

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

**MULETA INSTRUMENTADA COM SISTEMA DE
BIOFEEDBACK PARA TREINAMENTO DE PACIENTES**

GABRIELA AYOUB ZAINA

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

São Carlos, novembro 2014

GABRIELA AYOUB ZAINA

**MULETA INSTRUMENTADA COM
SISTEMA DE *BIOFEEDBACK* PARA
TREINAMENTO DE PACIENTES**

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

Curso de Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

São Carlos

2014

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.

Zaina, Gabriela
ZZ21mm Muleta Instrumentada com Sistema de Biofeedback
para Tratamento de Pacientes / Gabriela Zaina;
orientador Alberto Cliquet Jr.. São Carlos, 2014.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2014.

1. Muleta. 2. Biofeedback. 3. Reabilitação. I.
Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Gabriela Ayoub Zaina

Título: "Muleta instrumentada com sistema de biofeedback para treinamento de pacientes"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 27/11/2014,

com NOTA 6,0 (seis, zero), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (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

À minha família pelo apoio e incentivo aos estudos, ao meu namorado pelos cafés durante a escrita desse trabalho e aos amigos pelos momentos de distração.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Alberto Cliquet Jr, por ter me dado a chance de trabalhar no laboratório de engenharia de reabilitação (LABCIBER). Ao Varoto, pela prestatividade e atenção no decorrer do projeto, me ajudando e aconselhando; Ana Paula pelas dicas em *Labview* e pelo tempo dedicado a me ajudar e Artur pela ajuda com o desenvolvimento do programa em C.

RESUMO

Este trabalho apresenta o aprimoramento de uma muleta *Lofstrand* instrumentada utilizada para detecção de carga aplicada pelo usuário durante uma caminhada. Caso a carga aplicada sobre a muleta seja inferior a 20% do peso do usuário, um sinal de alerta sonoro é emitido. A detecção dessa carga é feita através de sensores, esse sinal é enviado para um microcontrolador onde é feita sua análise. O peso do paciente é inserido através de botões e aparece em 2 *displays*. Esse peso é então comparado com a carga aplicada sob a muleta. Os resultados alcançados, infelizmente, não apresentam o funcionamento completo do sistema, porém, em relação aos trabalhos anteriores, foi obtida uma ótima sensibilidade para detecção de carga mínima.

Palavras-chave: Muleta, *Biofeedback*, Reabilitação

ABSTRACT

This work presents the improvement of a Lofstrand instrumented crutch used for load detection applied by the user during a walk. If the load applied to the crutch is less than 20% of the weight of the user, an audible warning signal is issued. The detection of the load is taken by sensors, that signal is sent to a microcontroller which is made analysis. The patient's weight is entered through 2 buttons and appears on displays. This weight is compared to the load applied in the crutch. The results achieved, unfortunately, do not have the complete operation of the system, however, in relation to previous studies, a great sensitivity was obtained for minimum load detection.

Keywords: Crutch, Biofeedback, Rehabilitation

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Distribuição de carga com o uso da muleta	21
Figura 2 - Principais auxiliares de locomoção.....	23
Figura 3 - Esquema do funcionamento de um equipamento com <i>biofeedback</i>	26
Figura 4 - Esquema simplificado da montagem do projeto	28
Figura 5 - Configuração do circuito dos sensores.....	30
Figura 6 - Sensores colados	30
Figura 7 - Amplificador INA 129	31
Figura 8 - Estrutura do PIC 18F2550 utilizado.....	32
Figura 9 - Esquema de decodificação (BCD para 7 segmentor).....	33
Figura 10 - Instrumento de calibração	34
Figura 11 - Dinamômetro acoplado	35
Figura 12 - Regressão linear para calibração	36
Figura 13 - Fluxograma do funcionamento do programa em Linguagem C	38
Figura 14 - Esquema do circuito feito no Proteus.....	39
Figura 15 - Painel Frontal e Diagrama.....	40
Figura 16 - Esquema simplificado da montagem do projeto para a parte de <i>software</i>	40
Figura 17 - Painel Frontal do projeto.....	41
Figura 18- Diagrama de blocos do projeto	42
Figura 19 - Circuito antes do PIC	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Conversão do código decimal para o BCD.....	33
Tabela 2 - Tabela para calibração	35

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	20
1.1 Contexto da pesquisa e motivação	20
1.2 Objetivos e visão geral do projeto.....	20
1.3 Estruturação do documento.....	21
CAPÍTULO 2 - Fundamentos Teóricos.....	23
2.1 Auxiliares de Locomoção.....	23
2.1.1 Bengalas.....	24
2.1.2 Andadores.....	24
2.1.3 Muletas	24
2.2 Reabilitação.....	25
2.3 Utilização de <i>biofeedback</i> na medicina.....	25
2.4 O que já foi feito a respeito?	26
CAPÍTULO 3 - DESENVOLVIMENTO.....	28
3.1 Hardware	28
3.1.1 Sensores	29
3.1.2 Amplificador.....	31
3.1.3 Microcontrolador	31
3.1.4 Decodificador	32
3.1.5 Calibração.....	34
3.2 Software	36
3.2.1 Programação em Linguagem C	37
3.2.2 Software Proteus.....	38
3.2.3 Software de interface gráfica <i>LabView</i>	39
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES	42
4.1 Sensibilidade para carga mínima.....	43
4.2 <i>Feedback</i> para carga mínima.....	44
CAPÍTULO 5 - CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	46
APÊNDICE.....	49

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 Contexto da pesquisa e motivação

O constante crescimento em pesquisas em Engenharia de Reabilitação tem proporcionado cada vez mais a acessibilidade de pessoas com necessidades especiais, crônicas ou momentâneas, em atividades do dia-a-dia. A Lei da Reabilitação (1973) se resume na aplicação da engenharia para desenvolvimento de soluções para pessoas com algumas incapacidades funcionais, como a mobilidade.

Quando uma pessoa sofre alguma lesão ou é submetida à alguma cirurgia nos membros inferiores, normalmente, ela passa por um processo longo de reabilitação, que pode incluir a reaprendizagem da caminhada e também a aplicação gradual de carga sobre o membro afetado. Para tanto, é necessário a utilização de auxiliares de locomoção, como andadores, bengalas e muletas. A questão é que para os casos de controle de carga, fica difícil da pessoa saber quanto que está sendo aplicado sobre o membro. Em alguns casos, por exemplo, esse valor não pode passar de 20% do peso do paciente e sem algum sistema de monitoramento de carga é quase impossível realizar uma caminhada nessas condições.

Diante desse cenário, a motivação principal para a elaboração desse trabalho foi aprimorar uma muleta instrumentada já existente, de forma que seu funcionamento seja mais otimizado e mais abrangente, não deixando de lado sua praticidade.

1.2 Objetivos e visão geral do projeto

O objetivo do projeto é o aperfeiçoamento da muleta *Loftrand* instrumentada para auxílio na marcha de um indivíduo que tenha sofrido lesão ou tenha sido submetido a uma cirurgia nos membros inferiores. Essa melhoria visa diminuir a sensibilidade para carga mínima e fazer a análise desses dados através de um *software* de aquisição. Esse valor é de atualmente 105N e o objetivo é que seja sensível a ponto de medir qualquer carga superior a 0Kg. Outro ponto a ser

aprimorado é com relação a um *feedback* para carga mínima.

De maneira resumida, o sistema consiste na capturação da carga aplicada sobre a muleta de modo que receba no mínimo 20% do peso do paciente. Caso essa carga seja menor, um sinal elétrico é emitido como alerta. A figura 1 abaixo representa a distribuição de peso com a muleta.

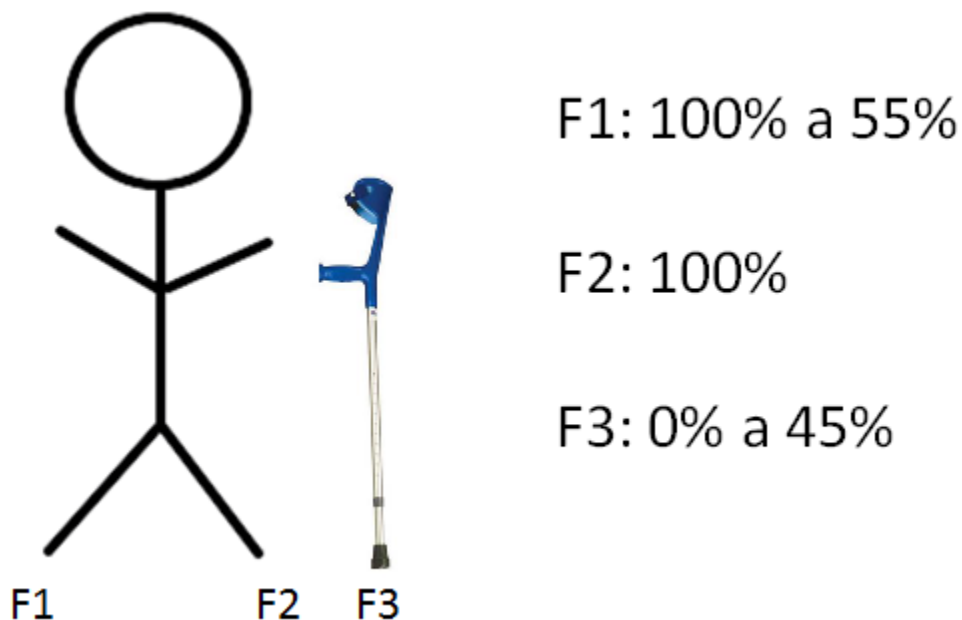


Figura 1 - Distribuição de carga com o uso da muleta

Esse sinal elétrico é amplificado e processado por um microcontrolador, o qual controla a emissão do som. Paralelamente, esse mesmo sinal é enviado, via placa de aquisição, ao computador, onde é processado através do software *LabView*.

1.3 Estruturação do documento

Este trabalho está dividido em capítulos e seções que apresentam uma visão teórica sobre o tema e que descrevem as etapas do projeto. O capítulo 1 traz o contexto e a motivação do projeto além de apresentar a estrutura de toda a monografia. O capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos baseados em uma revisão bibliográfica selecionada e com as devidas fontes indicadas para uma contextualização e para um bom entendimento do assunto tratado. O

capítulo 3 mostra o desenvolvimento da parte experimental. Os procedimentos são detalhados e esquematizados para boa compreensão do leitor. O capítulo 4 traz os resultados e sua discussão, explicando os objetivos que foram cumpridos e os que não foram e os motivos. Por fim, o capítulo 5 mostra a conclusão a respeito do trabalho desenvolvido e apresenta hipóteses de melhorias.

CAPÍTULO 2 - Fundamentos Teóricos

2.1 Auxiliares de Locomoção

Auxiliares de locomoção são prescritos para compensar problemas clínicos e são utilizados por diversas razões como, por exemplo, para diminuir o excesso de peso nas extremidades inferiores, para corrigir desequilíbrio, para reduzir a fadiga ou para aliviar a dor resultante da carga em estruturas danificadas. Também auxiliam na produção de força, usando a parte superior para compensar a parte inferior do paciente (MELIS et al, 1999). O motivo é frequentemente uma condição músculo-esquelética ou neuro-muscular, que pode ser temporária ou permanente (SAAD, 2007). Dentre os principais tipos de auxiliares de locomoção estão: Bengalas, andadores e muletas.

A figura 2 abaixo mostra exemplos desses três principais auxiliares.

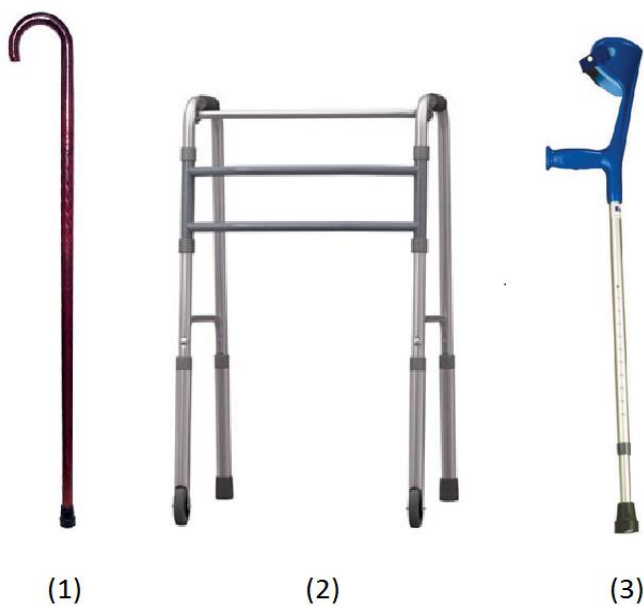


Figura 2 - Principais auxiliares de locomoção.

(1) Bengala com empunhadreira em C. (2) Andador. (3) Muleta tipo Lofstrand

2.1.1 Bengalas

As bengalas mais comuns são com empunhadura em C. Usadas para melhorar o equilíbrio do paciente e ampliar a base de sustentação do usuário. Por isso, é indicada apenas para os casos em que não há restrição de sustentação de peso corporal (GOMES, 2008). O peso máximo que pode ser colocado sobre a bengala é de aproximadamente 20% do peso corporal (SAAD, 2007). Ela deve ser usada do lado oposto ao membro afetado, fazendo com que a marcha seja a mais natural possível, evitando ainda que uma força muito excessiva seja dispensada para usá-la como apoio, evitando danos aos ombros ou em outros membros.

2.1.2 Andadores

Já os andadores fornecem maior estabilidade pois possuem uma base larga que facilita a caminhada. Devem ser usados para sustentação total ou parcial do peso de um dos membros inferiores. Há diferentes modelos de andadores, o ideal é escolher considerando a dificuldade do paciente. Para utilizá-lo, o indicado é que a caminhada seja lenta e o membro machucado ditará o ritmo, sendo necessário tomar cuidado redobrado com escadas e rampas. Apesar de ser utilizado para casos em que há lesão nos membros, o principal público alvo desse auxiliar são os idosos, pois o equilíbrio tende a se comprometer com a idade (ALMEIDA, 2012).

2.1.3 Muletas

Raramente são indicadas para os pacientes idosos. Não devem ser usadas por quem sente dores intensas ou crônicas nas pernas ou coluna. São perfeitas para dar estabilidade, facilitando a descida de escadas e rampas. São indicadas para uso temporário e em casos de locomoção após acidentes, cirurgias ou ferimentos nas pernas, coluna, bacia ou nos pés, pois além de fornecerem alívio na descarga de peso, melhora a estabilidade e o equilíbrio do corpo e são ideais para quem precisa descer rampas e escadas, pois permitem maior mobilidade. Um estudo realizado por

KRAUSE et al (2007) revelou que o uso de muletas tipo Lofstrand no treinamento de descarga de peso parcial conduziu a um melhor desempenho na marcha. A carga máxima para essas muletas, se for usada unilateralmente, pode ser equivalente a da bengala, que é de até 20% do peso corporal.

2.2 Reabilitação

Reabilitação é um processo dinâmico orientado para a recuperação física e psicológica da pessoa portadora de deficiência, que sofreu alguma lesão ou ainda que foi submetida a alguma intervenção cirúrgica, tendo em vista a sua reintegração social e retomada dos movimentos.

Durante a reabilitação, após cirurgias nos joelhos ou quadris, os pacientes devem aderir a aplicação de carga parcial nesse membro através de auxiliares de locomoção. A finalidade é reduzir irritações mecânicas durante a fase de cicatrização pós-operatória (WIRTZ e NIETHARD, 1997). Frequentemente, os pacientes devem depositar uma carga parcial na extremidade inferior do lado afetado. Isso é feito com o auxílio de uma balança de banheiro, a fim de ajustar a distribuição do peso. A maioria dos pacientes, no entanto, superam em muito os limites estabelecidos pelo cirurgião (média de 217% prescrita) (VASARHELUI et al, 2006).

KRAUSE et al (2007) mostraram que os procedimentos de treinamento contendo instruções de vídeo didático e *feedback* verbal a respeito do desvio da carga prescrita parece ser útil quando a aplicação de uma carga parcial tem de ser aprendida.

2.3 Utilização de *biofeedback* na medicina

O termo *biofeedback* (biorretroalimentação) foi cunhado por Barbara Brown, em 1969, durante a criação da *Biofeedback Research Society* nos EUA (GREEN e SHELLENBERGER, 2001). Os equipamentos de *biofeedback* são dispositivos eletrônicos dotados de sensores capazes de coletar pequenos sinais elétricos do indivíduo, processá-los e transformá-los em informações compreensíveis e psicoeducativas, tais como: valores numéricos, gráficos, imagens e sons. O *biofeedback*, além de não ser invasivo nem medicamentoso, pode oferecer aos profissionais da

saúde uma nova ferramenta terapêutica, que tem o potencial de ampliar o conhecimento sobre a interface corpo e mente (NETO, 2010).

A figura 3 abaixo mostra um esquema com o funcionamento do *feedback*.

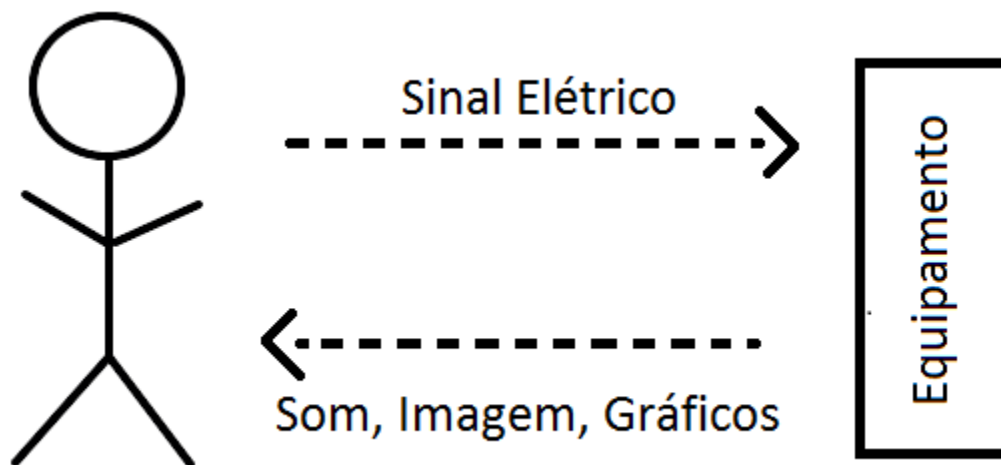


Figura 3 - Esquema do funcionamento de um equipamento com *biofeedback*.

A utilização de *biofeedback* em tratamentos médicos está sendo cada vez mais recorrente. A combinação dessa técnica com procedimentos usuais de fisioterapia mostra-se mais eficiente do que a fisioterapia isolada (HERSHKO, 2008). O processo de reabilitação combinado com o sistema de *biofeedback* é especialmente útil para casos de lesão nos membros inferiores, nos quais é necessário uma aplicação parcial do peso do indivíduo no membro afetado.

Um sistema de planilha de ar com *biofeedback* auditivo, desenvolvido por KAPLAN (2007), é um exemplo de sucesso para o caso de aumento gradual de carga em pessoas submetidas a cirurgia no joelhos. O teste foi feito em jogadores de futebol e o *biofeedback* auxiliou no processo de aprendizagem da carga permitida que seria aplicada no membro afetado durante o tratamento.

2.4 O que já foi feito a respeito?

Frente a isso, LEITE E CLIQUET (2002) desenvolveram um sistema baseado na utilização de uma muleta tipo Lofstrand que auxilia na detecção da carga de até 80 Kgf aplicada pelo usuário. A muleta é instrumentalizada com *strain gauges* configurados em ponte completa de Wheatstone, medindo assim, variações muito pequenas do sinal com precisão.

Esse sistema tem bastante aplicação na área de reabilitação na qual, muitas vezes, não é indicado a aplicação de certos níveis de carga nos membros inferiores, foi então adaptado por VAROTO, SATO, LINS E CLIQUET (2013) que trouxeram algumas melhorias, como a implantação do *biofeedback*.

Através de um painel com *display* fixado na própria muleta insere-se a massa corporal do sujeito que irá participar do experimento. Dessa forma, a carga depositada sobre a muleta será 20% da massa corporal do indivíduo. Esse cálculo é realizado por um microcontrolador. Caso a carga aplicada seja superior a esse valor por mais de 1 segundo, é emitido um som como alerta.

Nesse experimento realizado, a carga mínima identificada pela muleta é de 105N, o que corresponde a, aproximadamente, 10,5Kg. Essa sensibilidade impossibilita, por exemplo, que o instrumento seja utilizado por uma pessoa com menos de 50kg. Para que o usuário saiba aplicar corretamente os 20% de seu peso sobre a muleta é necessário um treinamento prévio, estático, antes de iniciar a marcha. A marcha com muleta inicia-se com um pé fazendo contato com o chão e termina com esse mesmo pé tocando o chão novamente. Durante o treino percebeu-se que houve muita dificuldade em descarregar um peso superior a 10,5Kg e, dessa forma, esses dados não puderam ser medidos.

CAPÍTULO 3 - DESENVOLVIMENTO

3.1 Hardware

A parte física do projeto que foi desenvolvida por VAROTO, SATO, LINS E CLIQUET (2013) consistiu na utilização de *strain gauges* ligados em ponte de Wheatstone para captação da carga aplicada na muleta e emissão de um estímulo elétrico. Esse sinal é amplificado e então enviado ao microcontrolador (PIC) para ser processado. Dois displays são conectados ao PIC através do decodificador. A massa do paciente é inserida nesses displays por meio de um teclado numérico. Através da massa do indivíduo e a carga aplicada na muleta, o PIC identifica se se está aplicando mais carga do que deveria no membro afetado, e caso sim, um som é disparado como alerta. Esse esquema simplificado pode ser visualizado na figura seguinte.

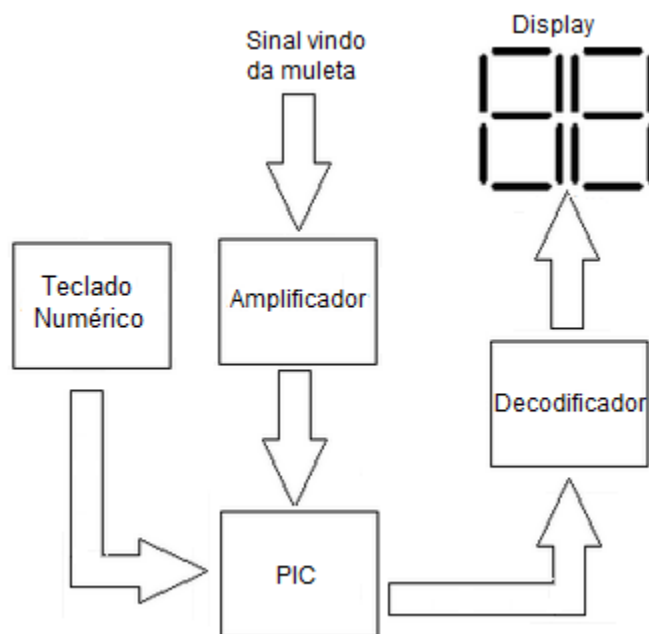


Figura 4 - Esquema simplificado da montagem do projeto

O *hardware* desse trabalho se baseou no sistema descrito acima. A seguir, será detalhado o que foi feito. A alimentação do sistema é feita à partir de uma bateria de 12V. A ponte de Wheatstone, na qual se encontram os sensores, é alimentada por um sinal que a partir dessa

bateria, passa por um regulador de tensão (REF01H) para que o sinal seja fixado em 10V, sem oscilações. O sinal elétrico proveniente dessa ponte é muito pequeno, houve assim, a necessidade de amplificá-lo para depois manuseá-lo, para isso, utilizou-se um amplificador (INA 129). Os valores que saem desse amplificador vão, então, para o microcontrolador (18F2550) onde são processados. A massa do indivíduo é inserida no sistema através de 2 botões que entram no PIC. Há também 2 *displays* cátodo comum (C-251E), nos quais, aparecerá a massa do paciente em “kg”, um para a dezena e outro para a unidade. Um dos botões seleciona o *display* da dezena e o outro da unidade. Conforme o botão é pressionado é feito o acréscimo de valores (de 0 à 9. O sinal sai do PIC e vai para os *displays* através de 2 decodificadores BCD para 7 segmentos, HEF4511B. Com o valor da massa inserido, o PIC faz o cálculo dos 20% que poderá ser depositado na muleta e que, caso essa carga seja inferior, o *buzzer* é acionado e emitirá um som de duração de 1 segundo.

3.1.1 Sensores

Para que seja possível a obtenção de um *biofeedback*, é necessário que seja captado um sinal elétrico do paciente, esse sinal pode ser medido através sensores de pressão, torque e carga, que são conhecidos como *strain gauges*. Quando esses dispositivos sofrem uma deformação física (por exemplo, uma compressão), estes, têm sua resistência elétrica alterada, sendo assim, possível gerar um sinal elétrico (tensão). Essa tensão normalmente é muito pequena e é necessário acrescentar um amplificador para que possa ser possível manipulá-la.

Os strain gauges foram colocados em uma superfície de alumínio na própria haste da muleta, por LEITE E CLIQUET, 2003. A configuração escolhida foi em ponte de Wheatstone completa como mostra a figura abaixo.

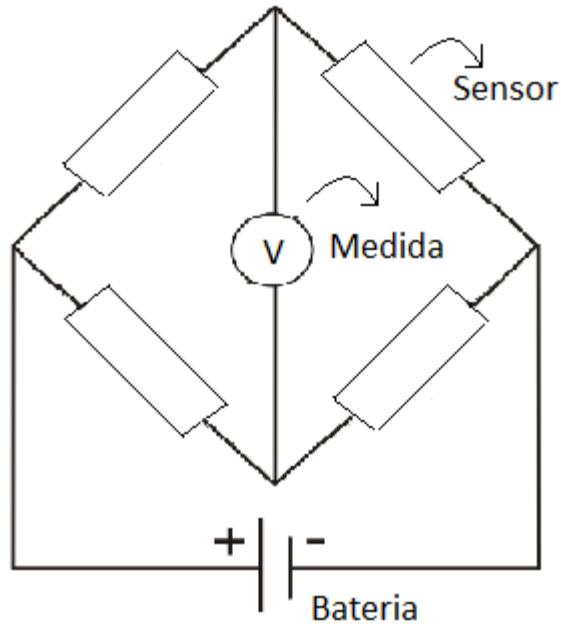


Figura 5 - Configuração do circuito dos sensores

O modo como os sensores foram colados na haste permite que momentos e torques existentes na muleta não influenciem na medida, assim dois foram colados verticalmente (sensor 1 e 3) e dois horizontalmente (sensor 2 e 4), como mostra a figura abaixo:

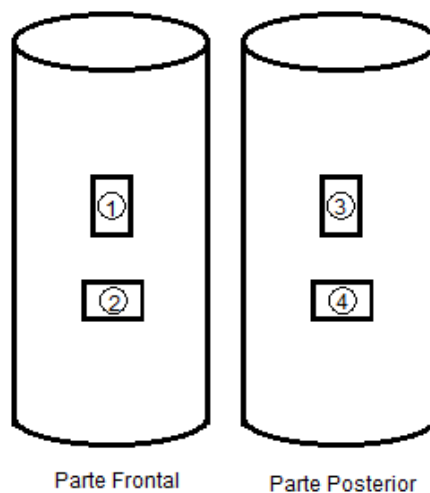


Figura 6 - Sensores colados
(Figura reproduzida de LEITE, 2003)

3.1.2 Amplificador

O sinal proveniente da ponte de Wheatstone é muito pequeno e para poder ser analisado é necessário passar por uma amplificação. O amplificador escolhido foi o INA129. A figura abaixo mostra os pinos utilizados,

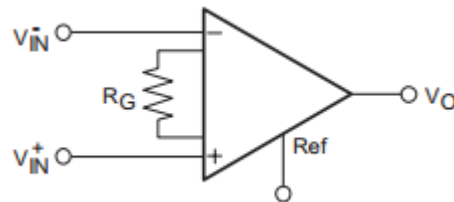


Figura 7 - Amplificador INA 129

A amplificação (G) utilizada depende do valor de R_G , mostrado na figura acima, a partir da seguinte expressão:

$$G = 1 + \frac{49,4k}{R_G}$$

Para se obter um bom sinal da tensão, escolheu-se $R_G = 47\Omega$, o que resulta em um ganho de $G \simeq 1052$

3.1.3 Microcontrolador

Um microcontrolador (PIC) trata-se de um *chip* que possui um processador, memória e periféricos de entrada e saída, desempenhando assim, as funções de um computador de menor porte. Por serem pequenos e de fácil manuseio, são embarcados em um dispositivo que tem suas funções controladas por um PIC programado. Há inúmeras aplicações, como por exemplo, em teclado, celulares, balanças e controle de motores.

O processamento do sinal elétrico que sai do amplificador é feito através do microcontrolador. É nele que se interpreta o número de vezes que os botões foram pressionados,

que se calcula a carga correspondente aos 20% do peso inserido nos *displays*, que se analisa se este sinal representa uma carga alta ou baixa, se o som deve ser emitido e, se sim, por quanto tempo.

O PIC utilizado foi o 18F2550. Sua estrutura encontra-se na figura abaixo e seus pinos serão referenciados ao decorrer do projeto quando sua programação for explicada.

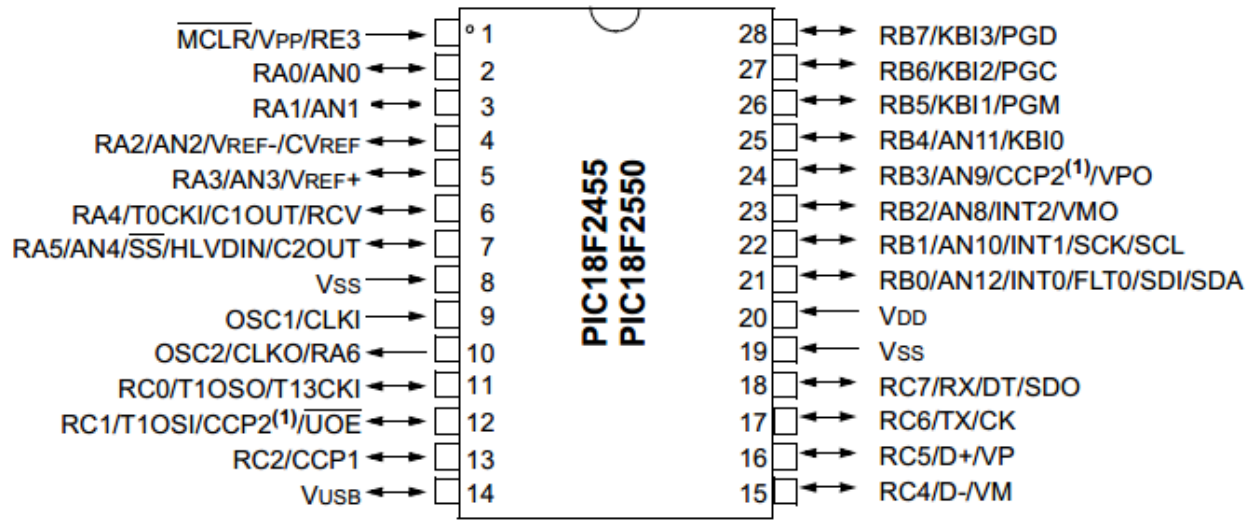


Figura 8 - Estrutura do PIC 18F2550 utilizado

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

3.1.4 Decodificador

O sinal que sai do PIC e vai para o *display* passa por um decodificador, que nesse caso faz a conversão de um sinal binário (BCD) para um sinal de 7 segmentos. Tem-se, para cada valor decimal entre 0 e 9, 4 dígitos em binário representados pelas letras DCBA, nas quais D é o dígito mais significativo e A o menos. A figura 9 a seguir traz um esquemático dessa decodificação.

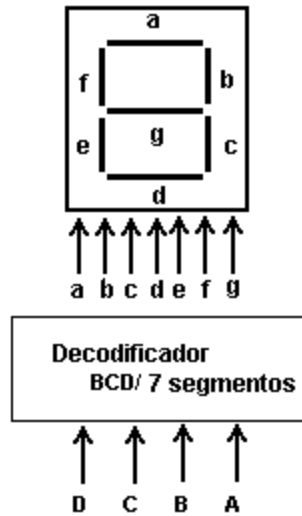


Figura 9 - Esquema de decodificação (BCD para 7 segmentor)

A conversão de código decimal para o BCD seguiu a tabela abaixo:

Tabela 1 - Conversão do código decimal para o BCD

Código decimal	Código BCD
0	0000
1	0001
2	0010
3	0011
4	0100
5	0101
6	0110
7	0111
8	1000
9	1001

3.1.5 Calibração

A calibração é necessária pois o sinal que sai do INA é um sinal elétrico dado em “Volts” e deve-se achar um valor correspondente ao valor de carga aplicada na muleta, em “Kgf”. Para isso, utilizou-se um osciloscópio para medição do sinal elétrico em volts, e um dinamômetro acoplado em um suporte, para medição da carga em kg. Esse instrumento de calibração é baseado em uma haste, na qual são postas cargas variáveis. Essa haste exerce uma força na mmuleta, o qual está acoplada o dinamômetro. As figuras abaixo mostram esse esquema.



Figura 10 - Instrumento de calibração



Figura 11 - Dinamômetro acoplado

À partir desse esquema, foi feita a aquisição de valores em volts e seus correspondentes em kg. A medição foi realizada através de um osciloscópio conectado na saída do amplificador. Os pontos capturados encontram-se na tabela abaixo

Tabela 2 - Tabela para calibração

Tensão da saída do INA (V)	Correspondente em massa (Kg)
3,20	0,0
3,40	3,6
4,00	17,3
4,90	37,6
5,30	45,0
7,00	80,0

Com esses pontos, fez-se a uma regressão linear, afim de se obter uma equação que se aplique a qualquer valor medido entre os pontos adquiridos. A figura abaixo mostra esse gráfico de calibração que será utilizada na programação do PIC.

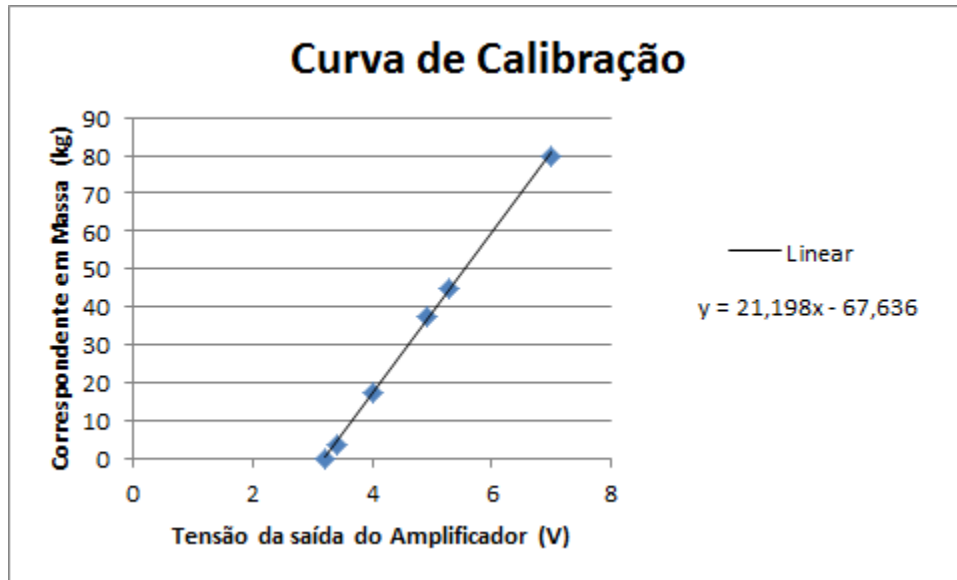


Figura 12 - Regressão linear para calibração

No gráfico acima, o eixo horizontal representa a tensão resultante dos sensores acoplados na muleta e o eixo y é a correspondência desse sinal elétrico em massa.

A curva da reta de calibração obtida através do *software Excel*, é:

$y = 21,198x - 67,636$, na qual, y corresponde ao eixo vertical e x ao horizontal.

3.2 Software

A parte relativa aos *softwares* envolve a programação do PIC em linguagem C feita no PCW, a simulação no *Proteus* e a programação em *Labview* para aquisição de dados.

3.2.1 Programação em Linguagem C

Toda a manipulação do sinal provindo do amplificador é realizada no PIC por meio de uma programação. A linguagem de programação utilizada foi a C porque, além de ser uma das mais utilizadas para programação de microcontroladores, é de alto nível, deixando-a mais simples e mais prática de ser utilizada. Nela o usuário não precisa se preocupar pelo acesso aos bancos de dados, localização de memória e periféricos, pois todos os controles desses dispositivos são gerenciados pelo compilador. O compilador é, basicamente, responsável por traduzir um código de alto nível em um de baixo, como, por exemplo, traduzir o código C em um código de máquina (binário).

É possível ver o código completo utilizado no APÊNDICE, ao final deste documento, com os devidos comentários para uma boa compreensão. Antes da escrita do programa em linguagem C utilizou-se um algoritmo para a estruturação das funções e para facilitar sua futura implementação.

Primeiramente, é necessário que se classifique os pinos do PIC. Deve-se indicar quais são entrada e quais são saída e para que servirão. O sinal que provém do amplificador é um sinal analógico, ou seja, é contínuo. Para que o PIC consiga interpretá-lo, é necessário realizar uma conversão analógica-digital, que se trata de transformá-lo em um sinal digital, formado por uns e zeros. Essa transformação, embora necessária, degrada o sinal pois uns e zeros não representam o sinal real podendo causar pequenas imprecisões nas medidas. Esse sinal digitalizado representa o sinal em *volts*. Para se converter *volts* em *kg*, é necessário utilizar a curva de calibração, mostrada anteriormente, e sua equação de reta. Foram utilizados dois botões, um realiza o acréscimo de valores de 0 a 9 referentes à dezena e o outro à unidade, de maneira cíclica. Assim, é necessário fazer a comunicação entre esses botões e os dois *displays*. É necessário então, interpretar os valores que aparecem em cada display. Para isso, multiplica-se o display da dezena por 10 e se soma o valor da unidade. Feito tudo isso, fez-se então a comparação entre o valor medido na muleta e o peso do paciente. Dessa forma, se a carga na muleta for superior à 20% do peso lido nos displays, um sinal sonoro é emitido.

O fluxograma, realizado no *software MS Visio*, da figura abaixo representa esse processo resumidamente.

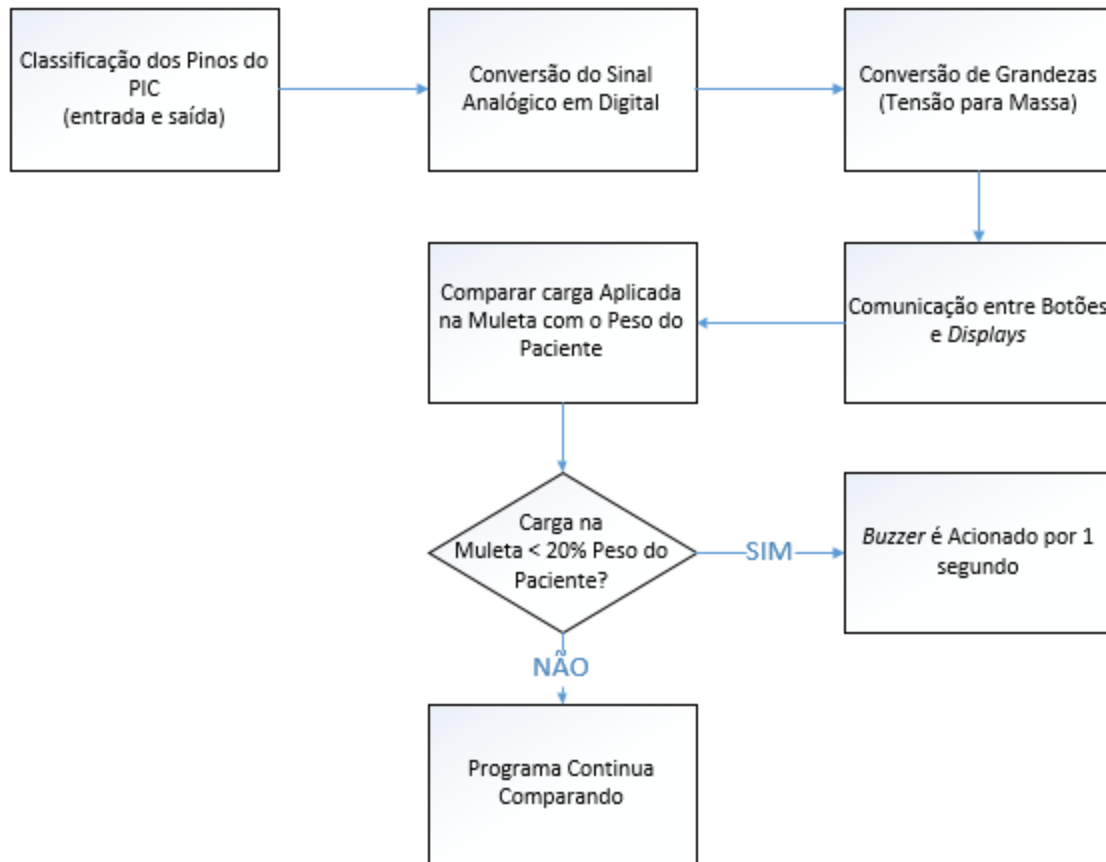


Figura 13 - Fluxograma do funcionamento do programa em Linguagem C

Optou-se por utilizar o compilador PCW da Companhia CCS, versão 4.078 que conta com um grande número de funções capazes de controlar os distintos recursos do microcontrolador, facilitando assim a programação dos mesmos.

3.2.2 Software Proteus

O *Proteus* trata-se de um *software* desenvolvido pela *Labcenter Eletronics* que é capaz de realizar simulações de circuitos e de microcontroladores, além de desenhos de placa de circuito impresso. Foi muito utilizado ao decorrer desse projeto por possibilitar a montagem e teste dos circuitos fora do laboratório, agilizando bastante o seu desenvolvimento. A versão utilizada foi a 8.0.

Todas as ligações entre os dispositivos do circuito comentados anteriormente encontram-se na figura a seguir, devidamente representados.

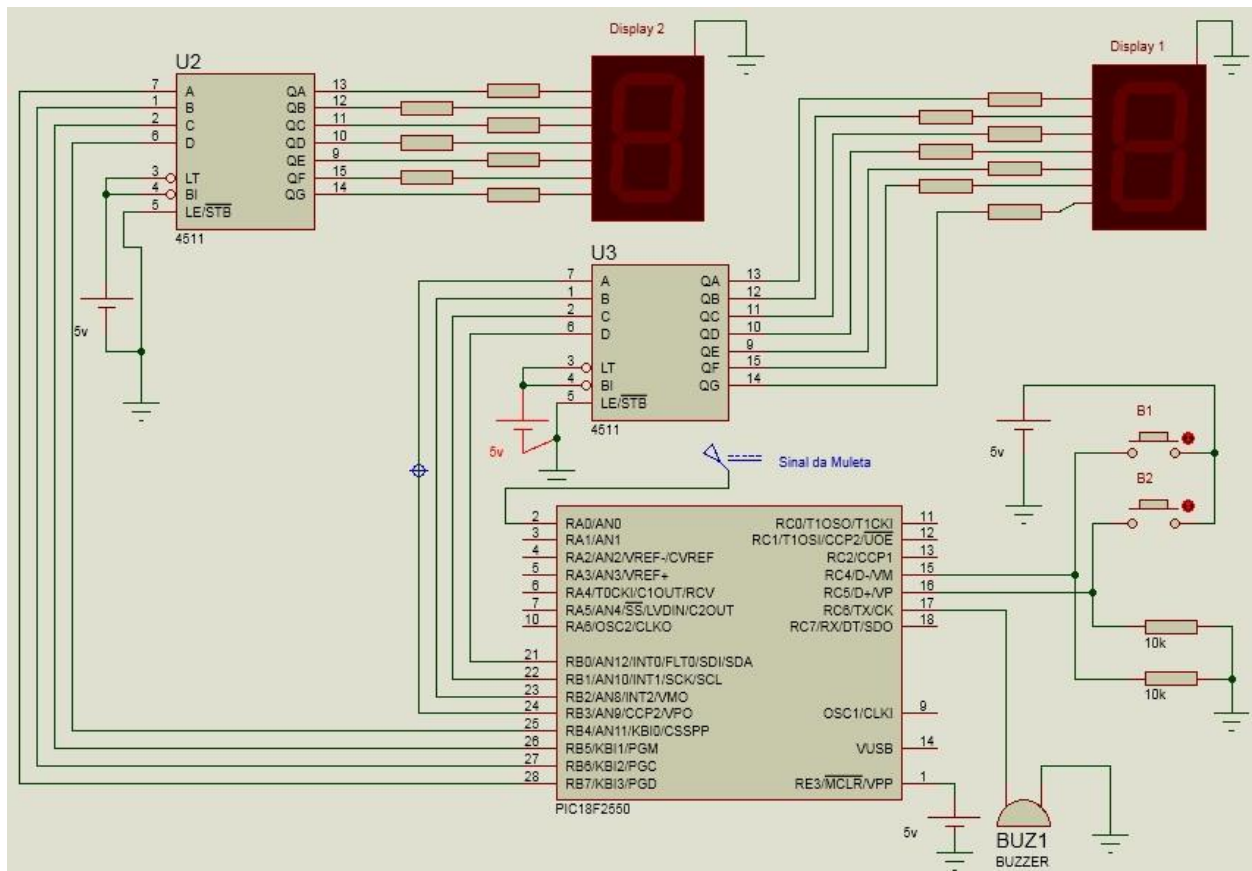


Figura 14 - Esquema do circuito feito no Proteus

Na figura acima tem-se os dois botões, representados como B1 e B2, e o sinal vindo da muleta entrando no PIC. Tem-se com saída o buzzer, BUZ1, e 8 pinos ligados aos 2 decodificadores, sendo que são 4 pinos para cada um. E, por fim, tem-se os dois displays ligados aos decodificadores.

3.2.3 Software de interface gráfica *LabView*

O *LabView* trata-se de um *software* desenvolvido pela *National Instruments* que é baseado em uma linguagem gráfica de programação chamada “G”. É bastante utilizado para

aquisição e manipulação de dados. É uma linguagem gráfica pois nela não são utilizados comandos escritos como na linguagem C mostrada anteriormente. A programação é feita através de diagrama de blocos que através de seu rearranjo é possível realizar equações, salvar arquivos e receber dados. O *LabView* é composto por dois painéis, o frontal no qual encontra-se a interface do programa, e o diagrama de blocos, que contém o código gráfico. Segue abaixo um exemplo desses dois campos de trabalho.

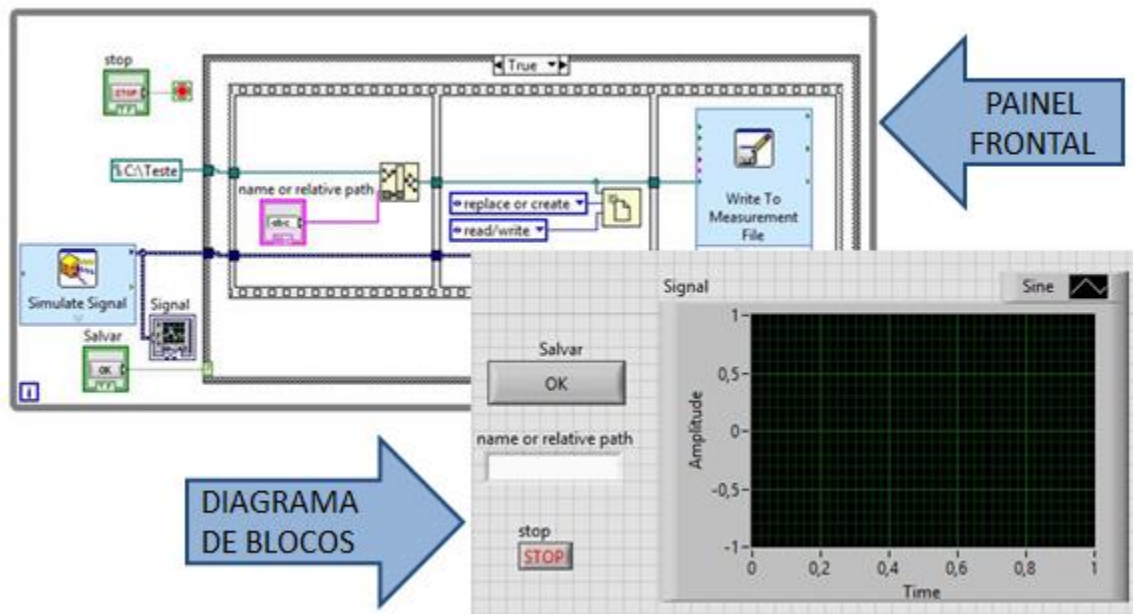


Figura 15 - Painel Frontal e Diagrama

O esquema para aquisição de dados usando o *LabView* está simplificada e representado pela figura abaixo. O sinal proveniente da muleta passa pelo amplificador e de lá entra na placa de aquisição. Essa placa realiza a comunicação para o computador através de um cabo paralelo.

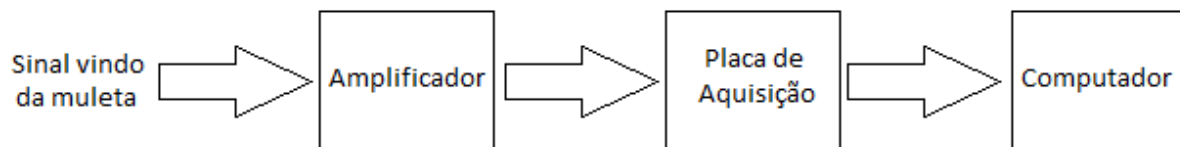


Figura 16 - Esquema simplificado da montagem do projeto para a parte de software

O painel frontal do projeto se baseou na recepção do sinal vindo da placa de aquisição e seu manuseio. Primeiramente, esse é controlado quando começar e quando terminar o recebimento desse sinal. Feito isso, esses dados são salvos em um arquivo no formato .txt para uma análise futura caso seja necessário.

A figura abaixo mostra a configuração do painel frontal. Nela é possível observar um botão para iniciar e finalizar a captura do sinal vindo da placa de aquisição (*STOP*), um campo para escolher o nome do arquivo que será salvo (*Name*), um botão para salvar esse arquivo (*OK*) e um gráfico para mostrar os dados em tempo real.

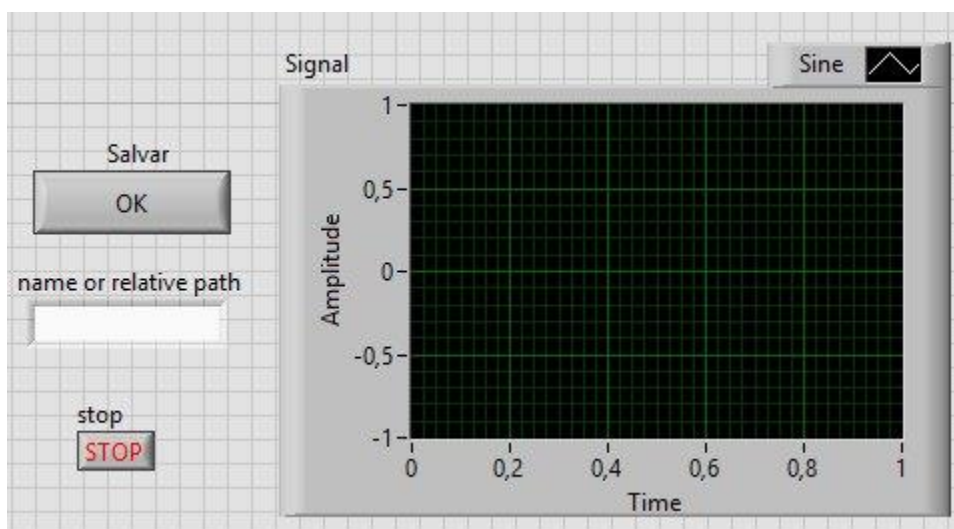


Figura 17 - Painel Frontal do projeto

O diagrama de blocos do projeto é o local no qual o painel frontal se baseia. Nele são feitas as ligações necessárias para que o sistema funcione. Primeiramente é feita a captura do sinal vindo da placa de aquisição. Esse sinal é ligado a um gráfico que disponibilizará o valor da tensão recebida pelo tempo decorrente. Este valor deverá ser, posteriormente, interpretado como uma carga (kg) à partir da equação da reta da curva de calibração citada anteriormente. Em seguida é estipulada uma pasta na qual todos os arquivos gerados serão salvos. Essa pasta será

sempre a mesma porém é dada ao usuário a possibilidade de escolher o nome desse arquivo. Com isso, esse sistema é acionado, pausado e salvo através do painel frontal.

Segue na figura abaixo o diagrama de blocos do projeto.

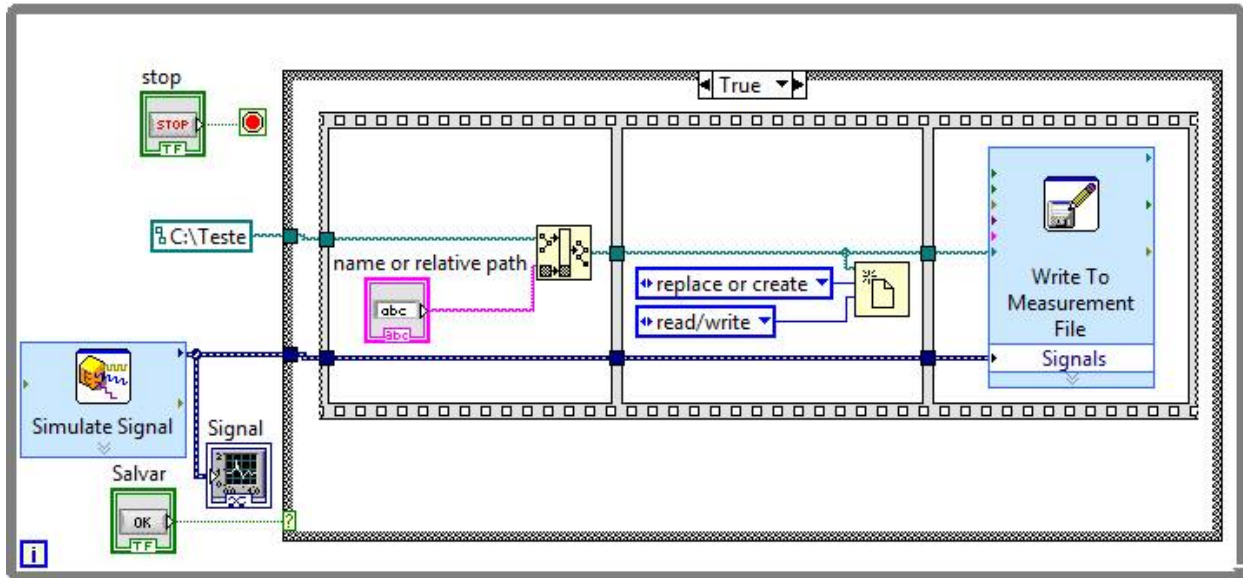


Figura 18- Diagrama de blocos do projeto

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

A partir dos objetivos do projeto, serão analisados os resultados obtido para cada etapa.

4.1 Sensibilidade para carga mínima

Com a muleta Lofstrand utilizada para o estudo, era possível detectar uma carga de no mínimo 105N, sendo inviável a manipulação de dados que fossem inferiores a esse valor. Sendo assim, um paciente com menos de 52Kg, que deveria aplicar 20% de seu peso na muleta (10,4Kg), não poderia fazer uso desse instrumento.

Um dos objetivos era então diminuir essa carga para a menor possível. Esse objetivo foi alcançado, vide tabela de calibração, na qual uma carga de 0kg corresponde a 3,2V, e assim sucessivamente até uma carga máxima de 80kg. Isso foi possível a partir do circuito utilizado para aquisição do sinal proveniente dos sensores que entram no amplificador. Esse circuito encontra-se na figura abaixo e foi realizado através do *software SPICE*.

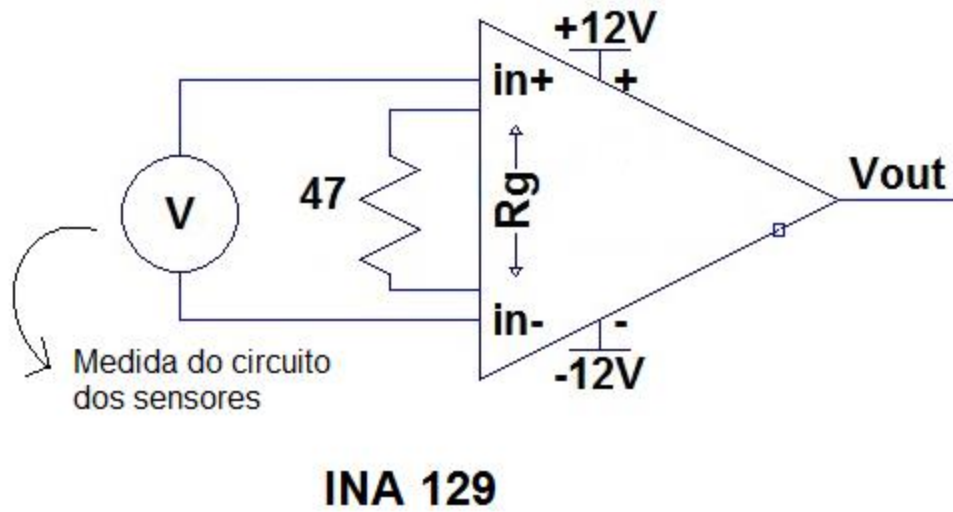
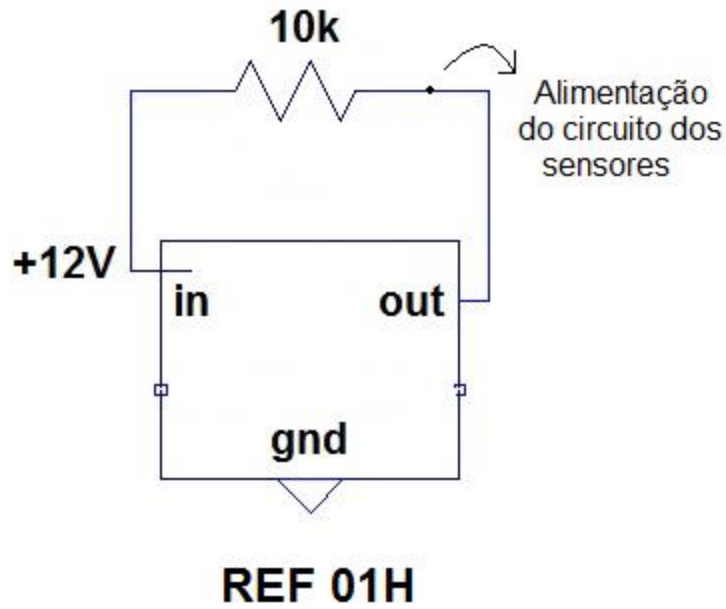


Figura 19 - Circuito antes do PIC

4.2 *Feedback* para carga mínima

Outro objetivo do projeto consistia na inclusão de um *feedback* para uma carga mínima. No projeto feito anteriormente, o som era emitido quando a carga sobre a muleta superava os

20% do peso do paciente. Esse trabalho baseou seu desenvolvimento em um som de alerta para uma carga mínima igual a 20% do peso do paciente e sem limites para carga máxima. Embora esse projeto tenha sido elaborado para funcionar nessas condições, não se obteve sucesso nos testes. O programa em linguagem C desenvolvido, não funcionou completamente. Foram realizados diversos testes de simulação através do *Proteus* porém, para que se tenha êxito, seriam necessárias mais modificações nesse programa.

Outro ponto negativo do projeto foi com relação a aquisição de dados através do *LabView*. Esse teste de aquisição só é possível ser feito no computador *desktop* do laboratório, pois como dito anteriormente, a placa possui comunicação paralela e os *notebooks* mais recentes não possuem essa entrada. Os testes, infelizmente, não obtiveram êxito. Para que o sistema funcione são necessários alguns ajustes no programa do *LabView* e testes em laboratório.

CAPÍTULO 5 - CONCLUSÃO

Apesar de nem todos os objetivos do projeto terem sido alcançados, a utilização da muleta para aquisição de qualquer carga entre 0kg e 80kg obteve sucesso. Como a utilização da muleta é para medir uma carga mínima de 20% do peso do paciente e vai até a aproximadamente 45% (LEHMANN, 1994), ela se mostra eficiente para trabalhar com qualquer indivíduo com peso inferior a 177kg , ou seja, se a pessoa com 177kg aplicar 45% de seu peso na muleta, essa carga corresponderá a 80kg, o que abrange bastante sua utilização.

A muleta instrumentada permite uma grande possibilidade de futuras melhorias. Como, por exemplo, a utilização de uma transmissão sem fio do sinal da carga para o computador, tornando-a mais prática. Também seria interessante existir a possibilidade do paciente escolher com qual porcentagem do peso será emitido um *feedback*, pois esse valor mínimo de 20% varia de acordo com o tratamento que o paciente está realizando. No caso de aumento gradual de carga sobre o membro lesionado, essa porcentagem pode, por exemplo, começar com 20% e ir diminuindo com o tempo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, D. F. Andador para idosos - Resumo da proposta apresentada ao projeto de graduação do curso de Design de Produto da UEMG campus Ubá, 2012.

BARBOSA, A., CABEZAS, A. Desenvolvimento de Sistema para Avaliação de Espasticidade de Membros Superiores em Lesados Medulares, 2013.

DELISA, J. A., GANS, B. M. Rehabilitation Medicine - Principles and Practice. Philadelphia: J. B. Lippincott, 1993.

GOMES, G.C. Fisioterapia na instabilidade e quedas. In: MORAES, E.N. Princípios básicos de geriatria e gerontologia. Belo Horizonte: Coopmed, 2008, p.401-402.

GREEN J.A., SHELLENBERGER R. A terapia pelo biofeedback. In: Jonas WB, Levin JS. Tratado de medicina complementar e alternativa. São Paulo: Manole, pp. 420-37, 2001.

HERSHKO, E., TAUBER, C., CARMELI, E. Biofeedback Versus Physiotherapy in Patients With Partial Weight-Bearing, 2008.

KAPLAN, Y. The use of a new biofeedback insole weight-bearing measuring device in the assessment and rehabilitation of soccer players: A case study review, 2007.

KRAUSE, D., WUNNEMANN, M., ERLMANN, A., HOLZCHEN, T., MULL, M., OLIVIER, N., JOLLENBECK, T. Biodynamic Feedback Training to Assure Learning Partial Load Bearing on Forearm Crutches, 2007.

LEITE, F., CLIQUET, A. Desenvolvimento de uma muletra instrumentalizada para fins de acompanhamento clínico, 2003.

MELIS, E.H., TORRES-MORENO, R., BARBEAU H., LEMAIRE E.D. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury, 1999.

NETO, A. Biofeedback em terapia cognitivo-comportamental - Biofeedback in cognitive-behavior therapy, 2010.

SAAD, M. Meios auxiliares de marcha. In: Greve, J. M. D. Tratado de Medicina de Reabilitação. São Paulo: Roca, pp.330--333, 2007.

VAROTO, R., SATO, A. M. R., LINS, C., CLIQUET, A. Can Simple Electronic Instrumentation Associated with Basic Training Help Users of Assistive Devices? In: BIODEVICES, 2014. Universidade de São Paulo e Universidade de Campinas. Epub ahead of print, 2013.

VASARHELYI A., BAUMERT T., FRITSCH C., HOPFENMULLER W., Gradl G., MITTLMEIER T. Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity - is it achievable? Gait Posture, 2006.

WIRTZ D., URSACHEN, N.F. Diagnostik und Therapie der aseptischen Hüftendoprothesenlockerung, 1997.

APÊNDICE

```
#include <18F2550.h> //Define o pic
#define ADC=10 //Define conversores AD do pic para 10 bits
#fuses HS,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP //Define as bibliotecas
#use delay(clock=48000000) //Define o clock

#define sinal PIN_A0 //input
#define a1 PIN_B3 //output para A do BCD 1
#define b1 PIN_B2 //output para B do BCD 1
#define c1 PIN_B1 //output para C do BCD 1
#define d1 PIN_B0 //output para D do BCD 1

#define a2 PIN_B7 //output para A do BCD 2
#define b2 PIN_B6 //output para B do BCD 2
#define c2 PIN_B5 //output para C do BCD 2
#define d2 PIN_B4 //output para D do BCD 2

#define botao1 PIN_C4 //input
#define botao2 PIN_C5 //input
#define buzzer PIN_C6 //output buzzer

//Função da conversão analógica digital
void ADC_init();

//Função que dado n1, habilita o display 1 (Dezena)
void exibe_disp_dezena(int8 n1);

//Função que dado n2, habilita o display 2 (unidade)
void exibe_disp_unidade(int8 n2);

//Receber sinal analógico
int8 sinal_quilo(int16 s1);

//Função principal
void main()
{
    //Declaração das variáveis
    int8 n1=0, n2=0, flag_bt1=1, flag_bt2=1; //n1 e n2, n° de vezes que os botões são
```

```

                                                    apertados e suas respectivas flags
int8 p=0;                                     //valor lido nos displays (peso da pessoa)
int16 s=0;                                    //s recebe o sinal elétrico convertido (10bits)
int8 q=0;                                     //valor de s convertido em quilos (equação da reta)
int8 y=0;                                     //20% de p

//Configuração do pino AN0 como conversor AD de 10 bits
setup_adc_ports(sinal);
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);

//While do programa
while(TRUE) {
    //Lê quantas vezes o botão 1 foi apertado
    if(botao1 == 1 && flag_bt1 == 1) { //Se botão é apertado passa corrente, ==1
        flag_bt1=0;
        n1++;
        if(n1==10) n1=0;
        exibe_disp_dezena(n1);
    }
    else if(botao1 == 0 && flag_bt1 == 0) //Quando botão é solto
        flag_bt1=1;

    //Lê quantas vezes o botão 2 foi apertado
    if(botao2 == 1 && flag_bt2 == 1) {
        flag_bt2=0;
        n2++;
        if(n2==10) n2=0;
        exibe_disp_unidade(n2);
    }
    else if(botao2 == 0 && flag_bt2 == 0)
        flag_bt2=1;

    //////////////////////////////////////
    //Interpretar valor inserido nos displays
    p=n1*10 + n2;

    //////////////////////////////////////
    q = sinal_quilo(s);

```

```

////////////////////////////////////
//Comparar valor inserido nos displays "p" e o sinal recebido da muleta "q"
if(q<=p*0.2){
  output_high(buzzer);
  delay_ms(500);
}
else
  output_low(buzzer);
}

}

//Função que dado n1, habilita o display 1 (Dezena)
void exhibe_disp_dezena(int8 n1) {
  if (n1==0){
    output_low(PIN_B0);
    output_low(PIN_B1);
    output_low(PIN_B2);
    output_low(PIN_B3);
  }
  else if (n1==1){
    output_low(PIN_B0);
    output_low(PIN_B1);
    output_low(PIN_B2);
    output_high(PIN_B3);
  }
  else if (n1==2){
    output_low(PIN_B0);
    output_low(PIN_B1);
    output_high(PIN_B2);
    output_low(PIN_B3);
  }
  else if (n1==3){
    output_low(PIN_B0);
    output_low(PIN_B1);
    output_high(PIN_B2);
    output_high(PIN_B3);
  }
  else if (n1==4){

```

```

    output_low(PIN_B0);
    output_high(PIN_B1);
    output_low(PIN_B2);
    output_low(PIN_B3);
}
else if (n1==5){
    output_low(PIN_B0);
    output_high(PIN_B1);
    output_low(PIN_B2);
    output_high(PIN_B3);
}
else if (n1==6){
    output_low(PIN_B0);
    output_high(PIN_B1);
    output_high(PIN_B2);
    output_low(PIN_B3);
}
else if (n1==7){
    output_low(PIN_B0);
    output_high(PIN_B1);
    output_high(PIN_B2);
    output_high(PIN_B3);
}
else if (n1==8){
    output_high(PIN_B0);
    output_low(PIN_B1);
    output_low(PIN_B2);
    output_low(PIN_B3);
}
else if(n1==9){
    output_high(PIN_B0);
    output_low(PIN_B1);
    output_low(PIN_B2);
    output_high(PIN_B3);
}
}

```

//Função que dado n2, habilita o display 2 (Unidade)

```

void exibe_disp_unidade(int8 n2){
    if (n2==0){
        output_low(PIN_B4);
        output_low(PIN_B5);
        output_low(PIN_B6);
        output_low(PIN_B7);
    }
    else if (n2==1){
        output_low(PIN_B4);
        output_low(PIN_B5);
        output_low(PIN_B6);
        output_high(PIN_B7);
    }
    else if (n2==2){
        output_low(PIN_B4);
        output_low(PIN_B5);
        output_high(PIN_B6);
        output_low(PIN_B7);
    }
    else if (n2==3){
        output_low(PIN_B4);
        output_low(PIN_B5);
        output_high(PIN_B6);
        output_high(PIN_B7);
    }
    else if (n2==4){
        output_low(PIN_B4);
        output_high(PIN_B5);
        output_low(PIN_B6);
        output_low(PIN_B7);
    }
    else if (n2==5){
        output_low(PIN_B4);
        output_high(PIN_B5);
        output_low(PIN_B6);
        output_high(PIN_B7);
    }
    else if (n2==6){
        output_low(PIN_B4);
        output_high(PIN_B5);
    }
}

```

```

    output_high(PIN_B6);
    output_low(PIN_B7);
}
else if (n2==7){
    output_low(PIN_B4);
    output_high(PIN_B5);
    output_high(PIN_B6);
    output_high(PIN_B7);
}
else if (n2==8){
    output_high(PIN_B4);
    output_low(PIN_B5);
    output_low(PIN_B6);
    output_low(PIN_B7);
}
else if(n2==9){
    output_high(PIN_B4);
    output_low(PIN_B5);
    output_low(PIN_B6);
    output_high(PIN_B7);
}
}

//Receber sinal analógico
int8 sinal_quilo (int16 s1) {
    set_adc_channel(PIN_A0); //seta a entrada analogica e transforma em digital
    s1=read_adc(); //s recebe o valor convertido
    delay_ms(500);
    //para de receber sinal
    //////////////////////////////////////
    //Converter sinal "s" vindo da muleta em quilos
    return 21.6*s1 - 10.3;
}

```