. Esse problema será estudado em seguida.

É necessário amplificar o sinal gerado pela ponte de tal forma que pequenas variações na força aplicada gerem uma diferença mensurável pelo posterior circuito de aquisição e assim efetuar a medição.

4.5.2 Amplificador de Instrumentação

Dois amplificadores de instrumentação foram necessários, ambos utilizando o chip INA128: um pré-amplificador que possui resistência de ganho de 300Ω (2 resistências de 150Ω em série), o que acarreta em um ganho de $167,67 V/V$; e, após a correção de offset, um amplificador que possui resistência de ganho de $2,7 k\Omega$, o que acarreta em um ganho de $19,52 V/V$.

4.5.3 Correção de offset

Com o sinal pré-amplificado devemos fazer a correção de offset, pois queremos que a tensão de saída seja zero quando não houver força aplicada (Ponte de Wheatstone equilibrada). Para tanto, utilizaremos um amplificador LM324 em sua configuração como subtrator e ganho unitário. Para regular a tensão de offset utilizaremos um potenciômetro multivoltas de 100 k Ω .

4.5.4 Filtro

Com finalidade de eliminar flutuações originárias de interferências externas, projetou-se um filtro que permita passagem de sinais com a menor faixa de frequências possíveis (10 Hz), isso porque o sinal proveniente da célula de carga possui característica de corrente contínua.

Escolheu-se o filtro ativo Butterworth de 2^a ordem devido à sua linearidade na banda de passagem e alta rejeição na banda de rejeição (Mancini, 2003).

4.5.5 Circuito final

O circuito final, representado via software, é apresentado na Figura 27.

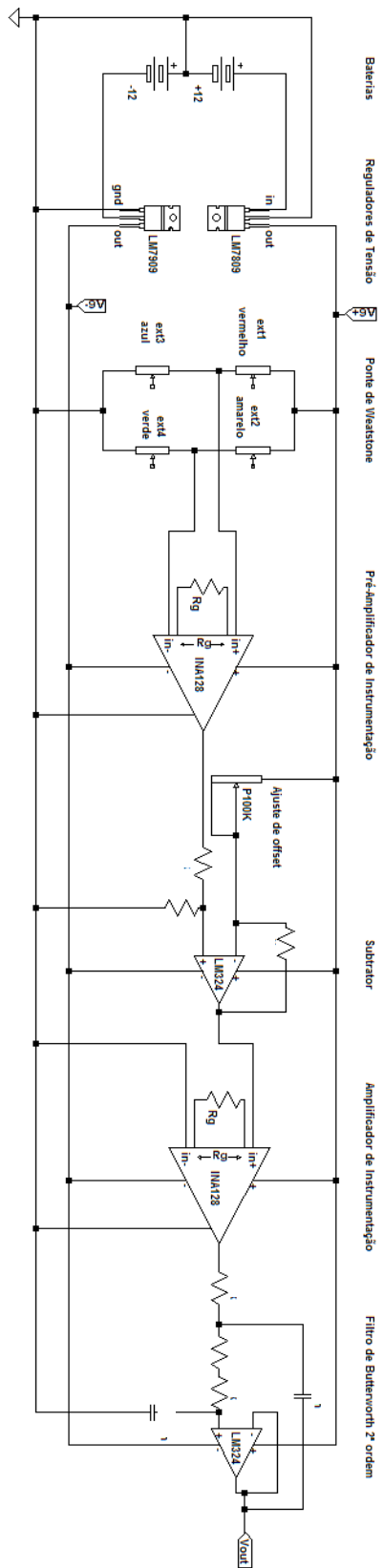


Figura 27 - Circuito final representado no software LTSpice.

4.6 Testes

4.6.1 Caracterização da célula de carga

Com a finalidade de se caracterizar a célula de carga, coletou-se medidas da Ponte de Wheatstone, variando-se a força aplicada dentro do intervalo de força estabelecido. O gráfico gerado por essas medidas é apresentado na Figura 28.

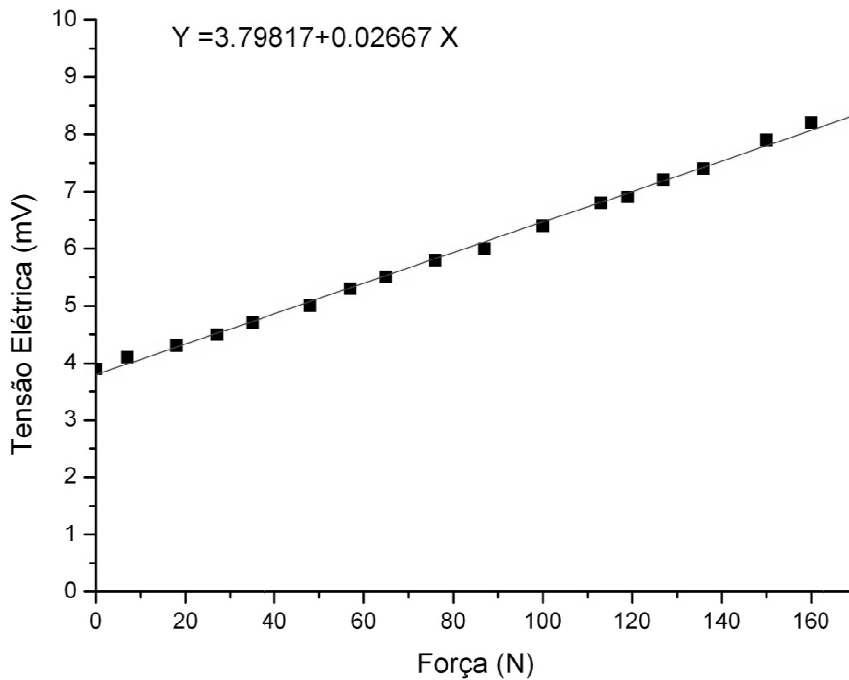


Figura 28 – Gráfico do funcionamento da célula de carga.

A partir da figura 26, pode-se observar o comportamento linear da relação tensão x força. Também é possível traçar a reta aproximada dos pontos medidos e então obter a equação de funcionamento do mesmo (apresentado, também, na figura 26).

4.6.2 Caracterização do Aparelho

Com a finalidade de se caracterizar o equipamento desenvolvido (célula de carga e circuito elétrico), devemos coletar uma série de medidas. Para tanto, utilizou-se um dinamômetro (equipamento que aplica uma força específica sobre a área de interesse, informando o valor da força aplicada), como visto na figura 29.

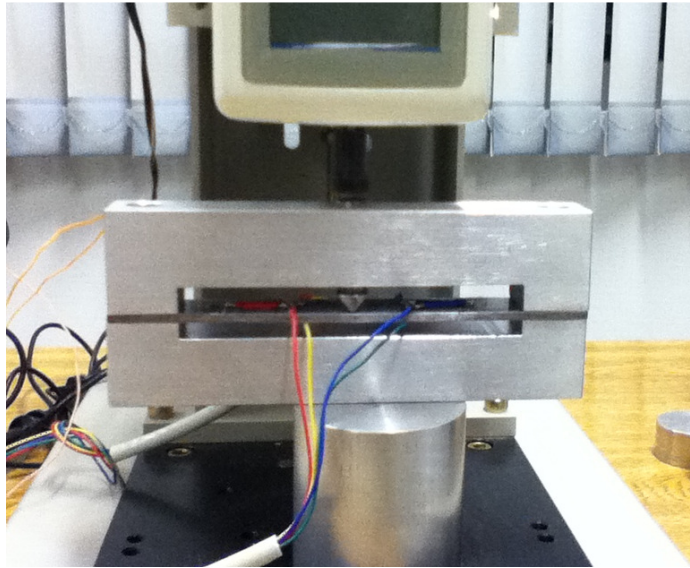


Figura 29 - Configuração para realização das medidas.

Cinco séries de medidas independentes foram realizadas, onde a força aplicada teve seu valor variado crescentemente até o limite de funcionamento estabelecido para o equipamento. O gráfico da figura 30 apresenta o funcionamento do equipamento a partir dos dados coletados:

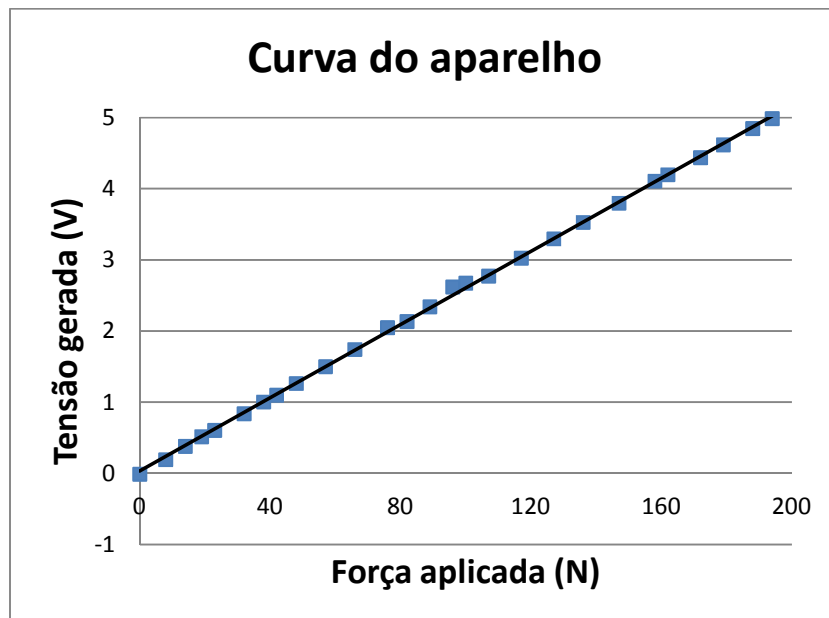


Figura 30 - Gráfico resultante de uma das cinco séries de medidas.

A equação gerada representa o funcionamento do equipamento. As equações encontradas nas cinco séries de medidas são as seguintes:

$$y = 0,0250x + 0,0290$$

$$y = 0,0257x + 0,0333$$

$$y = 0,0256x + 0,0645$$

$$y = 0,0247x + 0,0386$$

$$y = 0,0252x + 0,0231$$

Estes dados caracterizam o equipamento.

4.7 Imagens da Manopla do Aparelho

As Figuras 31 e 32 representam a configuração da manopla do aparelho. Observa-se que duas peças de borracha foram acopladas na célula de carga para possibilitar seu uso durante os testes com pacientes.

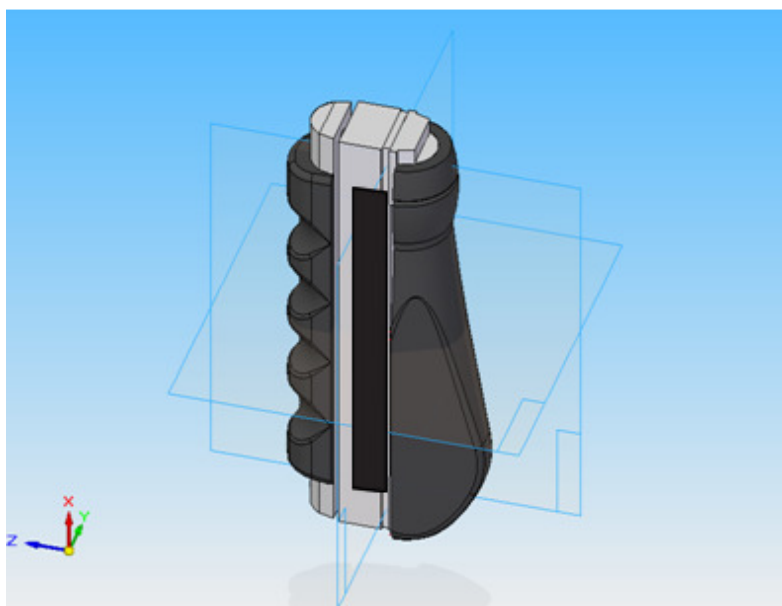


Figura 31 - Manopla do Aparelho (Célula de carga e peças de borracha)

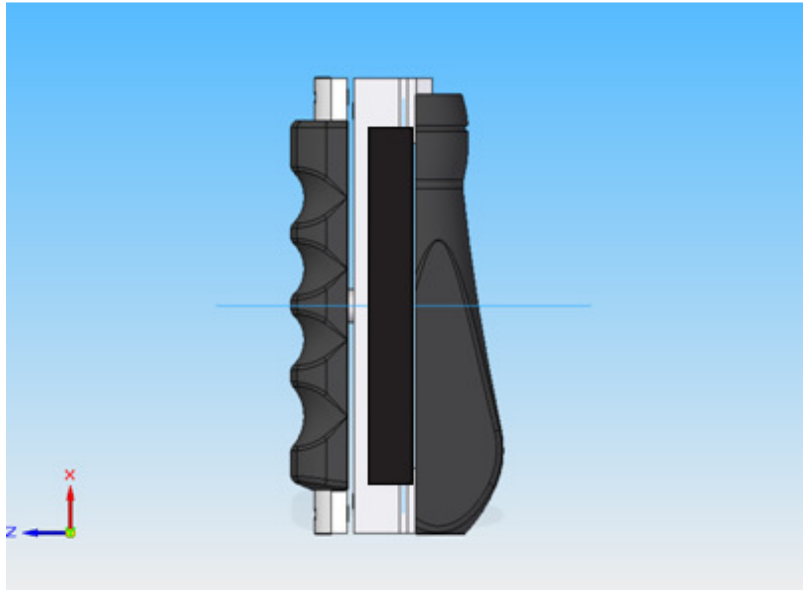


Figura 32 - Manopla do Aparelho (Visão lateral).

A figura 33 apresenta o circuito elétrico final do equipamento, que contém a parte condicionadora de sinal da célula de carga e também a placa de aquisição.

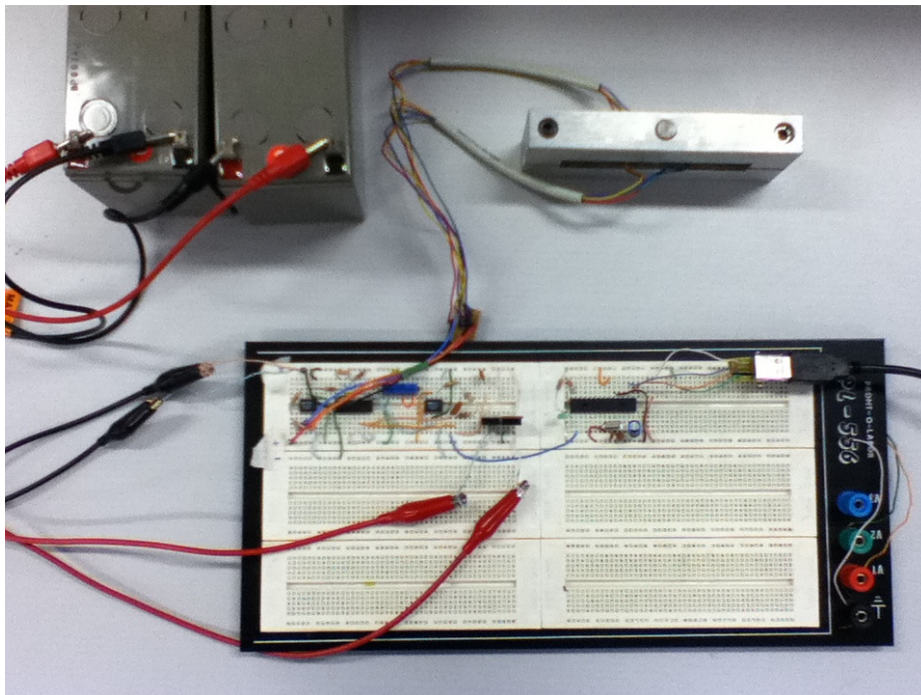


Figura 33 - Circuito Elétrico de Teste em Protoboard.

5. Placa de Aquisição USB

5.1 USB

Desenvolvida em meio à década de 90, a conexão USB foi criada com propósito de facilitar o uso de periféricos. A partir do seu surgimento, qualquer usuário sem experiência é capaz de instalar e utilizar periféricos, sem a necessidade de configurar estes dispositivos. Esta tecnologia foi desenvolvida a partir dos padrões *Plug and Play* (USB Implementers Forum, 2007).

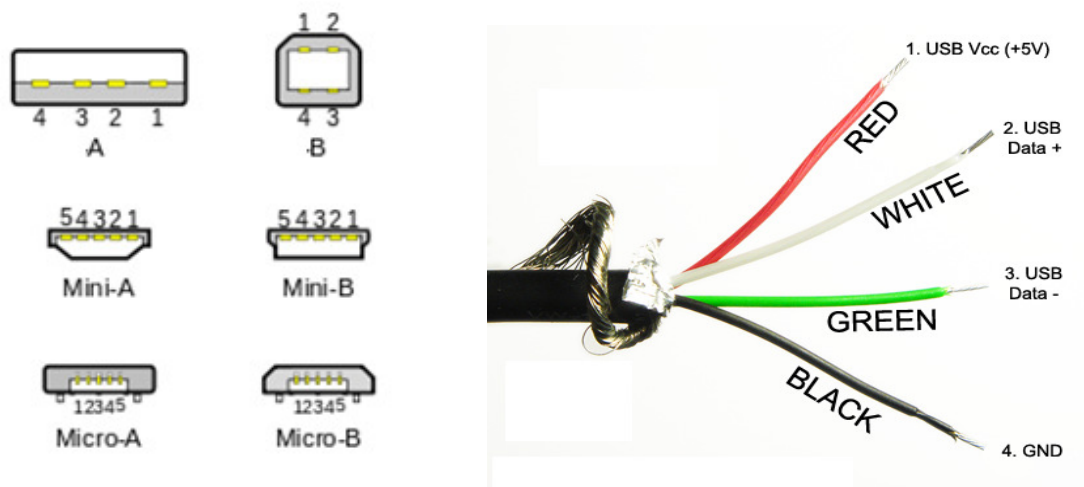


Figura 34 - Padrões USB (à esquerda) e Pinout tipo A (à direita) (Wikipedia, 2012).

A figura 34 mostra os seis padrões de conectores USB existentes no mercado. O tipo A foi escolhido para este projeto por estar presente em todos os computadores e ser o mais utilizado. O padrão micro-B, que não era muito utilizado há alguns anos, vem aparecendo massivamente em celulares e pequenas máquinas fotográficas.

Desde sua criação, o padrão USB já foi apresentado em sete versões: 0.7, 0.8, 0.9, 0.99, 1.0, 2.0 e a mais recente, 3.0. Apesar da versão 3.0 ter sido lançada em 2009, com velocidade de 4,8Gbps, ainda é pouco utilizada (USB Implementers Forum, 2012). Já existem alguns computadores com portas USB 3.0, porém não existe nenhum microcontrolador no mercado com esta tecnologia. Dessa forma, neste projeto foi utilizada a versão 2.0, que possui velocidade de 480 Mbps.

5.1.1 Enumeração

A enumeração é a primeira comunicação entre o *host* e o dispositivo USB: quando o PC detecta a presença de algo em uma de suas portas USB, transmite energia e então o dispositivo poderá mandar um sinal dizendo que gostaria de se comunicar. Neste primeiro momento, o *host* recebe informações gerais sobre o dispositivo, seu nome, seu fabricante, sua velocidade de comunicação, entre outros. O PC é capaz de escolher o drive mais adequado para gerenciar as comunicações e configurações do dispositivo (Simões, 2007).

Para que um dispositivo USB seja reconhecido pelo *host*, deve possuir uma licença cadastrada pelos desenvolvedores da tecnologia USB, isso custa, em média, dois mil dólares e tem duração de dois anos (USB Implementers).

Como este projeto utiliza o padrão USB através do microcontrolador PIC18F2550, não é necessário cadastrar uma licença, uma vez que a Microchip já realizou este procedimento. Além disso, também fornece os *drivers* de todos os seus dispositivos, facilitando a comunicação e configuração entre estes e os *hosts*.

5.1.2 Protocolo USB

A comunicação USB é baseada em três pacotes de informações, o “Token Packet” que é responsável por enviar diversas informações: o endereço; o tipo e o sentido da transmissão; o “Data Packet”, que possui os dados que se deseja enviar; e por último o “Handshake Packet”, que indica sucesso na transferência de dados (USB Implementers Forum, 2001). Na figura 35 podemos observar o tamanho e a estrutura de cada um desses pacotes. Observa-se que todos possuem 8 bits de informação PID (Packet Identifier) que indica o tipo de pacote que se está enviando.

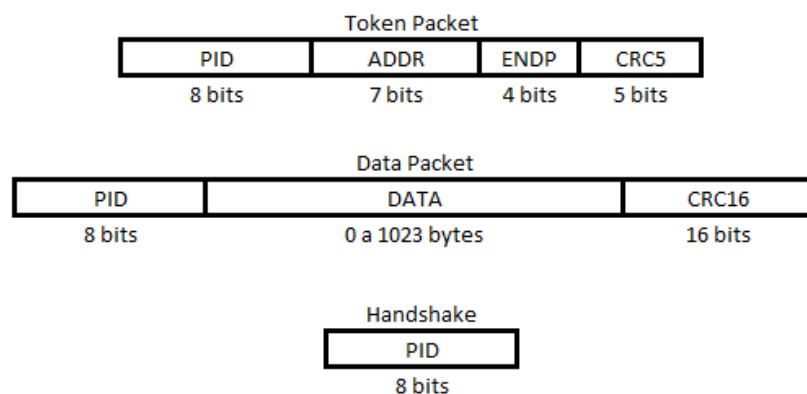


Figura 35 - Protocolo USB

5.2 Microcontrolador PIC18F2550

Fabricado pela Microchip, este microcontrolador de 8 bits da figura 36 é um dos mais simples e fáceis de encontrar no mercado entre os que possuem tecnologia USB embutida. A família 18F possui uma vasta quantidade de materiais para consulta, a maioria deles fornecida pelo próprio fabricante, o que facilita bastante a sua programação.

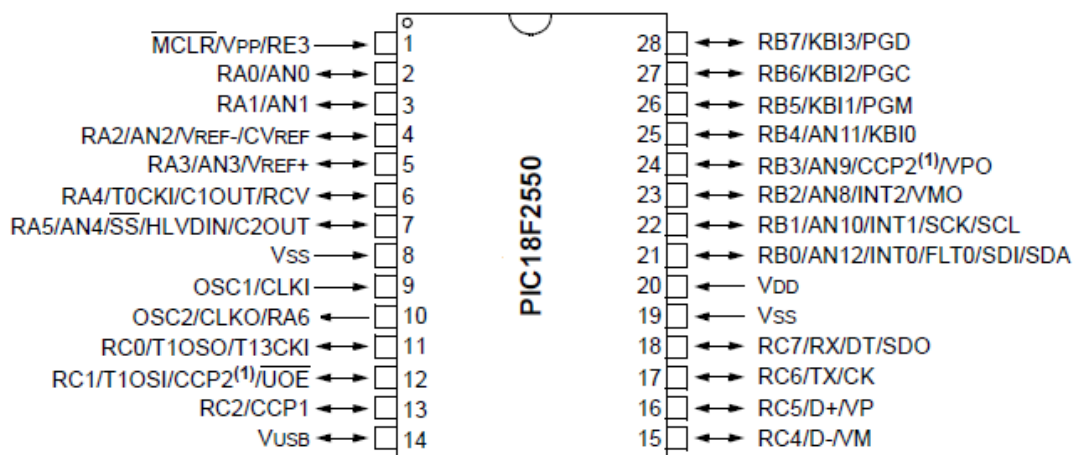


Figura 36 - PIC 18F2550 (Microchip, 2009).

Com encapsulamento PDIP (Plastic Dual Inline Package) de 28 pinos, o PIC18F2550 possui três portas bidirecionais. Além disso, suas principais características são (Microchip, 2009):

- USB 2.0;
- Clock variável de 8 a 48 MHz;
- Conversor AD de até 10 bits;
- 32 Kbytes de memória FLASH;
- 2048 bytes de memória RAM;
- 256 bytes de EEPROM;

5.2.1 Desenvolvimento da placa de aquisição

O primeiro passo para o desenvolvimento da placa de aquisição é investigar quais os componentes necessários para que o microcontrolador PIC18F2550 funcione adequadamente. A Microchip fornece um *datasheet* bastante completo, que possui informações suficientes para o desenvolvimento desta parte do projeto.

- Alimentação: O PIC18F2550 opera com tensão de alimentação de 4,2 a 5 Volts, o que permite que a tensão proveniente da porta USB de qualquer computador seja utilizada como única fonte da alimentação do dispositivo.

- Oscilador: Devido à inclusão do módulo USB, o dispositivo PIC18F2550 possui oscilador e sistema de temporização diferentes dos que aparecem nos antigos PICs da família 18F. O módulo USB requer uma fonte de temporização estável e, por isso, é necessário que seja separada e compatível com as especificações USB (Microchip, 2009).

A operação do oscilador no PIC18F2550 é controlada através de um circuito externo e da configuração de dois registradores durante sua programação. O circuito externo, que pode ser observado na figura 37, deve ser conectado aos pinos OSC1 e OSC2 do microcontrolador. Para chegarmos à oscilação desejada de 4MHz, utilizaremos um Cristal Oscilador de 12 MHz e dois capacitores de 22pF. Além disso, o microcontrolador deverá ser programado para operar com PPL, *Phase Locked Loop*, dividido por 3.

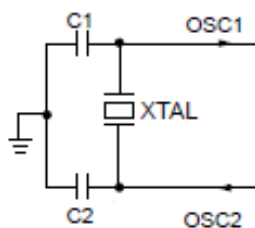


Figura 37 - Circuito Oscilador (Microchip, 2009).

- Reset: O MCLR, pino 1 do microcontrolador, é uma entrada digital normalmente baixa de *reset*. Dessa forma, é necessário fornecer um sinal digital alto nesta entrada, para que o dispositivo funcione corretamente. Um resistor de 10k ohm, ligado à tensão de alimentação, é suficiente para criar este sinal.

- Regulador de tensão interna USB: Para utilizar o módulo USB do PIC18F2550, é necessário acoplar um capacitor eletrolítico de 10 μ F no pino VUSB. Este capacitor irá dar estabilidade ao regulador interno de tensão, presente no PIC, para alimentar seu *transceiver* interno.

Dessa forma, o esquema elétrico final da placa de aquisição USB está representado na figura 38. Observa-se que, além dos componentes essenciais, um *led* foi ligado ao circuito para indicar ao usuário que o dispositivo está funcionando corretamente.

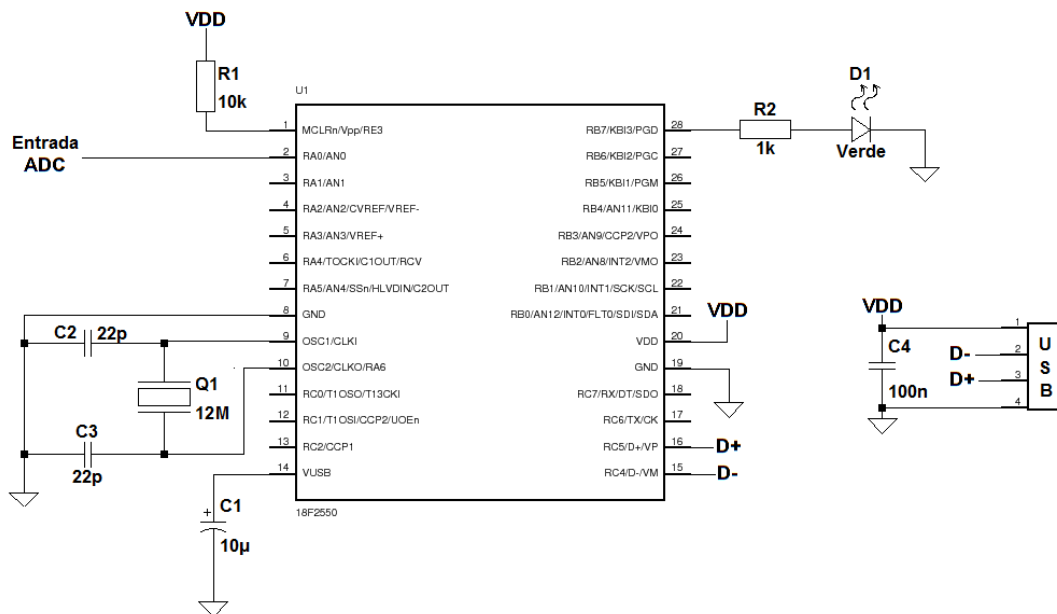


Figura 38 - Esquema Elétrico da Placa de Aquisição.

5.2.2 Firmware

Firmware é um conjunto de instruções, gravadas diretamente no hardware de um dispositivo eletrônico, que permitem seu correto funcionamento. Neste projeto, o *Firmware* será gravado no PIC18F2550 e será responsável por toda sua configuração básica, além da configuração do módulo USB e do conversor analógico-digital.

5.2.2.1 Configurações Básicas do Microcontrolador

Para configurar o funcionamento do PIC18F2550, deve-se, primeiramente, incluir sua biblioteca de comandos:

```
“#include <18f2550.h>”
```

Além disso, de acordo com seu *datasheet*, o microcontrolador precisa receber as seguintes instruções de configuração:

```
“#USE delay(clock=4800000); // Configuração dos comandos de delay
#FUSES HSPLL           // Configuração High-Speed para o Oscilador
#FUSES NOWDT          // Watch Dog Timer desligado
#FUSES NOPROTECT      // Sem proteção de leitura do código
#FUSES NOLVP          // Tensão de programação não é baixa
```

```
#FUSES NODEBUG // Sem execução de Debugs
#FUSES USBDIV // Temporizador do USB = PLL dividido por 2
#FUSES PLL3 // Dividir Cristal Oscilador por 3 para obter 4MHz
#FUSES CPUDIV1 // Temporizador do Sistema sem divisão
#FUSES VREGEN // Regulador de tensão interno do módulo USB está habilitado”
```

5.2.2.2 Configurações e Instruções USB

Para facilitar a utilização do módulo USB, duas bibliotecas devem ser inseridas no compilador:

```
“#include <usb.c>
#include <pic18_usb.h.”
```

Essas duas bibliotecas e o *datasheet* possibilitam a configuração do módulo USB com facilidade: apenas cinco comandos são necessários:

```
“#define USB_HID_DEVICE FALSE//Não é um dispositivo HID (teclado, mouse e outros)
#define USB_EP1_TX_ENABLE USB_ENABLE_BULK //EndPoint1
habilitadaparaEntrada.
#define USB_EP1_RX_ENABLE USB_ENABLE_BULK // EndPoint1 habilitadaparaSaída.
#define USB_EP1_TX_SIZE64 //Memória reservada para EndPoint1 de entrada
#define USB_EP1_RX_SIZE3 //Memória reservada para EndPoint1 de saída”
```

Com o módulo USB configurado, o firmware deve agora conter instruções para realizar a enumeração com o computador, a partir do momento em que for conectado a ele.

```
“usb_init(); // Inicializa o módulo USB
usb_task(); // Monitora a conexão entre o PC e o Microcontrolador
usb_wait_for_enumeration(); // Espera o processo de enumeração ser finalizado”
```

A partir deste momento, o microcontrolador está pronto para realizar troca de dados com o *host*. Como o objetivo deste projeto é apenas enviar os dados do ADC ao PC, apenas um comando é necessário. Para garantir que o PIC continue realizando esta operação até que o usuário o desconecte, este comando deve ficar dentro de um *loop*, o qual tem como condição o estado enumerado do dispositivo.

```
“if(usb_enumerated()) //Se estiver enumerado
usb_puts(1,valor,3,1); } // Envia a variável valor ao PC”
```

5.2.2.3 Configurações e Instruções ADC

Deve-se configurar o número de bits que serão utilizados na conversão analógico-digital. Foi definido que a tensão de entrada da placa de aquisição deveria variar entre 0 e 5 Volts, representando uma variação digital de 0 a 256 níveis. Dessa forma, o ADC deve ser configurado com 8 bits. Para isso, utiliza-se o comando:

```
“#device ADC=8”
```

Além disso, deve-se configurar a quantidade de portas analógicas que serão utilizadas, a tensão de referência para conversão e a velocidade de amostragem do ADC:

```
“setup_adc(VSS_VDD); // Tensão de referência de 0 a 5 Volts  
setup_adc_ports (AN0); // somente AN0 como entrada analógica  
setup_adc (ADC_CLOCK_DIV_64); // Configuração mais rápida do ADC”
```

Com o conversor configurado, já é possível colocá-lo em funcionamento. Neste projeto, apenas uma instrução foi necessária:

```
“valor = read_adc(); // lê a tensão analógica e atribui seu representante digital à variável  
“valor”.
```

5.3 Interface Gráfica - LabVIEW

Criado em 1986, pela National Instruments, o LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) é um ambiente de desenvolvimento integrado que utiliza linguagem gráfica “G”. A programação é feita através de fluxo de dados, o que é uma grande vantagem para aquisição e manipulação de dados. Além disso, o ambiente de desenvolvimento possui diversas funções prontas que facilitam a manipulação dos dados adquiridos (National Instruments).

Trabalhar com o LabVIEW é uma ótima alternativa para desenvolvedores que têm dificuldades com linhas de código, já que o programa é estruturado por diagrama de blocos. Porém, o programador deve se atentar ao fato de que pequenas mudanças no programa podem necessitar de horas de trabalho, uma vez que para inserir um novo bloco no meio do diagrama, é necessário refazer grande parte da ligação entre blocos já existentes. Por este motivo, o usuário deve fazer um bom planejamento do projeto antes de estruturá-lo no LabVIEW .

Outra grande vantagem deste software, que se encaixa perfeitamente no propósito deste projeto, é o programa poder ser transformado em um arquivo executável, fazendo com que um usuário sem conhecimento específico na área seja capaz que utilizá-lo, sem a necessidade de possuir ou conhecer seu ambiente de desenvolvimento. Além disso, o software possui uma biblioteca de

recursos completa, que possui diversas funções de aquisição, manipulação e armazenamento de dados. Essas funções são representadas por blocos gráficos e chamadas de VIs.

5.3.1 Desenvolvimento da Interface Gráfica

Neste projeto, utilizou-se o LabVIEW versão 2011, capaz de mostrar graficamente os valores obtidos, manipulá-los para a escala desejada e criar um banco de dados dos pacientes.

Este software possui todas as funções necessárias para manipulação e armazenamento de dados. Para aquisição através da porta USB, é necessário adicionar o *toolkit* USB, que possui as funções *Enumeration*, *Write* e *Read*. A comunicação entre o PC e o PIC é feita diretamente através do *driver* fornecido pela Microchip, que é compatível com este *toolkit*.

A figura 39 mostra qual deverá ser a lógica utilizada durante o desenvolvimento deste projeto: primeiramente o LabVIEW deverá enviar e receber as informações necessárias para sua enumeração com o PIC. Estando enumerado, a interface gráfica ficará a espera de dados e, assim que os receber, irá plotá-los no gerador de gráficos *Chart*. Duas informações devem ser salvas no arquivo de texto: o tempo de aquisição, em milissegundos, e o valor de tensão, recebido do PIC, convertido em força. Essa lógica deverá ser seguida até que o usuário determine o fim da operação.

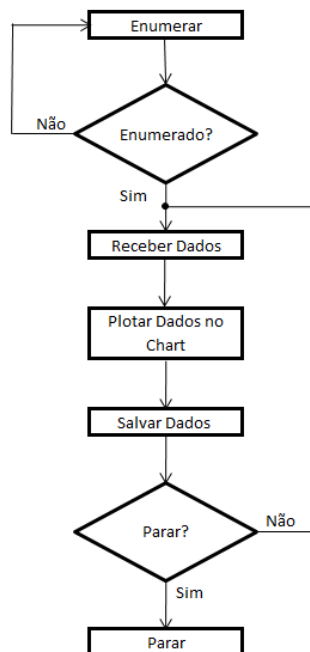


Figura 39 - Lógica da Interface Gráfica

Para enumeração, basta apenas que a função *Enumeration* seja conectada às informações de endereçamento do microcontrolador. Um *loop While*, apresentado na figura 40, deve manter a interface no modo enumeração até que este processo seja finalizado.

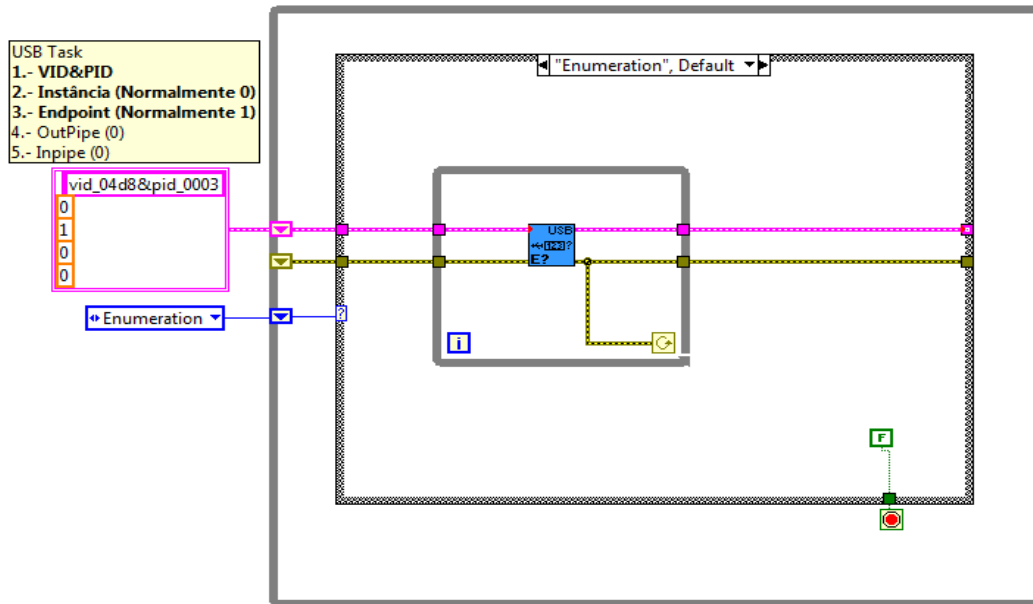


Figura 40 - Programação de Enumeração

Com a etapa de enumeração concluída, o próximo passo é desenvolver o *loop* de leitura de dados, apresentado na figura 41. O protocolo de comunicação USB exige que, durante a transmissão de dados, o fluxo de informações seja bidirecional, ou seja, pacotes de informações serão recebidos e transmitidos via LabVIEW. Para tanto, é necessário utilizar as funções *Write* e *Read* do *toolkit* USB.

A função *Write* exige que sejam fornecidas duas informações: *Send Data* e *SendLength*, sendo que ambas podem ser igual a zero para indicar que nenhum dado será enviado ao PIC.

A função *Read* deve receber: *ExpectedReceiveLength*, o tamanho esperado dos dados que serão recebidos; e *Input Array*, o vetor onde os dados serão colocados.

Ambas as funções devem receber as informações de endereçamento do PIC.

Como saída da função *Read* obtêm-se um vetor que deve ser conectado a um gráfico, possibilitando a visualização dos valores recebidos durante todo o tempo de aquisição. Além disso, o vetor deve estar conectado à função de armazenamento de dados. Esta função armazenará, na primeira coluna, o tempo de aquisição em milissegundos e, na segunda, os valores recebidos. O usuário poderá escolher o tipo de arquivo que deseja, como por exemplo, arquivo de texto ou MatLab.

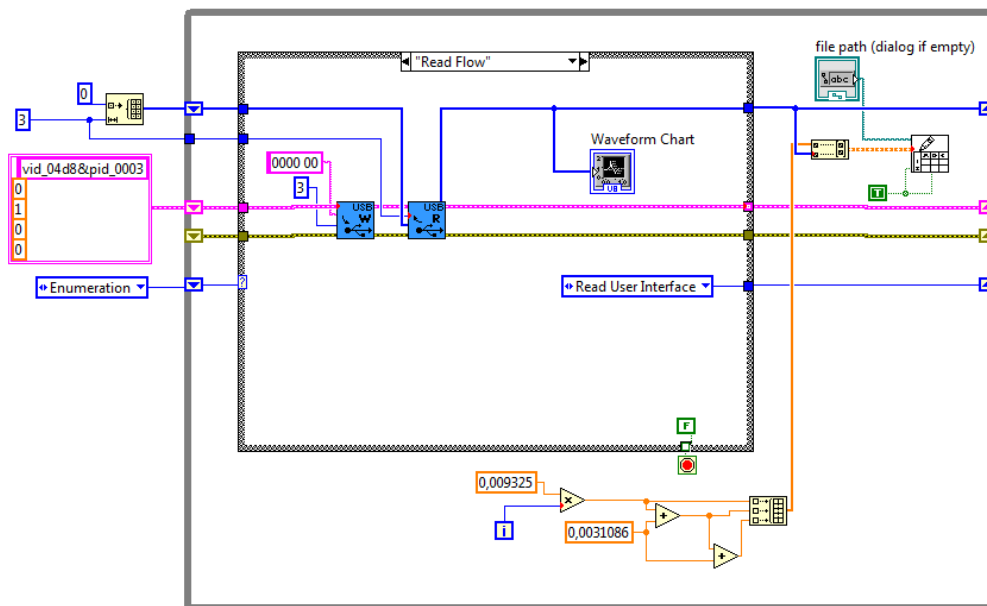


Figura 41 - Programação do recebimento e manipulação de dados

5.4 Teste

Neste item, encontra-se o teste de funcionamento da placa de aquisição e da interface gráfica desenvolvida no LabVIEW. Como mostra a figura 42, uma fonte variável de tensão DC foi utilizada para gerar um sinal na entrada AN0 do microcontrolador.

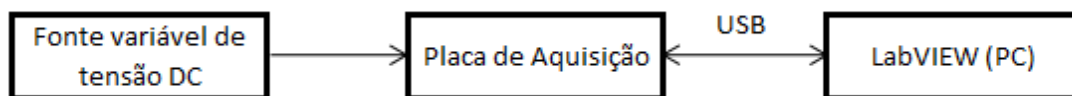


Figura 42 - Lógica do Teste da Placa de Aquisição

Variando a tensão da fonte DC aleatoriamente entre 0 e 5 Volts, é possível perceber que esta parte do projeto está funcionando dentro do esperado. O resultado é um sinal digital com resolução de 19 mV e taxa de amostragem de aproximadamente 320 amostras por segundo.

A figura 43 mostra o gráfico resultante deste teste.

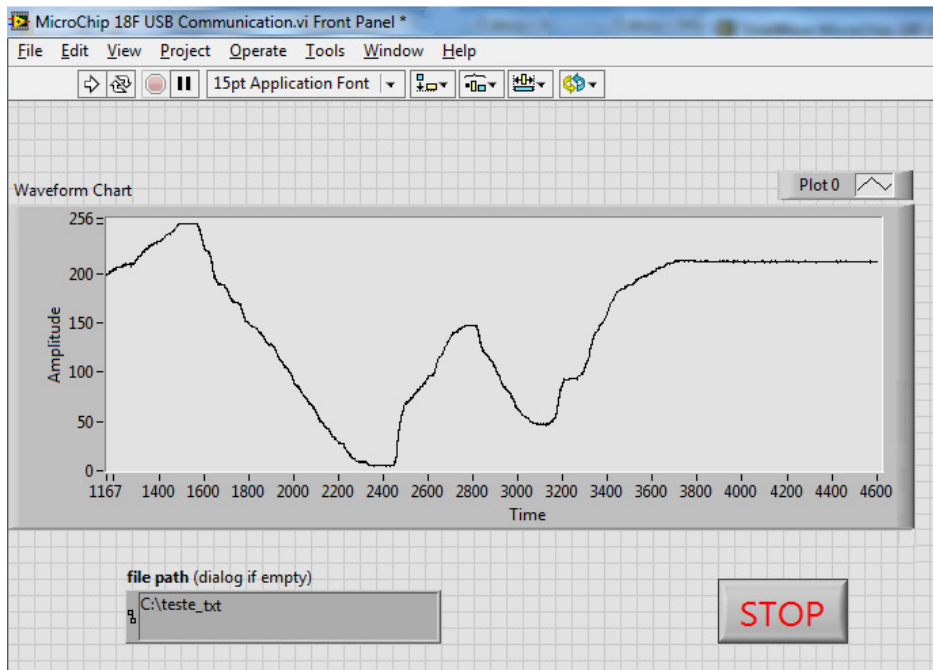


Figura 43–Resultado do Teste da Placa de Aquisição

Para utilizar a interface corretamente o usuário deve, necessariamente, digitar o caminho de acesso onde se deseja salvar o arquivo: o nome do arquivo e a extensão (podendo esta ser ‘.txt’ para arquivo de texto ou ‘.m’ para arquivo do software MatLab).Na primeira coluna do arquivo encontra-se o tempo de aquisição, em milissegundos, e na segunda os valores de força, em Newtons. A Figura 44 mostra um exemplo do arquivo de texto gerado.

Arquivo	Editar
Formatar	Exibir Ajuda
5,499	43,000
5,502	43,000
5,505	43,000
5,508	43,000
5,511	38,000
5,514	38,000
5,517	38,000
5,520	38,000
5,524	38,000
5,527	38,000
5,530	38,000
5,533	37,000
5,536	37,000
5,539	38,000
5,542	37,000
5,545	37,000
5,548	37,000
5,551	37,000
5,555	37,000

Figura 44 - Arquivo gerado durante o teste.

6. Resultados e Discussão

6.1 Imagens finais do equipamento

Após o desenvolvimento completo do equipamento gerou-se imagens do aparelho finalizado: na figura 45 é apresentada, em detalhe, a manopla; na figura 46 apresenta-se a placa do circuito elétrico; por fim, a figura 47 mostra o equipamento em utilização.



Figura 45 - Manopla do Equipamento

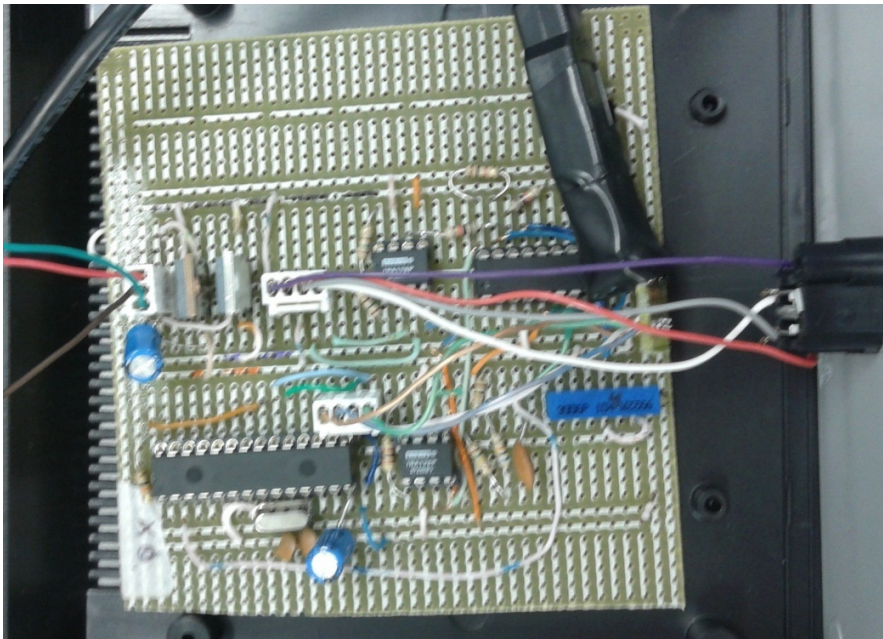


Figura 46 - Placa do Circuito Elétrico

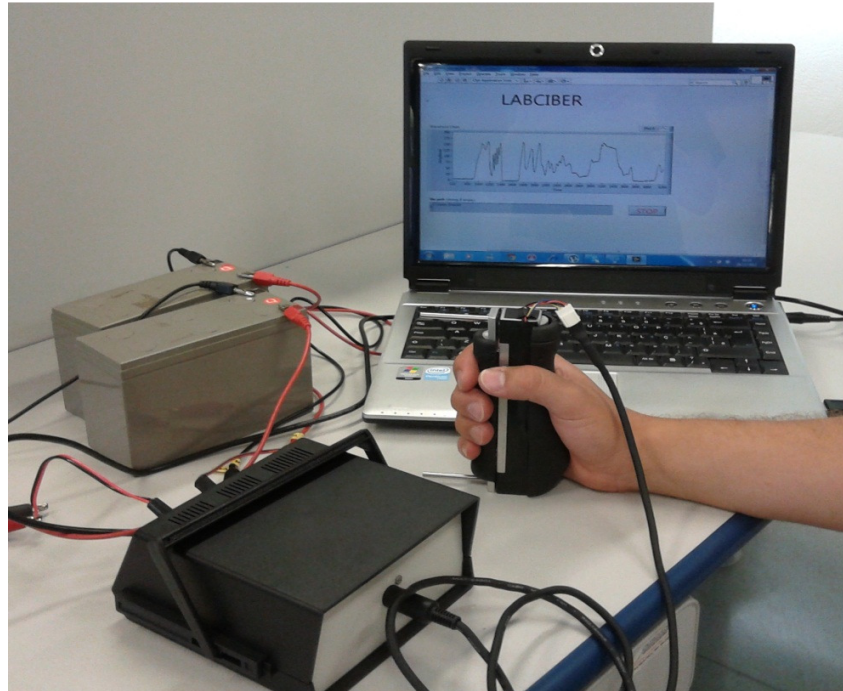


Figura 47 - Aparelho em utilização.

6.2 Caracterização do transdutor

Alguns efeitos podem causar erro na medida, tais como histerese e não-linearidade. Tais efeitos são analisados a seguir:

- Histerese: efeito que decorre de trocas térmicas com o ambiente da energia elástica gerada pela deformação. Isso pode acarretar em medições de cargas sucessivas não coincidentes.

Caracteriza-se a histerese da célula de carga através de sua curva de histerese, apresentada na figura 48, e gerada através de dados coletados variando-se a força aplicada em sentido crescente e, em seguida, em sentido decrescente.

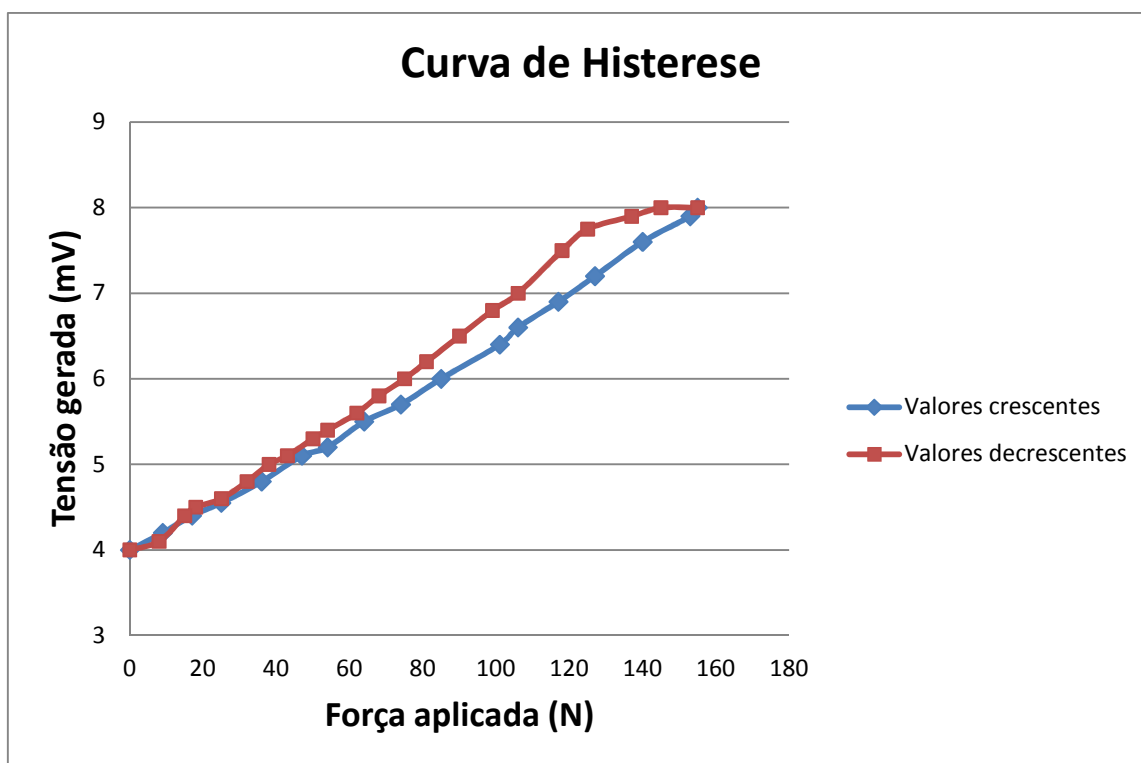


Figura 48 - Curva de Histerese da Célula de Carga

Observa-se que a curva de histerese é pouco acentuada: atinge seu valor máximo em 130N, onde a diferença de tensão entre os sentidos de aplicação da força é de 0,5mV. Esse valor nada influenciará no resultado na avaliação de pacientes com lesão medular, pois estes apresentam uma força de preensão palmar de baixo valor, onde as curvas se coincidem.

- Repetibilidade: Indicação do mesmo valor de tensão quando aplicada a mesma carga, sucessivamente. Esse efeito deve ser verificado e controlado através de repetidas aplicações da força sobre a célula de carga.

Para demonstrar a repetibilidade do aparelho, foi feita a média e o desvio padrão do coeficiente angular e linear das equações de reta obtidas nas cinco medidas.

- Coeficiente linear: Média: 0,03115; Desvio Padrão: 0,03115.
- Coeficiente angular: Média: 0,0251; Desvio Padrão: 0,016577.

Tendo em vista os valores acima, o transdutor apresenta alto nível de repetibilidade.

- *DRIFT*: Consiste na variação da deformação ao longo do tempo com a aplicação de uma carga constante. Este efeito decorre de escorregamentos entre as faces da estrutura cristalina do material e apresenta-se como variações aparentes na intensidade da força sem que haja incrementos na mesma. Para testar esse efeito, aplica-se uma carga constante por um tempo e verifica-se a variação do sinal gerado. Com o arquivo gerado durante 10 segundos de carga constante, calcula-se a média e o desvio padrão:

- Força aplicada 0N: Média: 0,001025; Desvio Padrão: 0,028061.
- Força aplicada 50N: Média: 49,8923; Desvio Padrão: 0,042094.
- Força aplicada 100N: Média: 99,7821; Desvio Padrão: 0,131098.
- Força aplicada 200N: Média: 200,314; Desvio Padrão: 9,8924E-12.

Os resultados apresentados acima são satisfatórios para a aplicação proposta.

6.3 Características finais do aparelho:

- Sensibilidade do aparelho: 25mV/N.

- Threshold (valor mínimo indicado pelo aparelho): O dinamômetro usado para calibração possui resolução de 1N. Como, ao medir o menor valor indicado pelo software, o dinamômetro não apresenta valor algum (mantém-se em zero) deduz-se que o instrumento apresenta um valor de Threshold menor que 1N.

- Range (faixa de valores):

Força: 0 a 200 N;

Tensão: 0 a 5V;

Níveis lógicos: 0 a 256 (8bits);

Comparativamente, podemos analisar o aparelho desenvolvido com um aparelho comercial para então avaliarmos o seu desempenho. Escolhemos o dinamômetro Jamar (já citado).

- Possíveis níveis de força (MMT) medidos:

Jamar:3;

Aparelho desenvolvido: 5.

- Regulagem do apoio de mão:

Jamar: 5;

Aparelho desenvolvido: 4.

- Níveis de regulagem de acordo com a distância entre o arco da palma da mão e a face anterior dos dedos:

Jamar: 5;

(34,925mm, 47,625mm, 60,325mm, 73,025mm e 85,725mm);

Aparelho desenvolvido: 4;

(47,625mm, 60,325mm, 73,025mm e 85,725mm).

Vale lembrar que a posição 1 do Jamar possui dimensionamento específico para uso com crianças (Moreira et. al., 2003). Decidiu-se não desenvolver esse formato, pois a maior parte dos pacientes com lesão medular são adultos jovens.

- Geração de arquivo de dados:

O aparelho desenvolvido retorna um arquivo de dados que pode ser salvo para gerar um banco de dados do paciente, o que fornece um histórico do tratamento. Essa característica é a uma grande vantagem em relação ao aparelho Jamar e, além disso, importantíssima para o objetivo final de utilização deste equipamento.

Conclusão

Com este experimento, tornou-se possível observar a aplicação de sensores extensométricos em células de carga, sendo necessário definir aqueles que melhor se encaixam nas necessidades impostas. Houve a comprovação da variação proporcional de tensão em função de sua deformação e foi observado o comportamento linear de sua curva.

Exibiram-se os componentes necessários para o funcionamento desta célula de carga assim como a análise teórica do mesmo.

A placa de aquisição USB desenvolvida nesse projeto pode ser utilizada em inúmeras outras aplicações que necessitem de aquisição de dados, como por exemplo, a criação de um osciloscópio USB.

O software LabVIEW possibilitou a criação de uma interface gráfica de aquisição de dados que, assim como a placa de aquisição, também pode ser utilizada em outras aplicações. Além disso, pode-se observar que a interface gráfica é de fácil utilização, o que possibilita seu uso por pessoas sem conhecimentos de engenharia e programação.

Os objetivos propostos foram alcançados com êxito. As escolhas feitas durante o desenvolvimento desse projeto se mostraram satisfatórias.

O documento criado serve como auxílio no estudo das teorias empregadas assim como no desenvolvimento de aparelhos semelhantes.

É fundamental ressaltar que a execução deste projeto cumpre um papel essencial na formulação das opções de desenvolvimento futuro, tendo em vista que o protótipo desenvolvido será colocado à prova na clínica da Unicamp.

Novos equipamentos podem ser desenvolvidos a partir de melhorias que podem ser implementadas no futuro:

- Desenvolvimento de uma interface que não necessite de um computador;
- Desenvolvimento de um jogo que possibilite ao paciente medir sua força e avaliar sua melhora sem a ajuda de profissionais;
- Equipamento sem necessidade de utilizar baterias, sendo alimentado via cabo USB;
- Desenvolvimento de equipamentos de medição de outros tipos de preensão palmares, tais como pinça e gancho.

Anexos

Anexo A – Valores Padrão de Força de Preensão Palmar para Adultos

Idade	Mão	Homem			Mulher		
		Média	DP	Intervalo	Média	DP	Intervalo
20-24	R	12.1	2.5	8.2-20.4	7.8	1.0	6.4-10.4
	L	11.7	2.6	6.8-19.1	7.4	1.3	5.0-10.9
25-29	R	11.8	2.0	8.6-15.9	8.0	1.5	5.9-13.2
	L	11.4	1.9	8.6-16.3	7.7	1.4	5.9-11.8
30-34	R	11.2	2.1	7.3-15.4	8.8	2.3	5.4-15.4
	L	11.5	2.6	6.8-16.8	8.2	2.2	5.4-14.5
35-39	R	11.9	1.9	8.6-16.3	7.9	1.9	5.9-13.2
	L	11.7	2.4	6.4-18.1	7.8	1.5	5.4-10.9
40-44	R	11.1	2.0	7.7-16.8	7.7	1.4	4.5-10.4
	L	11.2	2.2	6.8-16.8	7.5	1.6	4.5-11.3
45-49	R	10.9	1.5	8.6-15.0	8.1	1.4	5.4-12
	L	10.8	1.7	8.2-15.0	7.9	1.3	5.4-10.9
50-54	R	10.8	2.4	6.8-16.3	7.8	1.4	5.4-10.4
	L	10.9	2.6	7.3-16.3	7.4	1.3	5.4-10.0
55-59	R	10.8	2.2	7.3-15.4	7.3	1.4	5.0-11.8
	L	9.7	2.0	5.4-12.7	7.0	1.4	5.0-9.5
60-64	R	9.9	1.5	7.3-12.7	6.7	1.4	4.5-9.1
	L	9.6	1.5	6.8-12.2	6.5	1.2	4.5-9.1
65-69	R	9.7	1.4	6.8-11.3	6.4	1.4	3.6-9.1
	L	9.6	1.9	6.4-13.6	6.2	1.5	3.6-10.0
70-74	R	8.2	1.5	6.4-12.2	6.5	1.2	4.1-8.6
	L	8.5	1.5	5.9-12.2	6.4	0.9	4.5-7.7
75+	R	8.5	1.9	4.1-11.8	5.4	1.2	3.6-7.7
	L	8.3	1.7	4.5-11.8	5.2	1.2	2.7-7.3

As informações acima foram obtidas em : **Grip & Pinch Strenght: Normative Data for Adults**, Arch Phys Med Rehab 66:69-72, 1985, V. Mathiowetz et. al. Os dados foram convertidos de libras (lb.) para kilogramas (kg.) e traduzidos do Inglês para o Português.

Referências Bibliográficas

AULA DE ANATOMIA. **Ossos da Coluna Vertebral**. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/osteologia/coluna.htm>>. Acesso em: 06/11/2012.

AZZE, Ronaldo J; MATTAR JÚNIOR, Rames. **Lesão dos Nervos Periféricos**. Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Universidade de São Paulo: São Paulo, 201-. Disponível em: <<http://www.ronaldoazze.com.br/fasciculo/fasciculo3.PDF>>. Acessoem: 06/11/2012.

BECHTOL, C. O. Grip test - the use of a dynamometer wish adjustable handle spacings. **The J Bone Joint Surg**. 1954; 36(4): 820-824.

CARER, Maurício; CARRARO, Edver. **Célula de Carga**. Universidade de Caxias do Sul: Caxias do Sul, 201-. Disponível em: <<http://pt.scribd.com/doc/46478581/Celulas-de-carga-Experimento>>. Acessoem: 06/11/2012

DALLY, James W.; RILEY, William F. **Experimental Stress Analysis**. 3 ed. McGraw-Hill: New York, 1991. 671p.

EXCEL SENSORES. **Extensômetros Elétricos**. Embú - São Paulo, 20--. Disponível em: <<http://www.excelsensor.com.br/>>. Acesso em: 06/11/2012.

GRIPMASTER. **Gripmaster**. Glenelg - Austrália, 2007. Disponível em: <<http://www.gripmaster.com.au/index1.htm>>. Acessoem: 06/11/2012.

HANNAH, R. L.; REED, S. E. **Strain Gage Users' Handbook**. 1ed. Springer: New York, 1992. 496p.

HOFFMANN, Karl. **An Introduction to Measurements using Strain Gages**. Ed. Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH: Darmstadt - Alemanha, 1989. 273p.

OLIVEIRA, Marcelo. **Neurônios**.InfoEscola, 2010.Disponívelem: <<http://www.infoescola.com/sistema-nervoso/neuronios>>. Acessoem : 06/11/2012.

KISHBLUM, Steven et. al. International standards for neurological classification of spinal cord injury. **The Journal of Spinal Cord Medicine**. 2011; 34: 535-546.

LABORATÓRIO DE PROJETOS MECÂNICOS. Aços ao Carbono. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Minas Gerais: Belo Horizonte, 2012. Disponível em: <www.demec.ufmg.br/Grupos/labprojmec/Acos_ao_Carbono.htm>. Acesso em: 06/11/2012.

MANCINI, Ron. **Op Amp for Everyone**. 2 ed. Texas Instruments, Elsevier: Burlington, 2003.

MATHIOVETZ, V. *et al.* Grip and pinch strength: normative data for adults. **ArchPhys Med Rehabil**. 1985; 66: 69-70.

MATHIOVETZ, V. *et al.* Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. **J Hand Surg**. 1984;9(2): 222-226.

McKINLEY, Willian. **Functional Outcomes per Level of Spinal Cord Injury**. [S.I.], 2011. Disponível em: < <http://emedicine.medscape.com/article/322604-overview#aw2aab6b4>>. Acesso em: 15 Outubro 2012.

MEDICAL RESEARCH COUNCIL. Aids to the investigation of the peripheral nervous system. **Her Majesty's Stationery Office**. Londres, 1976; 45.

MICROCHIP TECHNOLOGY INC. **PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet**. [S.I.], 2009. 438p.

MOREIRA et. al. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro JAMAR®: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. Brasília, 2003; 11(2): 95-99.

NAPIER, J. The prehensile movements of human hand. **J Bone Joint Surg**. 1956; 38: 902-913.

NORAXON U.S.A. INC. **Handgrip Dynamometer**. < <http://www.noraxon.com/products/sensors/dynamometer.php>>. Acesso em: 21 Outubro 2012

PARCIAIS, Silvia R. **Slides de Aula: Anatomia Macroscópica da Medula Espinhal**. Centro de Ciências da Saúde e do Esporte; Universidade do Estado de Santa Catarina: Florianópolis, 2010.

Disponível em: < http://portalantigo.cefid.udesc.br/laboratorios/anatomia/neuroanatomia/3_Medula_espinhal.pdf >. Acesso em: 06/11/2012.

RASCH, Philip J. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 7 ed. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 1991. 204p.

SHEPERD, Gordon. M. **Neurobiology**. 3 ed. Oxford University Press Inc.:New York, 1994. 784p.

SHEPERD, Gordon. M. **TheSynaptic Organization of the Brain**.5 ed. Oxford University Press Inc.: New York, 2004. 721p.

SILVA, Valdir P. **Notas de Aula: Aspectos Tecnológicos dos Materiais Estruturais**. Departamento de Estruturas e Geotécnica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo: São Paulo, 2012. Disponível em: < <http://www.lmc.ep.usp.br/people/valdir/> >. Acesso em: 06/11/2012.

SIMÕES, J. E.; OLIVEIRA, V. F. **Enumeração**. Rio de Janeiro, 2007. Disponível em: <http://www.gta.ufrj.br/grad/07_1/wusb/Enumerao.html>. Acessoem: 30/10/2012.

SNELL, Richard S. **Clinical Neuroanatomy**. 7 ed. Lippincott Williams &Wilkins: Philadelphia, 2010. 543p.

TUIJL, JH et al. Evaluation of upper extremity motor function tests in tetraplegics. **Spinal Cord**. 2002; 40 (2):51–64.

UMPHRED, Darcy Ann. **Neurological Rehabilitation**. 5 ed. Michigan: Mosby Elsevier, 2007. 1257 p.

USB IMPLEMENTERS INC. < <http://www.usb.org>>. Acesso em: 30/10/2012.

VERNIER SOFTWARE & TECHNOLOGY. **Hand Dynamometer** . <<http://www.vernier.com/products/sensors/hd-bta/>>. Acessado em: 21 Outubro 2012