



Campus de São Carlos

Desenvolvimento de uma Muleta
Instrumentalizada para Fins de
Acompanhamento Clínico
Fernando Idalírio de Lima Leite
Orientador: Prof. Dr. Alberto
Cliquet Jr.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO



**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

Fernando Idalírio de Lima Leite

Desenvolvimento de uma Muleta Instrumentalizada para Fins de Acompanhamento Clínico

DEDALUS - Acervo - EESC



31100047247

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.



Orientador: Alberto Cliquet Jr.

São Carlos, 28 de outubro de 2003

Class.	TESE - EESC ✓
Cott.	12924
Tombo	T092/04
Sysno	1362054

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento da
Informação do Serviço de Biblioteca - EESC/USP

L533d

Leite, Fernando Idalírio de Lima
Desenvolvimento de uma muleta instrumentalizada
para fins de acompanhamento clínico / Fernando
Idalírio de Lima Leite. -- São Carlos, 2003.

Dissertação (Mestrado).-- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 2003.
Área : Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof. Tit. Alberto Cliquet Jr.

1. Muleta. 2. Eletrônica. 3. Engenharia de
reabilitação. 4. Análise. 5. Marcha. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

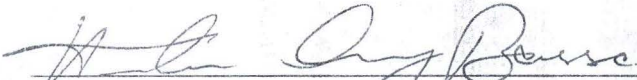
Candidato: Engenheiro **FERNANDO IDALÍRIO DE LIMA LEITE**

Dissertação defendida e julgada em 26-11-2003 perante a Comissão Julgadora:




Prof. Tit. **ALBERTO CLIQUET JUNIOR (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado




Prof. Dr. **HEITOR CURY BASSO**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado

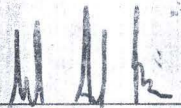


Prof. Dr. **WILLIAM DIAS BELANGERO**
(Universidade Estadual de Campinas/UNICAMP)

APROVADO



Prof. Assoc. **MURILO ARAUJO ROMERO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica



p/ Profa. Assoc. **MARIA DO CARMO CALIJURI**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Dedico este trabalho aos meus pais que me deram as condições para estudar e escolher um rumo a seguir.

Dedico também a minha querida Andréa, que esteve sempre presente em todos os momentos desta fase de minha vida.

Agradecimentos

Ao Prof. Alberto Cliquet Jr. , que me apresentou a ciência da engenharia aplicada ao bem estar do ser humano. Por me orientar e ajudar nos caminhos desta pesquisa.

Ao Prof. Valentin Obac Roda, cujo pontapé inicial foi fundamental para o progresso deste projeto.

A todos que trabalham e trabalharam no Labciber, Daniel, Fransérgio, Rodrigo, Vanderlei, Benigno, Marcela, Rogério, Alessandra, Fernanda, Renata, Jefferson e todos aqueles que me ajudaram direta ou indiretamente.

Aos bons professores do Departamento de Engenharia Elétrica e outros Departamentos, que me deram as condições durante a graduação e a pós-graduação para realização deste projeto.

Ao pessoal do Almoxarifado, Petrússio e Alessandro.

Ao pessoal das secretarias de pós-graduação e de graduação.

Ao pessoal das outras unidades, Bioengenharia (Ana) e UFSCar.

A USP pela sua estrutura para o desenvolvimento de tecnologias.

Ao CNPq pelo financiamento.

À FAPESP pelo apoio financeiro (Proc. Fapesp n 96/12198-2).

A todos meus familiares e amigos que fazem parte de minha vida.

Resumo

Idalírio, F. L. L. (2003). *Desenvolvimento de uma Muleta Instrumentalizada para Fins de Acompanhamento Clínico*. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2003.

A partir da necessidade de medir a força aplicada em uma Muleta ou Bengala quando o paciente está caminhando, o que seria extremamente complexo com uma balança comum, desenvolveu-se meios utilizando sensores e circuitos eletrônicos que possibilitem tal aquisição do valor da força aplicada. O sensor utilizado foi acoplado na própria haste da muleta. O circuito eletrônico constituiu-se das seguintes etapas: a de amplificação, a de conversão analógica-digital e a de um microcontrolador para gerenciar todo o processo. Para que os dados referentes à carga descarregada na Muleta fossem tratados de uma maneira que o pesquisador ou o clínico tivessem facilidade de compreensão e análise, um software foi desenvolvido. Este permite a construção de gráficos e análises estatísticas. Foram desenvolvidos ainda, configurações que permitissem sincronismo com outros equipamentos de análise de forças de marcha. O trabalho conta também com exemplos práticos de aquisições com pacientes que possuem alguma debilidade motora, demonstrando a utilidade da Muleta Instrumentalizada no apoio ao clínico ou em pesquisas na área de engenharia de reabilitação.

Palavras-chave: Muleta; Eletrônica; Engenharia de Reabilitação; análise; marcha

Abstract

Idalírio, F. L. L. (2003). *Development of an Electronic Crutch to Medical Assistance*. M.Sc. Dissertation – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2003.

Because of the necessity of measuring the forces in a cane or crutch while the patient walking, an extremely complex task, a system has been developed to measure these forces, using sensors and electronic circuits. The sensors have been applied directly to the shaft of the metal crutch. The electronic circuit has the following stages: amplification, analog to digital conversion and the microcontroller to manage the whole process. A software has been developed to analyse the data and to be user friendly. The software allows the construction of graphics and the statistical analysis. This project has also shown practical examples with patients that have some gait pathologies, showing the usefulness of the instrumented crutch in supporting the physician, or in the rehabilitation engineering research.

Key words: crutch, electronics, rehabilitation engineering, analysis, gait

Lista de Símbolos

Δ	Varição
R	Resistência elétrica
k	Fator do extensômetro
ε	Deformação
ε_N	Deformação normal
ℓ	Comprimento
V	Tensão
V_{BAT}	Tensão de bateria
ν	Coefficiente de Poisson

Sumário

Resumo

Abstract

1- Introdução	1
1.1- Tipos de Bengala e Muletas	4
1.1.1- Bengala comum ou a bengala ajustável de alumínio	4
1.1.2- Bengala quadrúpede	5
1.1.3- Muletas Axilares	6
1.1.4- Muletas de antebraço	6
2- Materiais e Métodos	8
2.1- Aquisição da Força Axial da Muleta Canadense	8
2.1.1- Tipo de material	9
2.1.2- Largura e comprimento	10
2.1.3- Resistência	10
2.2- Configuração dos transdutores	11
2.3.2- Amplificação	13
2.3.3- Conversor A/D	13
2.3.4- O microcontrolador	14
2.4- Calibração da bengala	19
2.5- O Software	21
2.5.1- Ajuste das Configurações	22
2.5.2- Cadastro do novo paciente	23
2.5.3- Calibração automática da Bengala	24
2.5.4- Aquisição	26
2.5.5- Análise dos dados	30
3- Resultados	33
3.1- Validação	34
3.2- Exemplos de Aplicações	37

3.2.1- Exemplos 1	38
3.2.1.1- Dia 12/02	38
3.2.1.2- Dia 15/02	39
3.2.1.3- Dia 17/02	39
3.2.2- Exemplo 2	42
4- Discussão	44
5- Conclusão	45
6- Referências Bibliográficas	46
7- Apêndice	51
7.1- Programas Utilizados	51
7.1.1- Orcad	51
7.1.2- Programação Assembly	52

1- Introdução

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma instrumentação aplicada em uma Bengala ou muleta canadense. A instrumentação é o conjunto de técnicas eletrônicas utilizadas para se obter a magnitude de grandezas físicas, como a força axial, existente em uma bengala ou muleta quando submetida ao uso de um paciente.

Além do desenvolvimento da instrumentação, aplicações clínicas expostas no presente trabalho validam e exemplificam demonstrações do funcionamento da bengala instrumentalizada e suas relações com outras forças.

Antes da demonstração dos resultados e aplicações deste novo instrumento de apoio ao clínico, é válido entender a eficiência de dispositivos de auxílio da marcha, como as bengalas e muletas, em pacientes ortopédicos. Para que isto seja possível, uma breve revisão bibliográfica mostra de que maneira as bengalas têm sido usadas em pesquisas concentradas nos estudos referentes à reabilitação. Assim facilita-se a compreensão da importância deste projeto no apoio ao clínico, dando mais segurança ao diagnóstico, ao acesso às grandezas físicas envolvidas, melhorando a visualização do problema e da dinâmica da marcha.

Simplificando, a muleta eletrônica é uma ferramenta nova, que utiliza técnicas eletrônicas e computacionais, um instrumento que facilita a obtenção de variáveis relevantes, tanto na aplicação direta (como o diagnóstico clínico), quanto em pesquisas ortopédicas, fisioterápicas e de engenharia de reabilitação.

Por que utilizar dispositivos de auxílio?

Muito já tem se estudado a respeito de dispositivos de auxílio como bengalas e muletas, mas muitos aspectos cinéticos, dinâmicos e da controlabilidade permanecem não muito bem compreendidos (Patrick, T. M. et al, 1995, p 132). Este problema, de certa maneira, só pode ser resolvido usando de técnicas eletrônicas.

Dentre as várias razões da utilização de dispositivos de auxílio à marcha, pode-se citar problemas de equilíbrio, dor e instabilidade articular. A principal razão para a sua utilização é a diminuição total ou parcial da carga aplicada sobre os membros inferiores, através destes dispositivos, que aplicam nos membros superiores uma carga que será contrabalançada por uma força de reação do solo (figura 1). Desta maneira, em um indivíduo normal, supondo F_1 igual ao seu peso, a força de reação do solo em cada um de seus pés, será de $F_1/2$, visto que:

$$F_1/2 + F_1/2 = F_1, \quad (1)$$

resultando no peso total.

Já em um paciente que usa uma bengala, o seu peso (F_1) será dividido entre duas reações do solo em seus pés F_2 e F_3 (que não serão iguais necessariamente) e mais uma reação do solo sobre a bengala F_4 . Assim tem-se:

$$F_2 + F_3 = F_1 - F_4, \quad (2)$$

resultando numa força menor nos membros inferiores.

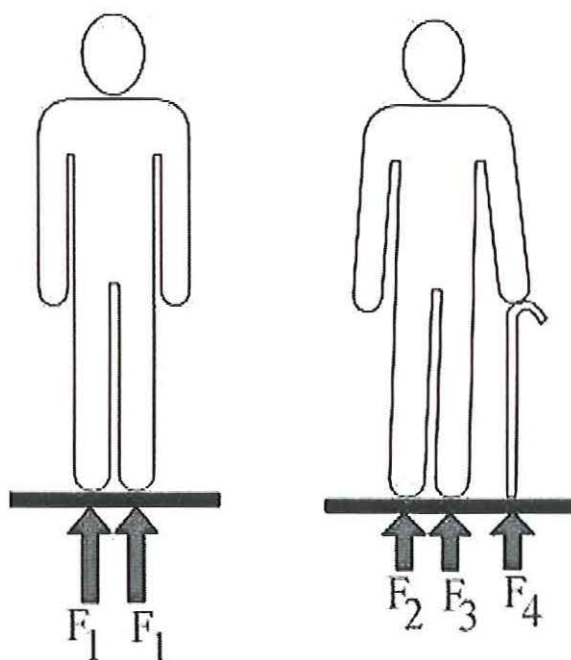


Figura 1 – Forças de reação do solo

Dentre os dispositivos de auxílio, as bengalas e muletas canadenses foram as escolhidas para a aplicação da instrumentação neste projeto de pesquisa. Será feita uma explicação mais detalhada sobre as duas quanto à sua utilização.

As bengalas atuam aumentando a base de sustentação do indivíduo, proporcionando maior equilíbrio e segurança durante a marcha. Quando é recomendado o uso da bengala a um paciente, na grande maioria das vezes é sugerido que ele a use do lado contrário ao da debilidade. Ely, D. D. e Smidt G. L. (1977, p. 507) verificaram que o uso contralateral é mais efetivo reduzindo as componentes de forças, verticais e posteriores de reação do solo produzida pelo pé do lado afetado em um estudo de 15 indivíduos com debilidades no quadril. Wertsch, J. J. et al. (1990), determinaram em seus estudos uma redução de 21,5% na pressão plantar durante o uso contralateral da bengala e 17,0% de redução no uso ipsilateral. Assim, uma recomendação geral é que seja descarregado no máximo 25% do peso do paciente sobre a bengala.

A importância do uso da bengala no que se refere ao quadril, é devido ao fato de que o músculo abductor do quadril, cujo lado é o do pé de apoio, se contrai para contrabalançar a força gravitacional atuante sobre o centro de massa do indivíduo, que resulta numa compressão das articulações envolvidas. Estando o quadril debilitado, é necessário que tais forças sejam minimizadas, o que se consegue com o uso de uma

bengala no lado contralateral da disfunção do quadril, pois a força de reação do solo resultante do peso aplicado na bengala irá contrabalançar a força gravitacional (figura 2).

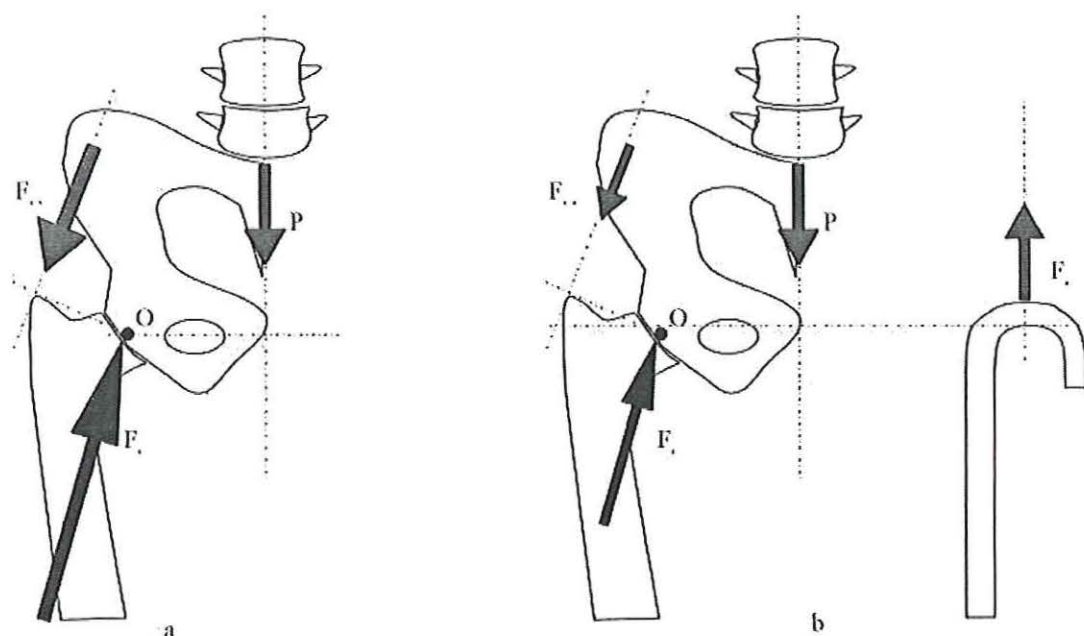


Figura 2 – Esquema de forças atuantes a) sem bengala; b) com bengala.

1.1- Tipos de bengalas e muletas

Desta forma as bengalas e muletas assumem um papel importante na redução de forças nos membros afetados e também colaboram com o equilíbrio através do aumento da base de sustentação, que varia de acordo com os tipos de bengala. Apresenta-se uma rápida análise de tais tipos.

1.1.1- Bengala comum ou a bengala ajustável de alumínio

As bengalas comuns são facilmente encontradas e bastante difundidas. As mais simples são de madeira e devem ser serradas na medida certa para ajuste de seu tamanho. Já as bengalas de alumínio com ajuste são um pouco mais caras, mas

permitem a qualquer instante mudança no seu comprimento. Podem ainda ter dois formatos, que são o de empunhadura e o semicircular. O ponto de sustentação das bengalas com formato semicircular é anterior ao cabo e não diretamente por debaixo dele. Outros modelos, como o da empunhadura, permitem que o ponto de sustentação esteja alinhado com o cabo. Este último é o modelo usado no projeto.

1.1.2- Bengala quadrúpede

Diferem das bengalas comuns somente no que tange à base de apoio, que possui 4 pontos, permitindo uma ampla base de sustentação. Apresentam o inconveniente (variando de modelo para modelo) da força aplicada pelo paciente poder não estar sobre a base de sustentação, implicando em desequilíbrio. Para que tal fator não seja agravado, o paciente deve apoiar os 4 pontos simultaneamente. Sua grande base de sustentação pode também implicar numa marcha mais lenta.

Para tais bengalas apresentadas, é muito importante saber adequar o seu comprimento ao paciente, fornecendo maior conforto e estabilidade. O procedimento consiste em posicionar a base da bengala a aproximadamente 15 cm da borda lateral dos dedos dos pés e a parte mais elevada da bengala deve estar no nível do trocanter maior.

O cotovelo deve ter uma flexão de aproximadamente 25° (Schmitz, T. J.,1993, p 337).

As muletas, como as bengalas, atuam aumentando a base de sustentação e principalmente reduzindo a carga aplicada sobre os membros inferiores. Diferem-se das bengalas por poderem descarregar totalmente tal carga. Existem em vários modelos, tais como as muletas axilares e muletas de antebraço. Dentre as últimas será dada atenção especial à muleta canadense que também foi usada no desenvolvimento deste projeto.

1.1.3- Muletas Axilares

São as muletas propriamente ditas, bastante difundidas e utilizadas. Podem ser de madeira ou de alumínio, sendo estas constituintes de parafusos que permitem o ajuste do seu tamanho. Há também modelos que apresentam ajuste nos pegadores. Dentre os modelos de alumínio há um mecanismo de ajuste de sua altura através de um pino que se encaixa em seus chanfros. Para a medida de seu comprimento que o paciente irá usar, deve ser levado em consideração o paciente em pé. A altura da muleta será de 5 cm abaixo da linha das axilas.

1.1.4- Muletas de antebraço

São também conhecidas como muletas canadenses ou de Lofstrand, também de grande difusão (Schmitz, T. J., 1993, p. 342). Normalmente são de alumínio, constituídas de uma braçadeira, que se ajusta ao antebraço, e um pegador para a mão. O ajuste da altura é feito com o mesmo mecanismo citado acima (pino e chanfros).

Quanto ao desenho da muleta, Opila, K. A. et al (1987), desenvolveram um estudo sugerindo mudanças no desenho, discutindo a funcionalidade e padrões com que tais dispositivos de auxílio devem operar, a partir da análise das cargas atuantes sobre os membros superiores.

Para a medida do comprimento das muletas de antebraço, o procedimento é semelhante ao das bengalas. A extremidade da muleta deve estar a 5 cm lateralmente ao pé e 15 cm anteriormente. Com os ombros relaxados, a altura deve ser calculada para

um ângulo entre 20° e 30° de flexão do cotovelo, e a braçadeira deve estar entre 3cm a 4 cm abaixo do cotovelo.

A figura ilustrativa abaixo demonstra os diversos tipos de dispositivos de auxílio:



Figura 3 – Da esquerda para direita, muletas axilares, muletas de antebraço “canadense”, bengalas comuns e bengala quadrúpede.

Depois de feita a revisão sobre as características que estão relacionadas aos equipamentos utilizados como dispositivos de auxílio, são apresentados no próximo capítulo, os métodos utilizados para que se possa ter acesso às cargas que estão sendo aplicadas em muletas e bengalas.

2- Materiais e Métodos

O indivíduo que não pode descarregar o peso corporal sobre os membros inferiores ou que necessita de um apoio para manter o seu equilíbrio durante a marcha, fará uso de uma bengala ou uma muleta, na qual será descarregada parte do peso corporal, para que tal força aplicada seja uma compensação no conjunto das variáveis da marcha. Esta força traz características que estão diretamente relacionadas à debilidade, ao problema da locomoção que se pretende analisar. Assim, caracterizar e medir tal grandeza pode fornecer informações importantes sobre o problema citado acima. Outra imprescindível variável é o tempo associado, que faz com que seja possível o levantamento de dados relevantes como a cinemática e a dinâmica envolvida.

O objetivo, do trabalho foi portanto, poder adquirir tais grandezas, armazená-las e analisá-las pelo computador, para que o clínico, com um software adequado, possa acompanhar, visualizar e ter acesso a dados de uma maneira mais exata variáveis que antes eram avaliadas subjetivamente.

Uma vez focalizadas quais variáveis físicas serão importantes para que a Muleta se torne funcional e eficiente, o próximo passo foi determinar como adquirir tais grandezas e as melhores maneiras de se fazê-lo.

2.1- Aquisição da Força Axial da Muleta Canadense

Relacionando as maneiras de se adquirir tal força, tem-se a utilização de uma balança fixa, o que é inviável pelo propósito do instrumento, pois a Muleta não poderia acompanhar o deslocamento da marcha do indivíduo tanto nas fases de balanço como de apoio. Assim uma balança fixa não é recomendada. Necessita-se então de algo que possa acompanhar a muleta, o que pode ser resolvido acoplando transdutores no instrumento.

Dentre os transdutores mais conhecidos e que possam atuar melhor temos os strain gages e FSR "Force Sensor Resistor" (INTERLINK ELECTRONICS INC., 1997).

Os strain gages foram os transdutores escolhidos por apresentarem uma facilidade mecânica de construção quando comparados aos FSRs que precisam de um mecanismo que permita sua fixação. Já os strain gages necessitam somente serem colados com devido cuidado com as técnicas apropriadas para que as medidas obtidas correspondam aos esforços aplicados. Outro ponto a ser analisado é que os FSRs apresentam uma histerese (INTERLINK ELETRONICS INC., 1997) na aplicação da força, o que não acontece com os strain gages.

A equação que rege a variação de comprimento com a resistência elétrica é:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \varepsilon = k \cdot \frac{\Delta \ell}{\ell} \quad (3)$$

Uma vez escolhido o tipo de transdutor, as características que se adequam melhor ao sistema de aquisição foram selecionados. Assim, para o strain gages, os como parâmetros:

- Tipo de material;
- largura e comprimento;
- resistência.

A seguir cada uma das características acima são mostradas.

2.1.1- Tipo de material

O material onde o strain gage foi colado é o alumínio da própria haste inferior da muleta. Assim, para que haja uma melhor compensação de temperatura, o strain gage indicado é próprio para aplicações cujo substrato é o alumínio, já que existem diversos tipos de strain gages. Dentre os mais conhecidos estão aqueles indicados para ferro e para aço.

2.1.2- Largura e comprimento

Como as linhas de força de compressão aplicadas entre o pivô de regulação e o extremo de apoio são mais uniformemente distribuídas no meio da haste, escolheu-se larguras e comprimentos pequenos suficientes para se limitarem a esta região mediana.

Desta maneira não há variações devido às distribuições de força na haste.

As dimensões escolhidas foram 4mm de largura por 8mm de comprimento.

2.1.3- Resistência

É fundamental adequar a resistência do sensor ao tipo da fonte de alimentação de tensão utilizada. Como na muleta são usadas baterias, se a resistência dos strain gages for baixa, esta bateria irá descarregar rapidamente, impossibilitando o uso do equipamento como também alterando o valor real da força aplicada. Os valores de resistência mais facilmente encontrados no mercado são de 120Ω e de 350Ω . Foi escolhido o de 350Ω .

A figura 4 ilustra o strain gage com as características citadas acima.

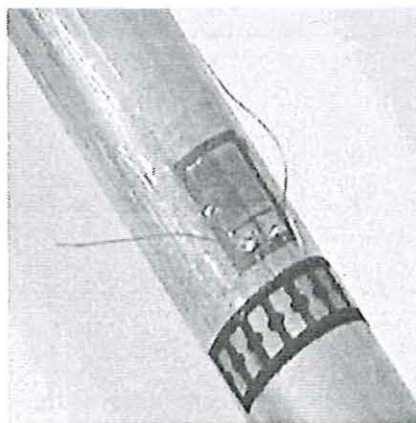


Figura 4 - strain gage colado.

2.2- Configuração dos transdutores

Para que a aquisição do sinal prossiga, os strain gages devem ser configurados de maneira adequada, isto é, sua variação de resistência elétrica deve ser transformada em variação de tensão elétrica o que se consegue através de uma ponte de Wheatstone. A ponte de Wheatstone permite medir variações muito pequenas, com precisão, e também possibilita a correção das variações causadas pelas modificações de temperatura.

Dentre as várias maneiras que estes sensores podem ser configurados, estão:

- Montagem em $\frac{1}{4}$ de ponte;
- Montagem em $\frac{1}{2}$ de ponte;
- Montagem em ponte completa.

Na montagem em $\frac{1}{4}$ de ponte, o strain gage faz parte de apenas um dos braços da ponte sendo o restante de resistores.

Na montagem em $\frac{1}{2}$ ponte, são usados dois strain gages, um em cada braço da ponte e o restante de resistores.

Na ponte completa os quatro braços da ponte de Wheatstone são strain gages.

A maneira como os transdutores serão colados na haste devem permitir que momentos e torques existentes na bengala não influenciem a medida. Portanto a configuração utilizada foi à ponte completa mostrada abaixo (figura 5 a e 5b).

A variação de tensão para este tipo de configuração é:

$$\Delta V = \frac{V_{BAT} \cdot k}{4} [2(1 + \nu)\epsilon_N] \quad (4)$$

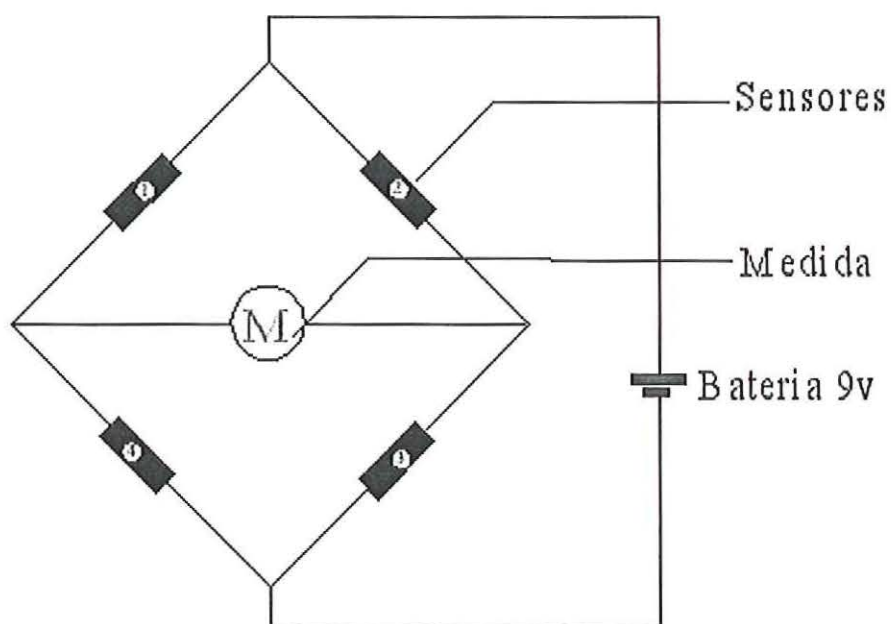


Figura 5 a – Configuração dos Strain gages.

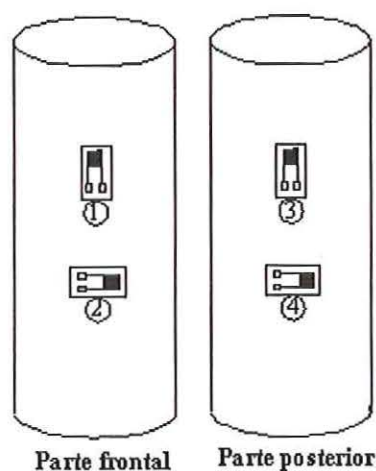


Figura 5b – Strain gages colados.

Para esta configuração a sensibilidade da ponte nesta aplicação foi de a 27 Kgf/mV.

Para aplicações condizentes com os objetivos do projeto, foi estabelecido um limite de carga máximo descarregado na bengala, de 80 Kgf.

2.3.2- Amplificação

Como a ordem do sinal proveniente da ponte de Wheatstone é de alguns milivolts, deve-se amplificá-lo o suficiente para posterior conversão analógico-,digital.

O amplificador utilizado foi o INA 102 da Burr-Brown®, que apresenta ganho fixo ou variável. Este é um amplificador de instrumentação com rejeição em modo comum de no mínimo 90 dB, baixa não linearidade de no máximo 0,01%, além de ser indicado a aplicações médicas, visto que pode ser alimentado por baterias. Utilizou-se o ganho fixo de 1000, fornecendo para a ponte utilizada uma considerável variação de tensão. O esquema de ligações é mostrado abaixo (figura 6).

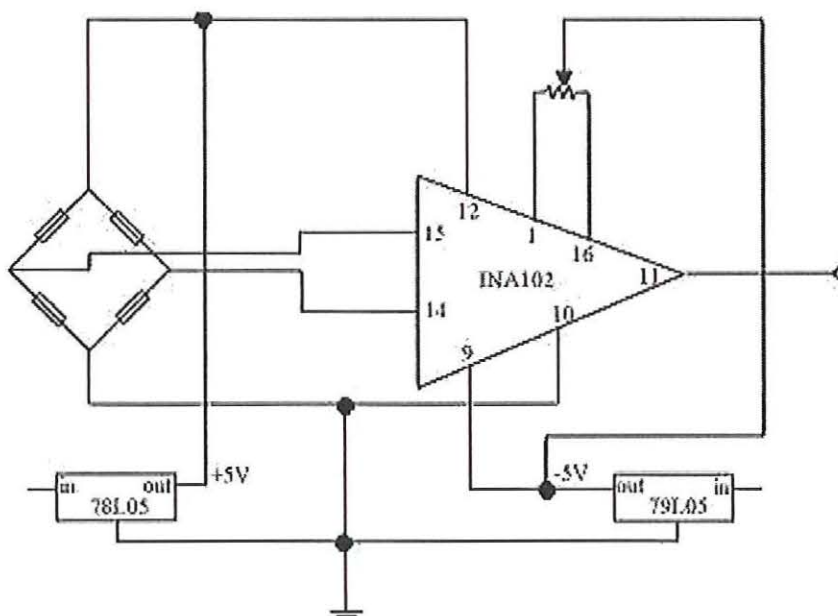


Figura 6 – Esquema de Ligações.

2.3.3- Conversor A/D

O conversor utilizado foi o MAX186 da Maxim® (figura 7) de 12 bits de resolução, 8 canais para entrada não diferencial e 4 canais para entrada diferencial, baixo consumo (1,5mA), Track/Hold interno, taxa de amostragem de 133kHz, referencia interna de 4,096V, as portas de entrada podem ser unipolares ou bipolares configuradas via software, e +- 1 LSB de precisão. Tal conversor precisa estar operando conjuntamente com o microcontrolador para que seja configurado de maneira apropriada. Deve-se selecionar o canal da aquisição (dentre 8 canais existentes), o modo

da aquisição (unipolar ou bipolar), a aquisição simples ou diferencial e o oscilador interno ou externo. No equipamento desenvolvido as configurações foram:

- Canal 0;
- Conversão Unipolar ($0-V_{REF}$);
- Conversão Simples;
- Oscilador externo (oriundo do microcontrolador).

Tais dados devem ser enviados ao pino DIN do conversor A/D, retornando o resultado da conversão A/D pelo pino DOUT.

O microcontrolador gera a oscilação necessária para a comunicação entre este e o conversor A/D.

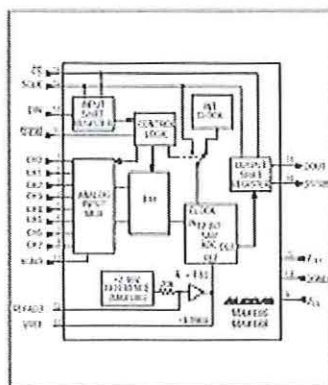


Figura 7 - MAX 186.

2.3.4- O microcontrolador

O microcontrolador utilizado foi o AT89C52 da ATMEL® de 8 bits, que apresenta 8K bytes de memória FLASH. Este pode operar até 24MHz, 256 bytes de memória RAM, 32 linhas de IO, 3 timers e comunicação serial. Para descarregar o código na memória de programa, necessita-se de um compilador, que no caso foi o PINNACLE 52 – Professional Development System – Versão 1.120. (veja Apêndice). Neste compilador foi desenvolvido o assembly (programação de baixo nível) do microcontrolador. Após a compilação, o arquivo .HEX é descarregado através do programador universal ALL-11® do fabricante hilosystems (veja Apêndice).

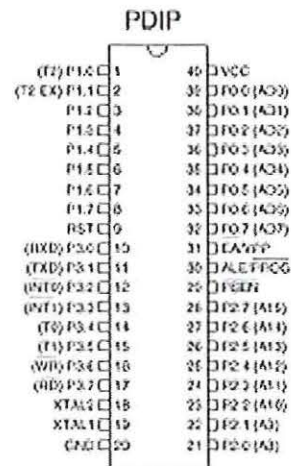


Figura 8 – AT89C52

O Programa ASSEMBLY, no microcontrolador, envia ao Conversor A/D as configurações necessárias.

O protocolo de comunicação fornecido pelo fabricante do MAX186 é apresentado abaixo (figura 9).

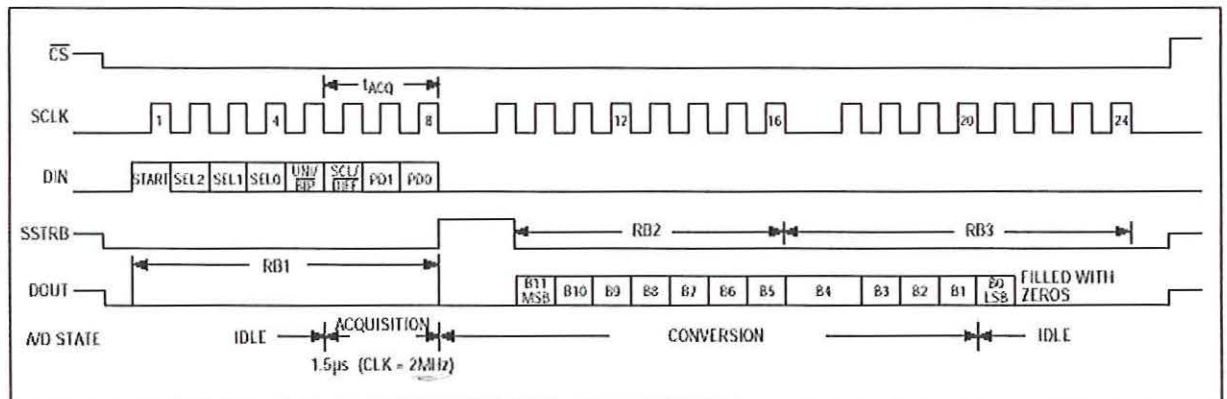


Figura 9 - Protocolo de comunicação
microcontrolador / conversor A/D.

Assim, o código assembly, desenvolvido para realizar tal função, seguiu as seguintes etapas:

- configuração do conversor A/D;
- aquisição dos primeiros bits (1 nibble);
- aquisição dos últimos bits (1 byte).

Esta separação foi necessária pois o MAX186 dá como resultado da conversão uma palavra de 12 bits, e o microcontrolador trabalha com 8 bits (1 byte). O processo da conversão é realizado repetidamente numa frequência de 100 Hz, condição necessária para o equipamento (Patrick, T. M. et al., 1995).

A parte referente ao programa assembly é mostrada abaixo:

Início:

```
*****
```

```
INICONV:
```

```

    SETB DIN      ;START
    CALL CLOCK
    CLR  DIN
    CALL CLOCK    ;SEL2 //CANAL 1
    CLR  DIN
    CALL CLOCK    ;SEL1 "
    CLR  DIN
    CALL CLOCK    ;SEL0 "
    SETB DIN
    CALL CLOCK    ;UNIPOLAR
    SETB DIN
    CALL CLOCK    ;SINGLE
    SETB DIN
    CALL CLOCK    ;PD1
    SETB DIN
    CALL CLOCK    ;PD0 //CLOCK EXTERNO
    CLR  DIN
    ;HABILITAR INTERRUPÇÃO INT0<->STRB (QUANDO STRB DESCE)

```

```
RET
```

```
*****
```

```
POSINIBY:
```

```

    MOV     R1,#04H
    CLR    A

```

PRINIBBLE:

```
CALL CLOCK                ;LEITURA DOS DADOS 12 BITS
MOV     C,DOUT
RLC     A
DJNZ   R1,PRINIBBLE
MOV     R1,A
MOV     R2,#08H
CLR    A
```

SEGNIBBLE:

```
CALL CLOCK                ;LEITURA DOS DADOS 12 BITS
MOV     C,DOUT
RLC     A
DJNZ   R2,SEGNIBBLE
MOV     R2,A
```

RET

Os dados da aquisição já armazenados deveram ser enviados ao computador.

Transmissão para o computador:

O padrão de comunicação adotado entre o microcontrolador e o computador é o RS232, que através do pino P3.1 (TX) do microcontrolador e a porta COMM (utilizou-se o conector DB-9) do computador, a transferência dos dados digitalizados obtidos da ponte de strain gages é feita.

O protocolo da transferência foi o seguinte:

1. Byte inicial;
2. Byte contagem (0-255);
3. Primeiros 4 bits da aquisição (b1);
4. Últimos 8 bits da aquisição (b2);
5. Byte de checagem (soma entre b1 e b2).

O assembly desenvolvido para tal transferência é mostrado abaixo:

2.4- Calibração da muleta

A calibração é uma etapa muito importante, pois as grandezas digitais armazenadas no software deverão ser transformadas no correspondente valor de carga aplicada na bengala.

Assim, a força que comprime a haste, com as células de carga, é resultado de uma alavanca do calibrador construído (veja figura 10a), o qual adicionando-se pesos em um recipiente que fica na extremidade, aplica uma força de mesma direção e sentido, mas com magnitude de aproximadamente 6 vezes.

O valor da força de compressão que é observada através do dinamômetro (veja figura 10b) é anotado para posterior regressão linear.

Simultaneamente, a partir do software desenvolvido, é feita a aquisição de aproximadamente 1000 pontos, dos quais se extrai a média usada também na regressão linear.

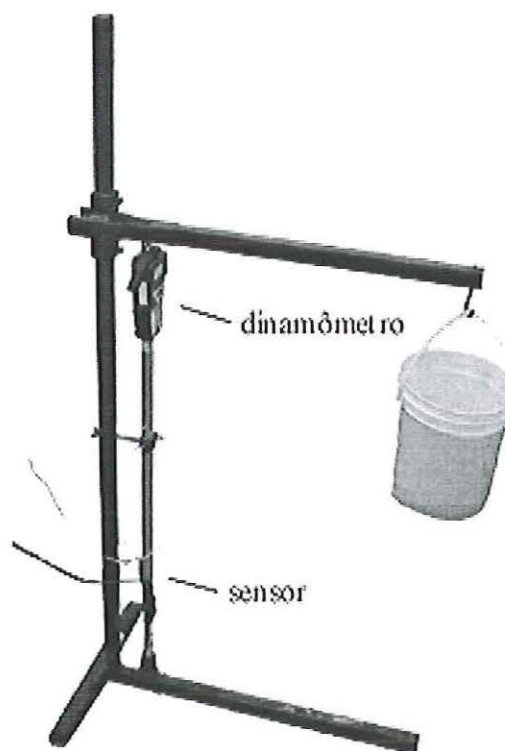


Figura 10a - Calibrador.



Figura 10b - Dinamômetro acoplado.

Os pontos adquiridos e a linearidade são mostrados abaixo (tabela 1, gráfico 11):

PESO (kgf)	2,47	4,99	6,57	10,07	13,82	16,02	18,30
VALOR	314,4	396,68	419,04	530,67	658,77	730,39	783,07

Tabela 1 – Relação Carga X Valor lido

O que gera o seguinte gráfico 11:

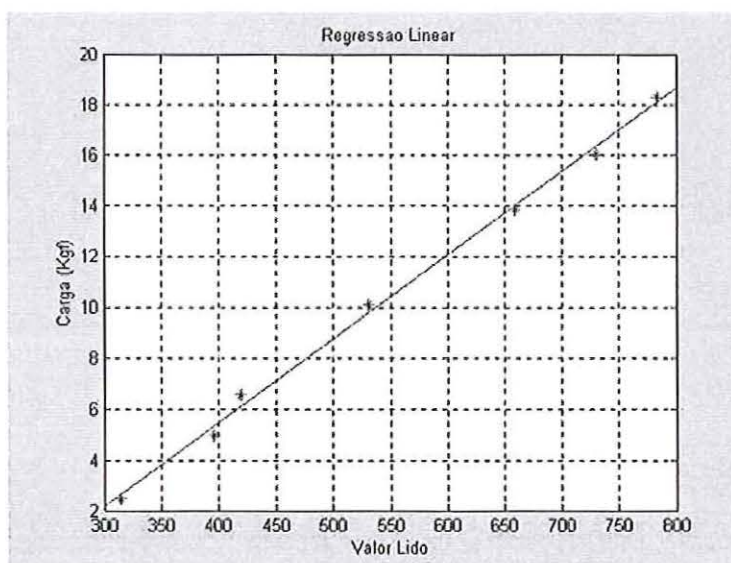


Figura 11 - Regressão Linear para Calibração.

O coeficiente de inclinação e a constante da reta foram, respectivamente:

$$m = 0,0329$$

$$c = -7,7222$$

O valor de “m” corresponde à constante que o software utiliza para transformar os dados digitalizados que variam de 0 a 4095 (conversor de 12 bits) na correspondente força aplicada.

A precisão obtida é:

$$\frac{\Delta F}{\Delta \text{níveis}} \quad (5)$$

com isso “m” fornece a precisão do instrumento, que é 32,9 g.

Já a constante “c” não será utilizada, visto que no software desenvolvido foi implementada a rotina de calibração automática que será explicada mais adiante.

2.5- O Software

Os dados até aqui adquiridos seriam de muito pouca valia se não houvesse uma maneira de traduzi-los, isto é, uma forma assimilável para o clínico, como uma interface computacional, que permita a construção de gráficos, a disponibilidade para acesso de aquisições passadas, facilidade para trabalhar com os dados e informações estatísticas dos mesmos.

Assim, a partir do software Delphi da Borland® (figura 12), construiu-se o software Bengala Eletrônica v 4.0, que disponibiliza ao clínico as necessidades citadas acima.

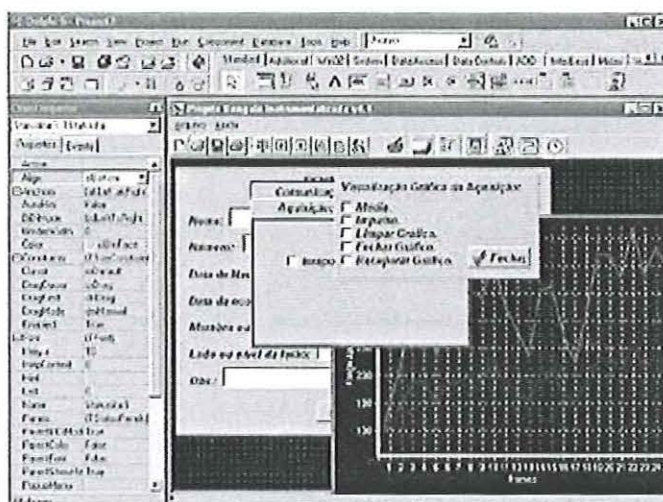


Figura 12 – Delphi , ambiente para desenvolvimento do Programa Bengala Eletrônica v4.0

O software “Bengala Eletrônica v 4.0” consiste nas seguintes partes:

2.5.1- Ajuste das Configurações

É de grande importância configurar de maneira adequada a comunicação entre Bengala e computador. Tal opção é fornecida no programa desenvolvido através do botão “Ajuste das configurações do programa”. Desta maneira pode-se configurar a porta serial (COM1, COM2) e a Taxa de comunicação (9600 bps, 19200 bps) como é mostrado abaixo (figura 13).

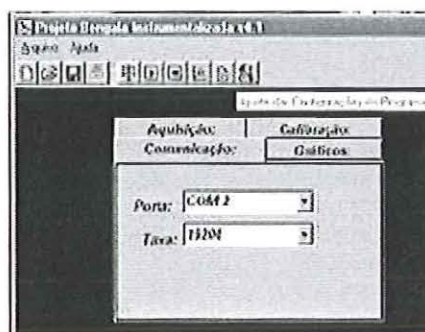


Figura 13 - Ajuste das configurações.

Tal mudança de configuração é automaticamente ajustada nas propriedades “ComPort” e “Baud Rate” do componente serial encontrado gratuitamente (visto que não acompanha o pacote de componentes do Delphi) na internet.

Ainda na caixa “Ajuste das configurações do programa”, pode-se estabelecer sincronismo com outros equipamentos, detalhe muito importante para análise de sinais adquiridos, como o F-Scan (Tekscan (2000).), onde há também uma aquisição das pressões nos pés (sobre o F-Scan será visto mais adiante). Para tal, basta clicar em “Aquisições” e selecionar “Esperar sinal de sincronismo”. Isto é conseguido através da rotina que só libera a aquisição quando o pino “Ring” (pino 9 no DB-9). for acionado pelo outro equipamento, acionando a aquisição (veja figura 14).

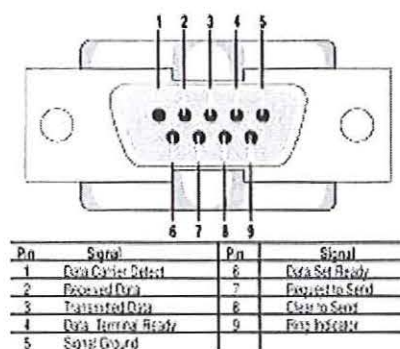
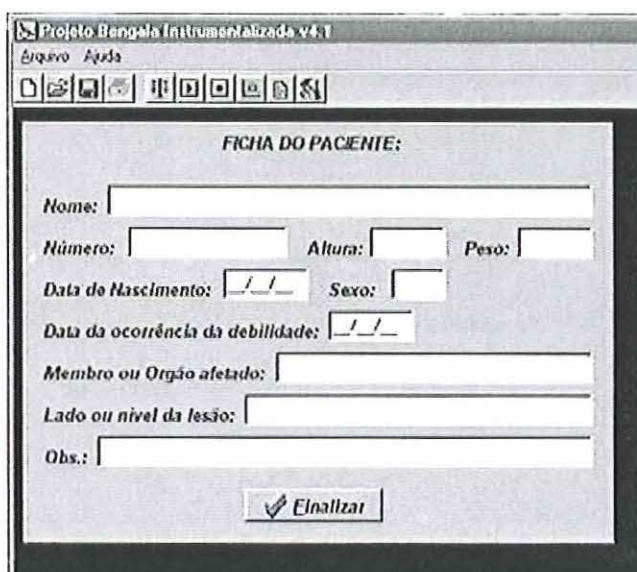


Figura 14 – DB 9.

2.5.2- Cadastro de pacientes

Clicando em “Novo”, um cadastro (figura 15) aparecerá com questões relativas ao paciente e a sua debilidade, permitindo assim uma melhor organização dos dados. Este cadastro é salvo juntamente com as aquisições que serão feitas.



The image shows a screenshot of a software application window titled "Projeto Bengala Instrumentalizada v4.1". The window has a menu bar with "Arquivo" and "Ajuda" options, and a toolbar with various icons. The main content area is titled "FICHA DO PACIENTE:" and contains several text input fields for patient information:

- Nome: []
- Número: [] Altura: [] Peso: []
- Data de Nascimento: [/ /] Sexo: []
- Data da ocorrência da debilidade: [/ /]
- Membro ou Orgão afetado: []
- Lado ou nível da lesão: []
- Obs.: []

At the bottom of the form, there is a button labeled "Finalizar" with a checkmark icon.

Figura 15 - Cadastro do paciente.

Os dados preenchidos em cada campo permanecem durante toda a aquisição e análise nos respectivos campos dos editores (componente "Edit.text"), sendo somente ocultados visivelmente. Se tal aquisição for salva, os campos editores serão lidos e salvos juntamente com o arquivo.

2.5.3- Calibração automática da Muleta.

Antes que a aquisição seja feita, deve-se calibrar a bengala automaticamente para que os dados sejam ainda mais fidedignos. Este procedimento é necessário porque podem existir pequenas variações no valor da constante "c". O software desenvolvido gerará automaticamente o melhor valor para tal constante. Para que isto ocorra, basta clicar no botão "Auto Calibração" (figura 16). É necessário apenas manter a Muleta suspensa verticalmente durante o tempo de calibração que dura aproximadamente 3 segundos.

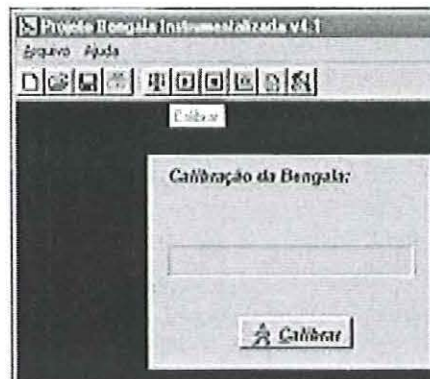


Figura 16 - Calibração automática da muleta

Durante o tempo de calibração, dados da ponte de strain gages são adquiridos e logo depois, como já foi dito, a média é calculada. Durante a aquisição da marcha do paciente, os dados serão subtraídos do valor da média, resultando no valor zero quando a bengala não estiver em contato com o solo.

A parte do programa que calcula a média, relativo aos dados já adquiridos nos 3 segundos de calibração, é apresentada abaixo:

```

procedure TForm1.Timer1Timer(Sender: TObject);
var
itimer,counttimer,btmed,sumcalibg:integer;
sumcalib:single;
begin
    oksinc:=true;
    counttimer:=0;
    progressbar1.Position:=progressbar1.Position+10;
    timer1.Tag:=timer1.Tag+1;
    if timer1.Tag >=10 then
    begin
        comport1.Close;
        oksinc:=false;
        sumcalibg:=0;
        sumcalib:=0;
        for itimer:=10 to i-1 do

```

```

begin
btmed:=varcalib[itimer] shr 4;
sumcalibg:= sumcalibg + btmed;
sumcalib:=sumcalib+varam[itimer];
inc(counttimer);
end;
medcalibr:=sumcalib/(counttimer);           //i- length nf -1(último)
medcalibrg:=sumcalibg/(counttimer);
medcalibintg:=trunc(medcalibrg);
i:=0;
series1.Clear;
panel5.Visible:=false;
timer1.Enabled:=false;
end
else
comport1.Open;
end;

```

2.5.4- Aquisição

Após a calibração, a aquisição já pode ser realizada. Basta clicar no botão “Iniciar Aquisição”. Assim, surge o gráfico que passa a mostrar, em tempo real, a carga aplicada em unidades de Kgf pelo tempo em minutos. O componente serial já descrito acima executa o evento “OnRxChar”, que é a função que espera a chegada de qualquer carácter pela porta serial seleccionada e que dá prosseguimento à sub-rotina programada, que irá mostrar os dados que chegam em tempo real e carregar os dados da aquisição.

A rotina de aquisição desenvolvida é mostrada abaixo:

```

procedure TForm1.ComPort1RxChar(Sender: TObject; Count: Integer);
var
by:array [1..100] of byte;

```



```

wd1,wd2,wdt:word;
bt,blixo:byte;
nf:integer;
wdtr:single;
begin
if oksinc=false then
  comport1.Read(blixo,count);
  if (count >= 50) then //length nf*5
    begin
      comport1.Read(by,count);
      for nf:=0 to 9 do
        begin
          wd1:=by[3+5*nf];
          wd2:=by[4+5*nf];
          wdt:=(wd1 shl 8) or (wd2);
          bt:= wdt shr 4;
          if i=0 then
            atempo:=now;
            if i>=10 then //length nf
              begin
                wdtr:=wdt;
                varam[i]:=wdtr;
                varcalib[i]:=wdt;
                bt:=bt;//-medcalibintg+4;
                chart1.LeftAxis.AxisValuesFormat:="";
                series1.AddXY(i,bt,",clteecolor);
              end;
            inc(i) ;
            ztempo[2]:=now;
            ztempo[1]:=ztempo[2];
          end;
        end;
      end;
    end;
  end;
end;

```

end;

Após a coleta dos dados basta clicar no botão “Encerrar Aquisição”, que mantém o gráfico com a devida aquisição. É nesta parte do programa que os dados são ajustados de acordo com a calibração já realizada e com o coeficiente que transformará o dado que varia de (0 - 4095) em uma variação na faixa de (0 – 80 Kgf). Para melhor compreensão do procedimento acima, veja o código abaixo:

```

procedure TForm1.ToolButton7Click(Sender: TObject);
var
  ichart,iviz,k,cont:integer;
  xc,yc:real;
  sumvaram,media,sapague,temp1:single;
begin
  comport1.Close;
  series1.Clear;
  chart1.BottomAxis.Title.Caption:='tempo (seg.)';
  chart1.LeftAxis.AxisValuesFormat:='###,###';
  chart1.LeftAxis.Visible:=true;
  edit9.text:=formatdatetime('hh nn ss zzz',atempo);
  edit10.text:=formatdatetime('hh nn ss zzz',ztempo[1]);
  edit11.text:=formatdatetime('ss,zzz',ztempo[1]-atempo);
  edit18.text:=formatdatetime('nn',ztempo[1]-atempo);
  edit12.text:=inttostr(i);
  temp1:=(strtofloat(edit18.text)*60 + strtofloat(edit11.text));
  viz:=strtoint(edit13.text);
  coef:=strtofloat(edit15.text);
  coeftime:=temp1/i;
  for ichart:=0 to 9 do
  begin
    varam[ichart]:=medcalibr;
    medram[ichart]:=medcalibr;
  end;
end;

```

```

end;
for ichart:=10 to i-1 do
begin
sumvaram:=0;
k:=0;
for iviz:=1 to viz do
begin
sumvaram:=sumvaram+varam[-iviz+ichart]+varam[iviz+ichart];
//sumvaram:=sumvaram+varam[ichart+viz];
//sum=sum+dado2(-j+i)+dado2(j+i);
inc(k);
end;
media:=sumvaram/(2*k);
medram[ichart]:=media;
end;
sapague:=0;
cont:=0;
for ichart:= 11 to i-viz-1 do
begin

medram[ichart]:=medram[ichart]-medcalibr;
series1.AddXY(coef*time*ichart,coef*medram[ichart],"clteecolor);
sapague:=sapague+ varam[ichart];
inc(cont);
end;
edit14.text:=floattostr(sapague/cont);
end;

```

Se for desejável salvar, clique em “Salvar Aquisição”, e para posterior análise clique em “Abrir Aquisição”.

2.5.5- Análise dos dados

Uma das características mais importantes que podem ser analisadas de uma aquisição utilizando a Muleta Eletrônica é a média da força aplicada durante a marcha.

Esta média pode quantificar a necessidade que o paciente tem de compensar as forças necessárias à marcha (devido à debilidade) utilizando a muleta.

Assim, foram implementadas no software da Muleta Eletrônica duas opções, que são a Média total e a Média no intervalo.

A média total, como o próprio nome já diz, calcula a média das forças aplicadas na muleta do início da aquisição até o fim. É mais rápida de utilizar e dá uma idéia sobre a marcha do indivíduo.

Já a média no intervalo dá a possibilidade de selecionar o intervalo desejado, ponto muito importante, pois estando o paciente parado, e para que o mesmo saia da inércia, terá que submeter-se à uma aceleração. Conseqüentemente uma força surgirá, força esta que não mais se fará presente até que o paciente cesse o movimento, reaparecendo neste momento tal força (de desaceleração). Para uma análise mais precisa, o software fornece esta ferramenta. Para acessá-la, basta clicar na barra de ferramentas em “Visualizações gráficas da aquisição”. Em seguida um painel aparecerá com as duas opções citadas acima

A seguinte rotina foi implementada para a função de Média total:

```
procedure TForm1.CheckBox1Click(Sender: TObject);
var
  icase,countcase,icaseg:integer;
  soma,media,xc:real ;
begin
  soma:=0;
  xc:=0;
  countcase:=0;
  if checkbox1.checked=true then
  begin
```

```

for icase:=0 to i-1 do //length nf
  begin
    soma:=soma + medram[icase];
    inc(countcase);
  end;
media:=soma/(countcase);

  StatusBar1.Panels[1].Text:='Média: ' + FloatToStrF(media, ffGeneral , 3 ,4);
for icaseg:=0 to i-1 do
begin
xc:=icaseg*coefime;
series2.AddXY(xc,media,",clteecolor);
end;
edit17.text:=floattostr(media);
end
else
begin
series2.clear;
StatusBar1.Panels[1].Text:="";
end
end;

```

E para a Média no intervalo:

```

procedure TForm1.CheckBox8Click(Sender: TObject);
var
icase,countcase,icaseg,inter1,inter2:integer;
soma,media,xc:real ;
begin
soma:=0;
xc:=0;
countcase:=0;

```

```
inter1:=round(strtfloat(edit19.text)/coefime);
inter2:=round(strtfloat(edit20.text)/coefime);

if checkbox8.checked=true then
begin
  for icase:=inter1 to inter2 do //length nf
  begin
    soma:=soma + medram[icase];
    inc(countcase);
  end;
  media:=soma/(countcase);

  StatusBar1.Panels[1].Text:='Média: ' + FloatToStrF(media, ffGeneral , 3 ,4);
  for icaseg:=inter1 to inter2 do
  begin
    xc:=icaseg*coefime;
    series2.AddXY(xc,media,"clteecolor");
  end;
  edit17.text:=floattostr(media);
end
else
begin
series2.clear;
StatusBar1.Panels[1].Text:="";
end
end;
```

3- Resultados

Abaixo (figura 18) foto da muleta instrumentalizada.

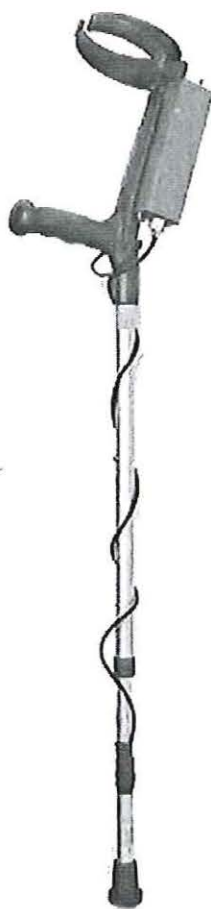


Figura 17 - Muleta Pronta.

3.1 – Validação

Para poder validar a Muleta Eletrônica, fez-se uma comparação desta com a plataforma de forças AMTI .

A plataforma biomecânica de forças AMTI mede simultaneamente as três componentes de força ao longo dos eixos XYZ, e os três respectivos momentos. As forças e momentos são medidos por strain gages, configurados em 6 pontes de Wheatstone. O Programa que gerencia e armazena as aquisições da plataforma é o “Q-Trace”.

Assim sendo, a força medida pela muleta eletrônica é axial e como a plataforma fornece somente os componentes F_x , F_y e F_z (fig. 18), a força total, F_t , que será comparada com a força axial da Muleta, deverá ser calculada através da equação:

$$F_t = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (6)$$

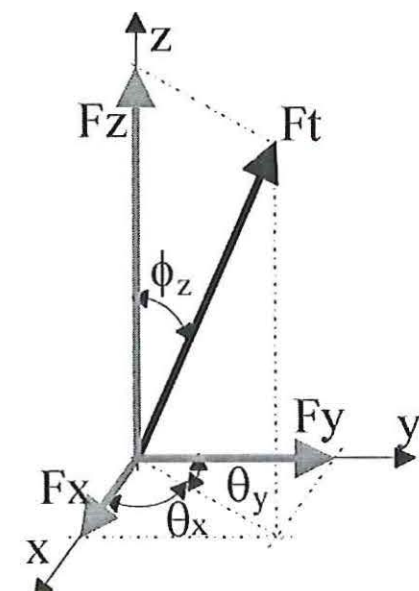


Figura 18- Componentes de força

O ângulos existentes entres as forças podem ser calculados através das equações:

$$\phi_z = \cos^{-1}\left(\frac{F_z}{F_t}\right) \quad (7)$$

$$\theta_y = \cos^{-1}\left(\frac{F_y}{\sqrt{F_y^2 + F_x^2}}\right) \quad (8)$$

$$\theta_x = \cos^{-1}\left(\frac{F_x}{\sqrt{F_y^2 + F_x^2}}\right) \quad (9)$$

Os gráficos 19 e 20 mostram a aquisição da plataforma de forças AMTI e da Muleta Eletrônica.

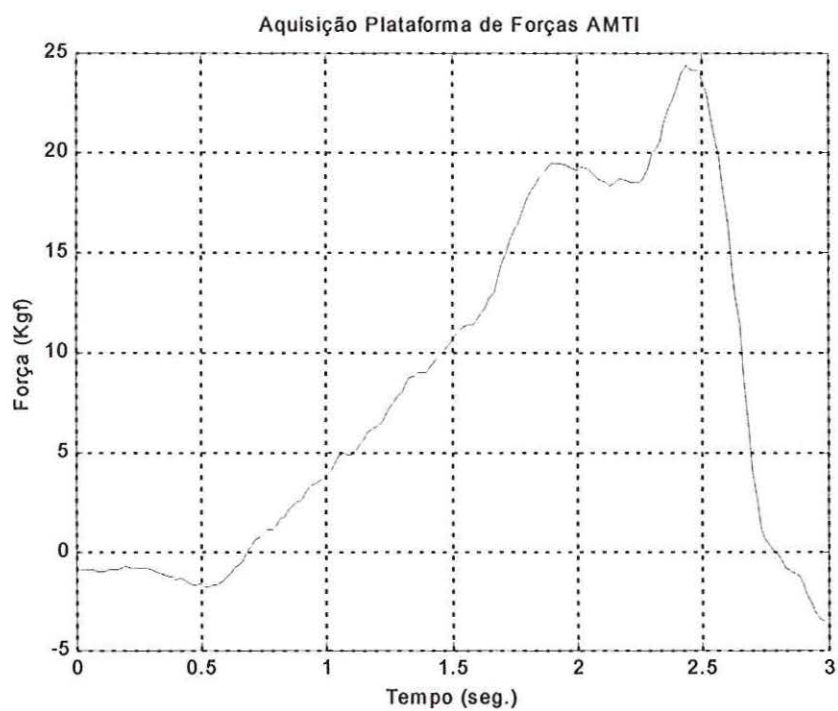


Figura 19 a – Aquisição AMTI

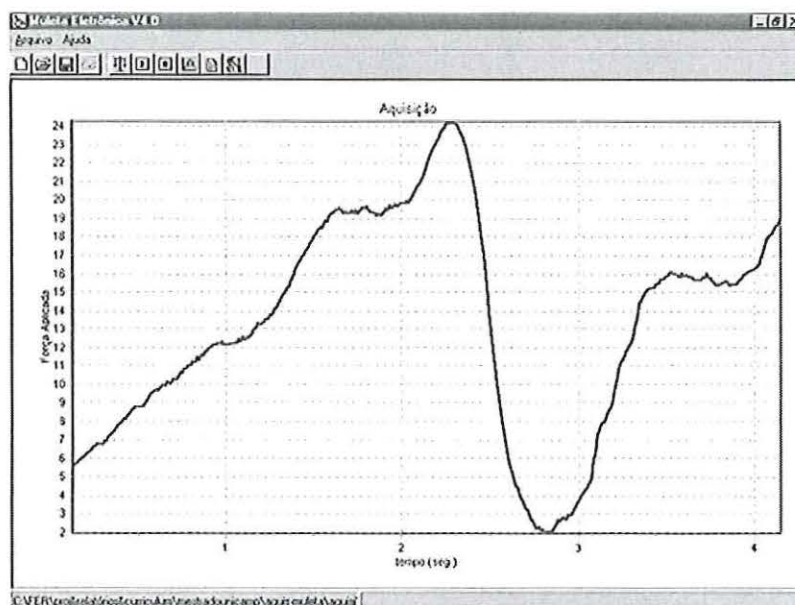


Figura 19 a e 19 b – Comparação entre as aquisições
19 a – Plataforma de forças AMTI e 19 b – Muleta Eletrônica.

Para esta primeira aquisição teve-se uma correlação de 0,99.

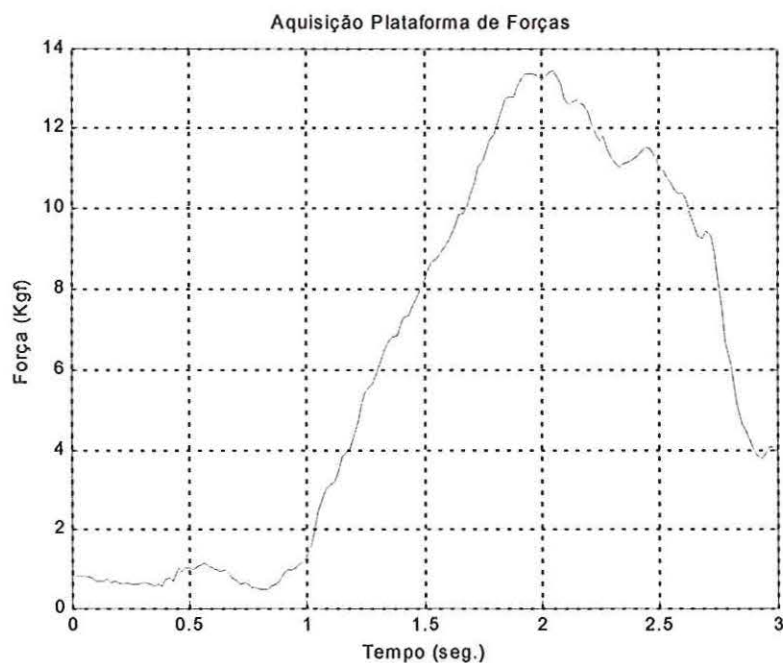


Figura 20 a – Aquisição AMTI

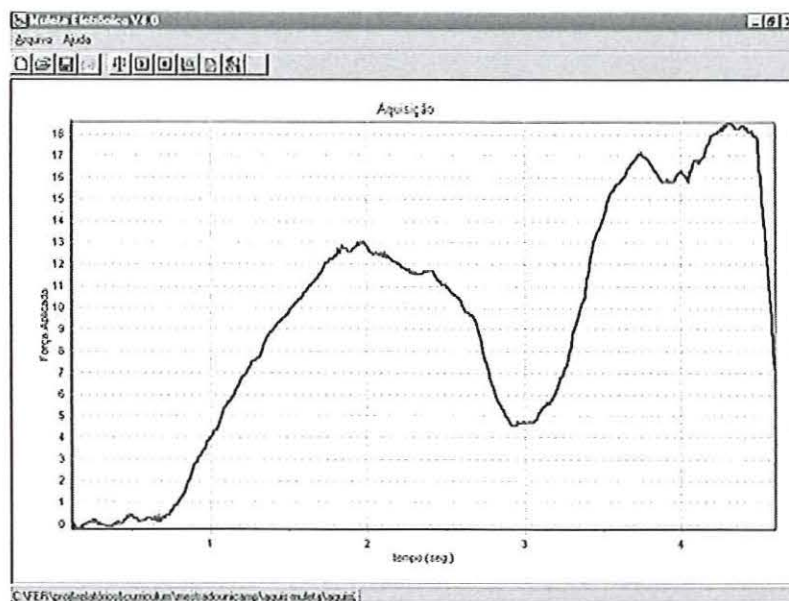


Figura 20 a e 20 b – Comparação entre as aquisições
20 a – Plataforma de forças AMTI e 20 b – Muleta Eletrônica.

Neste caso a correlação foi de 0.98.

Foram feitas no total 8 aquisições simultâneas entre a plataforma de forças e a muleta eletrônica, os valores da correlação ficaram entre 0.97 e 0.99.

É interessante notar que a componente vertical, força normal, depende do ângulo ϕ_z , que varia aproximadamente entre 15° ; assim a força normal irá representar $(\cos(15^\circ) \cdot Ft = 0,97 \cdot Ft)$, 97% da força axial aplicada.

3.2- Exemplos de Aplicações

Para comprovar que o uso da bengala instrumentalizada pode fornecer importantes informações sobre a reabilitação do paciente, são mostradas aquisições.

3.2.1- Exemplo 1

Paciente, de 23 anos, 1,78 m de altura, pesando 80 Kg, sofreu uma cirurgia de artroscopia (reconstrução do ligamento cruzado anterior) e uma meniscotomia simples. Após 1 dia passou a usar 2 muletas axilares, e quando se realizou a aquisição, o paciente começava a caminhar com uma muleta.

O protocolo utilizado durante todas as aquisições adota como percurso a distância de 10m e a utilização da Muleta Instrumentalizada. Foram feitas 6 aquisições nos dias 12/02, 15/02 e 17/02. Os gráficos selecionados são os que a média mais se aproximou da média das 6 aquisições, para cada dia.

Para o cálculo da média, foram excluídos o primeiro e o último apoio da bengala, por serem caracterizados por aceleração do paciente, diferenciando-se dos outros tipos de apoio:

3.2.1.1- Dia 12/02

A média calculada foi de 6,01 Kgf, com variância de 0,13 e desvio padrão de 0,36.

A ultima aquisição (média de 5,89 Kgf), figura 21, foi a que mais se aproximou da média calculada, que é apresentada abaixo:

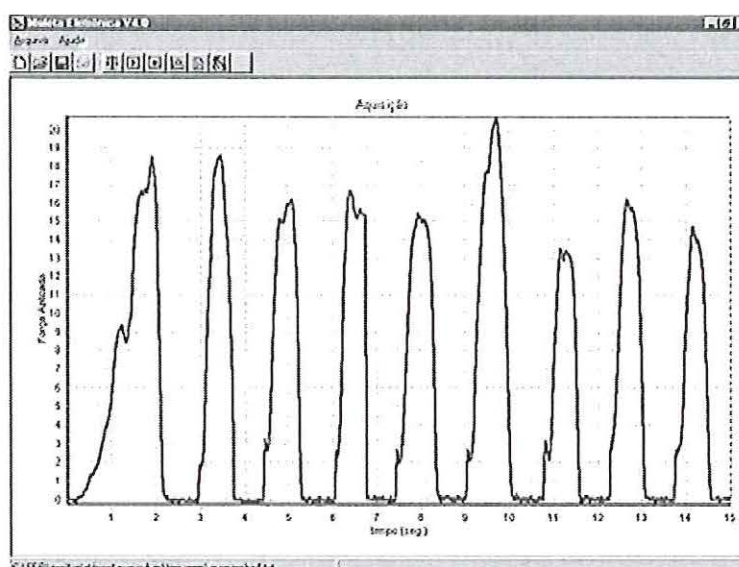


Figura 21 – Valor médio de 5,89 Kgf.

3.2.1.2- Dia 15/02

A média calculada foi de 2,09 Kgf , com variância de 0,05 e desvio padrão de 0,23.

A primeira aquisição (média de 2,11 Kgf), figura 22, foi a que mais se aproximou da média calculada, que é apresentada abaixo:

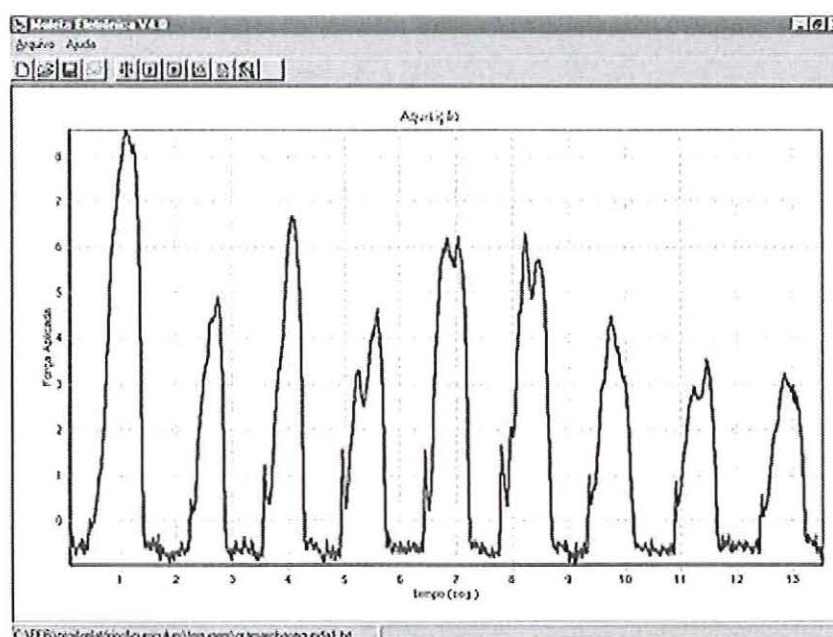


Figura 22 – Valor médio de 2,11 Kgf.

3.2.1.3- Dia 17/02

A média calculada foi de 1,12 Kgf , com variância de 0,009 e desvio padrão de 0,09.

A aquisição (média de 1,12 Kgf), figura 23, foi a que mais se aproximou da média calculada, que é apresentada abaixo:

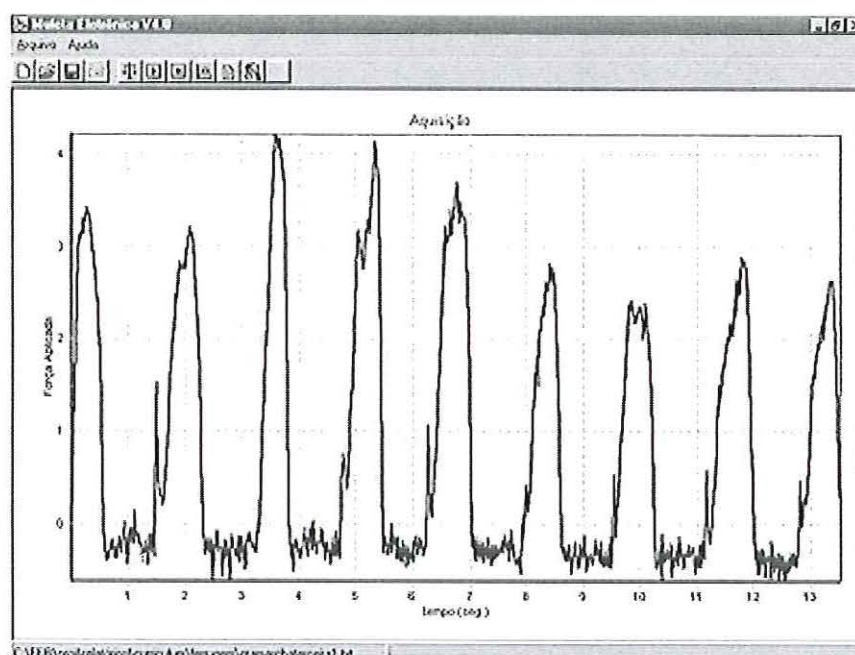


Figura 23 – Média de 1,12 Kgf.

Relacionando os valores médios de cada dia de aquisição com o correspondente tempo decorrido entre os mesmos, tem-se:

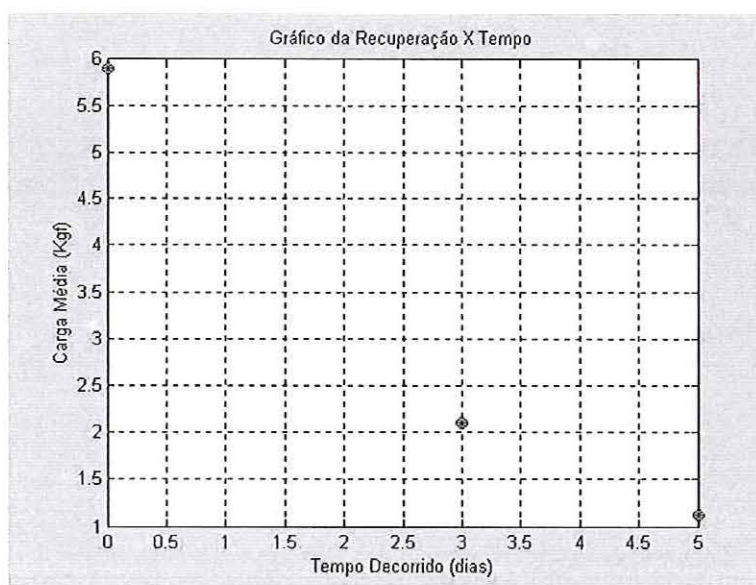


Figura 24 - Gráfico da carga média aplicada na muleta no tempo.

Foi inviável a realização de mais dias de aquisição, devido a um pequeno trauma que o paciente sofreu. O mesmo havia adquirido confiança andando sem as muletas visto que descarregava, como foi visto, $1,12/80 = 1,4\%$ de seu peso corporal.

Para estudar as forças atuantes nos pés do paciente e poder relacioná-las aos dados adquiridos, utilizou-se o F-scan® da Tekscan, ferramenta que fornece várias grandezas envolvidas aos pés do paciente, como pressão, força, área de contato, etc.

O F-Scan é de grande utilidade, pois os dados fornecidos pela muleta instrumentalizada podem ser correlacionados aos do F-Scan, aumentando a capacidade que o pesquisador tem de relacionar a debilidade aos membros superiores e inferiores. A seguir será apresentada uma rápida explicação do equipamento.

O F-Scan cria uma matriz de pontos relativos à pressão normal dos pés sobre uma palmilha. Assim, tais informações são enviadas ao computador através de cabos e processados numa placa PCI instalada dentro do computador. O software “FSCAN DB Version 4.21F” (veja figura 25) fornece a interface para manipulação e visualização dos dados.

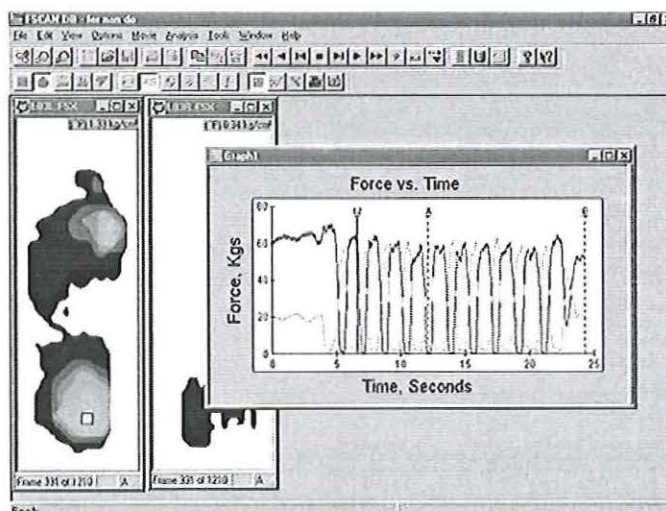


Figura 25 - Interface do F-Scan.

O procedimento adotado para a aquisição com o equipamento foi o seguinte: Primeiramente a palmilha é adequada ao tamanho do pé do indivíduo e colocada entre este e o calçado.

Os “handles” são colocados no calcanhar, conectando a palminha e cabo que segue até o computador.

No software aciona-se a opção de calibração.

Neste ponto, a aquisição já está pronta para ser acionada.

3.2.2- Exemplo 2

Foi feita a aquisição de dados com a bengala instrumentalizada em paciente de 65 anos, 1,68 m de altura, 68 Kgf de peso, hemiplégico causado por AVC, o que debilitou a funcionalidade dos membros do lado direito. Simultaneamente utilizou-se o F-Scan.

O percurso foi de 10m e foram feitas 6 tomadas de aquisições.

A média de todas as aquisições da carga aplicada na bengala foi de 1,37 Kgf, com variância de 0,016 e desvio padrão de 0,13.

Já os dados fornecidos pelo F-Scan da média da carga total aplicada nos pés foram de 22,75 Kgf no pé direito e de 37,3 Kgf no pé esquerdo.

Sendo o peso de L.M. de 68 Kg, a planta do pé direito recebeu 33,5% da carga corporal ($22,75/68$) e a planta do pé esquerdo 59,4% ($37,3/68$). Correspondendo a uma diferença de 25,9%. A carga descarregada na bengala correspondeu a 2% ($1,37/68$).

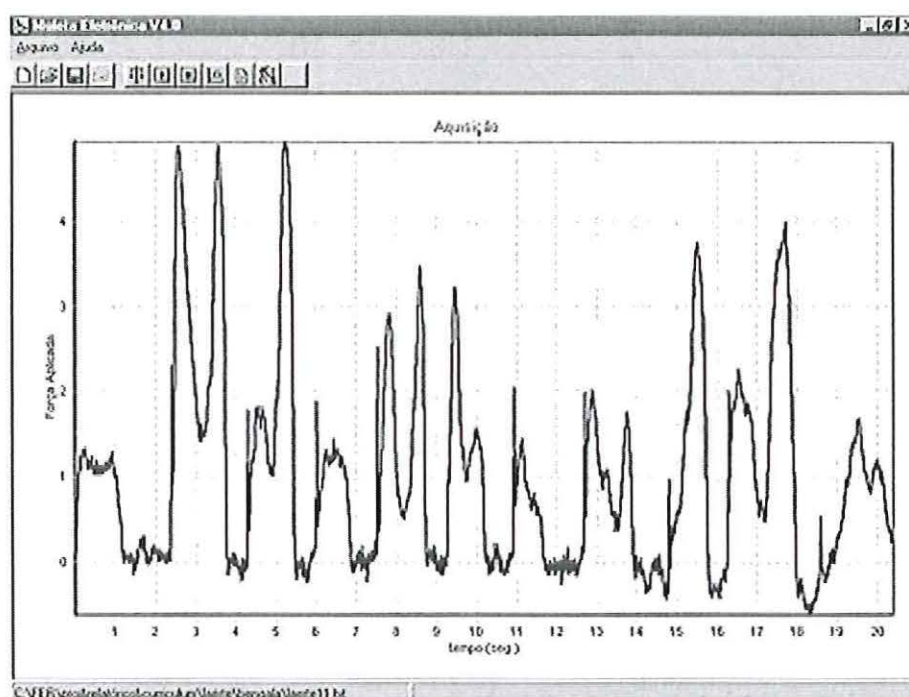


Figura 26 - Aquisição com o paciente L.L.

A carga máxima aplicada na bengala (veja figura 26 acima) foi de aproximadamente 6 Kgf (nas aquisições teve-se variações entre 5 e 7 Kgf), o que corresponde a 10% do peso corporal do paciente.

4- Discussão

Os passos referentes à eletrônica, desde os sensores ao envio para o computador, foram mostrados passo a passo, além das relativas questões da melhor maneira de utilizá-los.

O circuito é imune a ruídos e a outras interferências externas. A parte eletrônica no todo se mostrou robusta, funcional e com facilidade de manuseio, a ponto de qualquer pessoa leiga no assunto usá-la sem problemas.

O software desenvolvido “Muleta Eletrônica v 4.0”, resultou num arquivo executável de apenas 640 Kbytes, o que pode ser facilmente descarregado em um disquete de 3.5”. O programa roda em ambiente Windows, funciona em qualquer computador atual (486, Pentium), necessitando apenas de uma porta serial.

A interface mostrou-se de fácil manuseio e rica em recursos necessários para uma análise clínica ou a uma pesquisa ortopédica, fisioterápica e de engenharia de reabilitação.

Finalizando, os exemplos práticos citados anteriormente reforçam o sucesso desta nova ferramenta desenvolvida. Equipamento que por sua vez abre ainda mais a gama de pesquisas que podem ser realizadas referentes à área de engenharia de reabilitação.

5- Conclusão

Os objetivos do projeto “Desenvolvimento de uma Muleta Instrumentalizada para Fins de Acompanhamento Clínico”, que se centraram no desenvolvimento de um equipamento capaz de trazer informações sobre variáveis físicas como a força, no tratamento adequado de tais informações e no desenvolvimento de uma interface versátil que facilite a compreensão da dinâmica do problema que se deseja analisar, foram alcançados.

A Muleta Eletrônica pode permitir ainda, uma grande possibilidade de futuros trabalhos em aplicações de monitoramento e principalmente em controle.

As debilidades que afetam os seres humanos talvez não possam ser evitadas, mas através da tecnologia, o desenvolvimento e a pesquisa, a recuperação e a reabilitação do indivíduo ao seu meio possa ser uma certeza.

6- Referências Bibliográficas

Achcar J. A.; Rodrigues J. (2000). *Introdução à Estatística para Ciências e Tecnologia*. Instituto de ciências matemáticas e de computação, São Carlos, S.P.

Bachschtmidt, R. A.; Harris G. F., (2001). Development of an instrumented walker for measurement of unilateral hand loads, *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 9, n.1, p.53-56.

Bachschtmidt, R. A.; Harris G. F., (2001). Walker-Assisted Gait in Rehabilitation: A Study of Biomechanics and Instrumentation, *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 9, n.1, p.96-105.

Burr Brown (...)- *Integrated Circuits Data Book* – v. 33, p. (3-23 a 3-33).

Datasheet Atmel. (2000). *8-bit Microcontroler with 8k Bytes Flash AT89C52*.

Disponível em <<http://www.atmel.com>> . Acesso em 17 jun. 2002.

Datasheet CS5516 CS5520. (2000). *16-Bit/20-Bit Bridge Transducer A/D Converter*.

Disponível em: <<http://www.crystal.com>> . Acesso em 25 nov.

Datasheet Maxim. (1996). *Low-Power, 8-Channel, Serial 12-bit ADCs*. Disponível em:

<<http://www.maxim-ic.com>> . Acesso em 10 fev. 2002.

Datasheet Maxim. (2001). *+5V-Powered, Multichannel RS-232Drivers/Receivers*.

Disponível em: <<http://www.maxim-ic.com>> . Acesso em 13 fev. 2002.

Donaldson N. N, et al. (1999). Apparatus to measure simultaneously 14 isometric leg joint moments. Part1: Design and calibration of six-axis transducers for the forces and mementents at the ankle, *Medical & Biological Engineering & Computing*, v.37, p.137-147.

Ely, D. D.; Smidt G. L. (1977). Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. *Phys. Therapy*, v.57, n.5, p.507-527.

Hoffmann, K. (). *Fundamentals of Strain Gauge Techniques*. HBM, Germany.

Idalírio F. L. L. et al. (2002). Desenvolvimento de uma Bengala Instrumentalizada para Fins de Acompanhamento Clínico. In: XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, ERDA., 2002, São José dos Campos. Anais de Trabalhos Completos 4/5, ERDA, p.242-244.

INTERLINK ELECTRONICS (1998). Interlink Electronics Home Page

Disponível em <<http://www.interlinkelec.com>> . Acesso em 17 jun. 2002.

Krebs, D. E. (1993). Biofeedback. In: Sullivan, S. B. *Fisioterapia Avaliação e tratamento*. Segunda edição, São Paulo. Cap.29, p.719-737.

Maeda, A. et al. (2001). Postural Sway During Cane Use by Patients with Stroke, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. v.80, n.12, p.903-908.

Meyring S., et al. (1997). Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients, *Elsevier Science Clinical Biomechanics*, v.12, n.1, p.60-65.

Norkin, C. (1993). Análise da marcha. In: Sullivan, S. B. *Fisioterapia Avaliação e tratamento*. Segunda edição, São Paulo. Cap.11, p.225-249.

Opila, K. A.; Nicol A. C.; Paul, J. P. (1987). Upper Limb Loadings of Gait With Crutches, *Journal of Biomechanical Engineering*, v.109, p. 285-290.

Orcad (1998). *Learning Capture – Lesson Menu* , Help Capture.

Orcad (1998). *Learning Layout – Lesson Menu* , Help layout.

Patrick, T. M. et al. (1995). A Biofeedback Cane System: Instrumentation and Subject Application Results. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v.3, n.1, p. 132-138, march.

Revista Saber Eletrônica (1999). *Programação Delphi para Eletrônica*, n. 318, p.4-10.

Revista Saber Eletrônica (1999). *Programação Delphi para Eletrônica Parte 2*, n. 319, p.35-43.

Revista Saber Eletrônica (1999). *Programação Delphi para Eletrônica Parte 3*, n. 320, p.4-11.

Revista Saber Eletrônica (1999). *Programação Delphi para Eletrônica Parte 5*, n. 322, p.12-20, nov.

Revista Saber Eletrônica (1999). *Programação Delphi para Eletrônica Parte 6*, n. 323, p.10-17, dez.

Revista Saber Eletrônica (2000). *Programação Delphi para Eletrônica Parte 7*, n. 324, p.7-14, jan.

Schmitz, T. J. (1993). Treinamento da marcha com dispositivos auxiliares. In: Sullivan, S. B. *Fisioterapia Avaliação e tratamento*. Segunda edição, São Paulo. Cap.15, p.337-352.

Takeya, T. (2000). *Análise Experimental de Estruturas*. serviço gráfico eesc-usp, São Carlos, S.P.

Tekscan (2000). F-Scan – Pressure Assessment System –User’s Manual Version 4.21, South Boston, USA.

Wertsch, J. J. et al. (1990). Plantar pressures with contralateral versus ipsilateral cane usage. *Arch. Phys. Med. Rehabilitation*, v.71, p.772.

Zhu, H. et al. (1991). Foot pressure distributions during walking and shuffling. *Arch. Phys. Med. Rehabilitation*, v.72, n.6, p.390-397.

7- Apêndice

7.1- Programas utilizados

7.1- Desenvolvimento da Placa

No desenvolvimento, que foi acima apresentado, demonstrou-se como foram adotados os procedimentos para a construção da muleta. Aqui será apresentado o desenvolvimento da placa, onde os componentes eletrônicos para processamento da variação de tensão proveniente da célula de carga são tratados.

Assim é necessário um ambiente computacional que facilite a visualização e a manipulação das conexões entre estes componentes, e que também possa fornecer o arquivo necessário (*.MAX) para a impressão final das ligações. Neste projeto a placa foi feita no departamento de engenharia elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos/USP.

7.7.1- Orcad

O software utilizado foi o OrCad Release 9. No ambiente “Capture Cis” os componentes são manipulados e as ligações entre os mesmos são feitas (veja figura 27 abaixo).

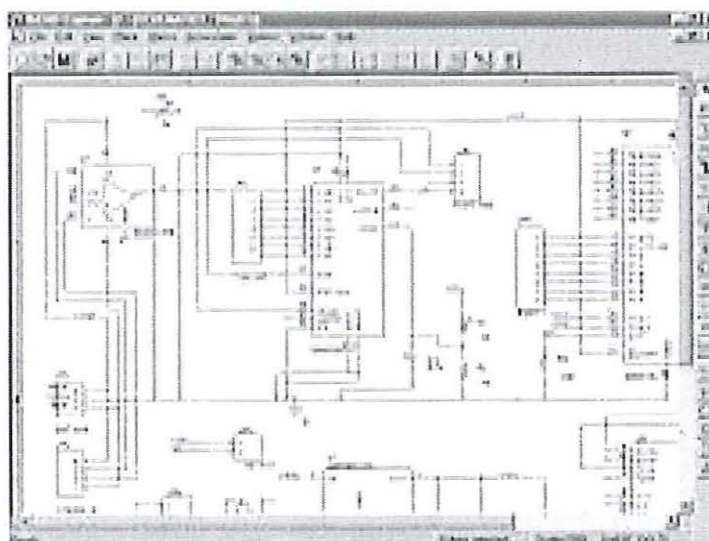


Figura 27 - Orcad Capture Cis.

O próximo passo é criar o “Netlist” do circuito, que gera o arquivo (*.MNL) necessário para a impressão da placa. No ambiente “Layout Plus” o último arquivo gera a configuração final da placa com todas as suas ligações (veja figura 28 abaixo).

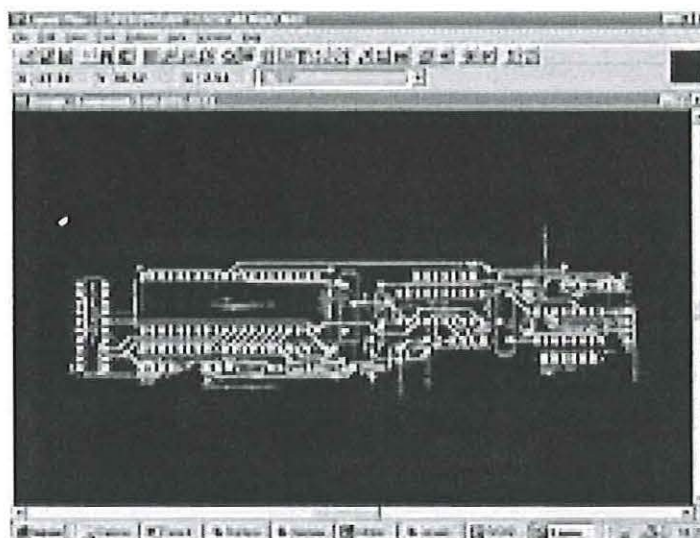


Figura 28 - Placa gerada.

Finalizando, os componentes são então soldados, resultando na placa final ilustrada abaixo.

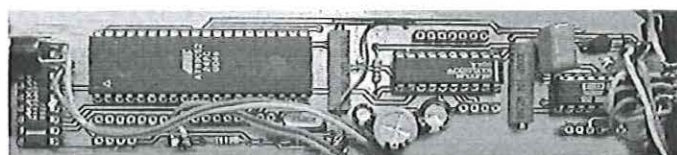


Figura 29 - Placa pronta.

7.7.2 – Programação Assembly

Para descarregar o código na memória de programa, necessita-se de um compilador, que no caso foi o PINNACLE 52 – Professional Development System – Versão 1.120. (veja Apêndice). Neste compilador foi desenvolvido o assembly do microcontrolador, isto é, todos os comandos e funções estruturadas que o microcontrolador deverá realizar.

Desenvolvimento de uma Bengala Instrumentalizada para Fins de Acompanhamento Clínico

Fernando Idalírio de Lima Leite¹, Alberto Cliquet Jr², William Dias Belangero³,
Valentin Obac Roda⁴

^{1,2}Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (Labciber)

⁴Laboratório de Visão Computacional Microprocessada em tempo real,
Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos (EESC)
Universidade de São Paulo (USP), Brasil, 13560-000
Fone: +55 16 273 9364, Fax: +55 16 2739372

^{2,3}Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas,
Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Brasil
idalirio@sel.eesc.sc.usp.br, cliquet@sel.eesc.sc.usp.br, valentin@sel.eesc.sc.usp.br

Resumo – As bengalas são bastante usadas quando os mais diversos tipos de problemas nos membros inferiores debilitam o indivíduo. Devido a essa difusão é de grande valia conciliar tal característica a técnicas eletrônicas que meçam a força aplicada na bengala, visto que tal carga está relacionada a condição dos membros inferiores. Assim o clínico terá acesso a dados e informações mais exatos sobre a evolução da debilidade.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica, Instrumentação, Biomecânica Ortopédica.

Abstract – The Canes are very used in most type of problems in the lower limb weaken the subject. Due to this diffusion it is important to reconcile this feature to measure that the force applied in the cane, i. e., how this force is related to condition of the lower limb. Thus the clinical staff can access data and the evolution of the pathology.

Key-words: Biomedical Engineering, Instrumentation, Orthopaedics Biomechanics

Introdução

Bengalas são indicadas principalmente para compensar forças quando o equilíbrio não se apresenta satisfatório. Também, o uso da mesma colabora na eficiência da reabilitação dos pacientes (Pavani et al, 2001). Como a carga aplicada na bengala esta relacionada com a condição em que os membros inferiores se encontram é valido desenvolver uma bengala que possa medir e enviar os dados da força aplicada na mesma.

Assim o clínico pode acompanhar de uma maneira mais exata e rica em informações a evolução da debilidade nos membros inferiores.

Apresenta-se neste artigo o desenvolvimento da instrumentação para se alcançar tal objetivo.

A grandeza a ser monitorada é a força aplicada na bengala pelo indivíduo. Assim a instrumentação será constituída das seguintes etapas: os transdutores, o condicionamento do sinal, o microcontrolador e o software desenvolvido para apresentar os dados ao clínico

(Figura 1). Outro ponto importante é a calibração do equipamento, que permitirá que as medidas sejam condizentes com a realidade.

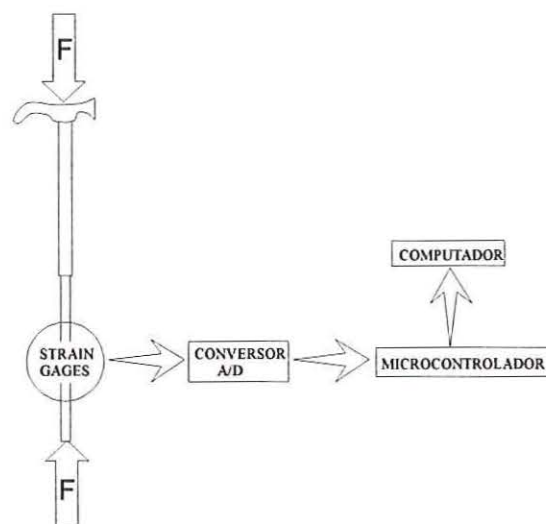


Figura 1 – Aquisição do Sinal.

Exemplos de aplicações serão mostradas comprovando a eficiência do equipamento. Desta forma serão listados tais itens no decorrer deste artigo, e no final serão apresentadas as conclusões e propostas para futuros trabalhos.

Metodologia

Como a grandeza a ser medida é a força, diversos tipos de transdutores podem ser usados para tal aplicação, como os Strain-Gages e os FSRs.

Os Strain-Gages são colados (Figura 2) diretamente sobre o material que recebe o esforço além de que podem ser configurados de tal forma que a medida seja insensível a variações de temperatura; já os FSRs devem receber um condicionamento mecânico de tal forma que o esforço axial seja normal ao transdutor.

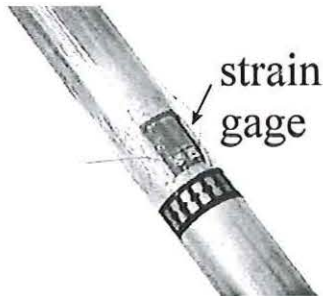


Figura 2 – Strain-Gage colado.

O Strain-Gage é o transdutor escolhido por esta versatilidade de poder ser colado, tornando o equipamento mais simples.

Existem muitas possibilidades de configuração dos Strain-Gages o que permite ao mesmo captar diversos tipos de grandezas como Forças axiais, Torções, e momentos.

A configuração da ponte (Figura 3) será tal que somente a força axial na bengala seja adquirida, excluindo outros tipos de esforços.

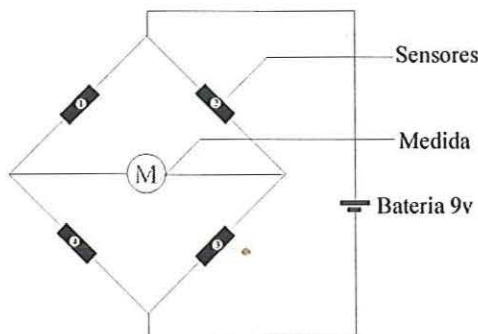


Figura 3 – Configuração dos Strain-Gages.

Sendo a ordem do sinal de alguns milivolts, deve-se amplificá-lo, e como o sinal será visualizado e analisado pelo computador para facilitar o acesso aos dados, o passo seguinte é a conversão analógica/digital.

O conversor Analógico/Digital "CS5520" de 12 bits utilizando uma taxa de aquisição de 50 Hz (Patrick T. et al, 1995), é suficiente para que não ocorra sobreposição espectral garantindo a veracidade dos dados.

Os dados são então enviados para o microcontrolador "AT89C52" que os armazena em uma memória externa para posteriormente serem descarregados no computador (Figura 4).

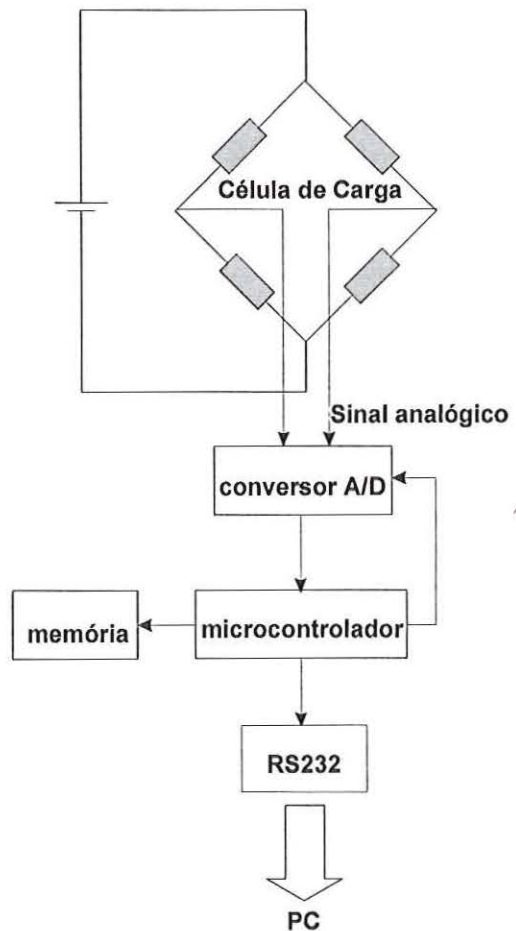


Figura 4 – Diagrama de Blocos.

Para o computador os dados são enviados via cabo RS 232.

A aquisição do sinal e o seu tratamento no computador são realizados pelo software específico "Bengala Eletrônica v1.1" (Figura 5) desenvolvido especialmente para esta aplicação.

Pode-se assim visualizar em tempo real, estando o cabo conectado, a carga aplicada na bengala em Kgf; outra opção é desconectar o cabo da bengala armazenando os dados na memória interna e posteriormente salvá-los em um arquivo para análise.

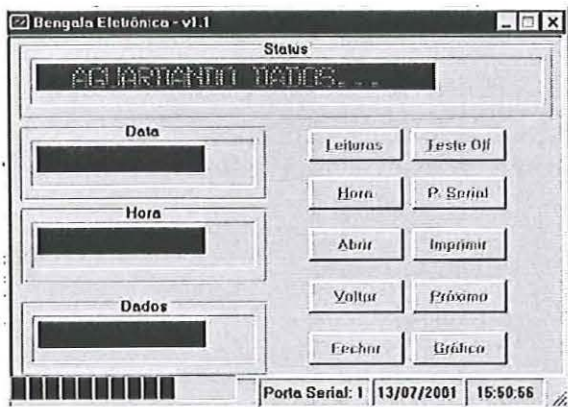


Figura 5 – Software "Bengala Eletrônica v1.1".

Resultados

Os testes clínicos foram realizados no Hospital das Clínicas da UNICAMP, com alguns pacientes. Eles já usavam algum auxílio, como bengala ou bengala canadense.

O espaço de percurso era de 5 a 12 metros, e o tempo de aquisição de 1,5 minutos.

Os pontos adquiridos de pacientes serão mostrados comprovando a eficácia do equipamento, como por exemplo, o paciente I (hemiplégico), 1,76m de altura e 75 Kgf de peso, usando a Bengala Eletrônica do lado direito (Figura 6).

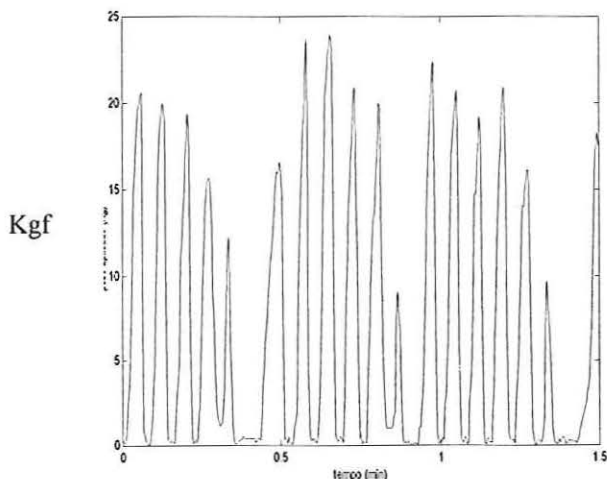


Figura 6 – Aquisição da marcha de I.

O sinal apresenta tal formato devido ao espaço disponível da marcha, as maiores amplitudes indicam posicionamento na metade do percurso, que conseqüentemente estando a uma velocidade maior, a força inercial que o paciente aplica sobre a bengala é maior.

Outro exemplo é a aquisição da marcha de II, 85 Kg de Peso, 1,80m de altura (Figura 7) que apresenta um fixador no fêmur da perna esquerda devido um acidente.

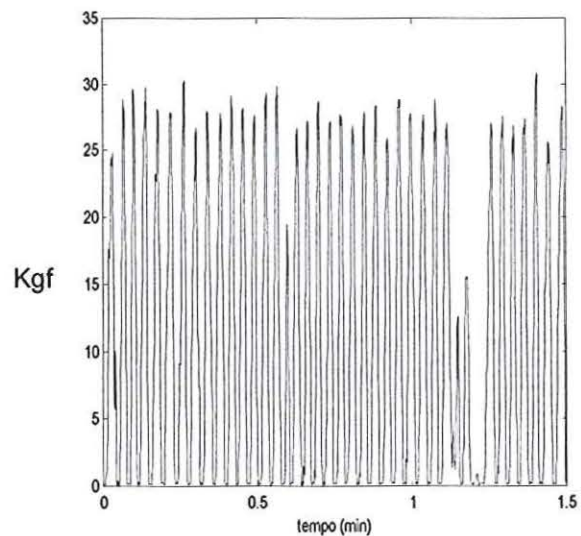


Figura 7 – Aquisição de II.

Como a força aplicada na bengala está relacionada com a condição em que se encontram os membros inferiores. Pode-se, a partir de seus dados coletados (Figura 7) comprovar o que era de se esperar; estando o fêmur fraturado, a carga que ele suporta e o tempo da aplicação é menor, como pode ser visto na Figura 7; os valores de pico ficam na faixa de 25 a 30 Kgf e o período, que caracteriza o passo, de 2,5 segundos.

Discussão e Conclusões

A combinação da praticidade, e amplo uso da bengala, com um sistema de aquisição de esforços que possam ser analisados em tempo real ou posteriormente, mostraram como foi desejada, a possibilidade do uso de uma nova ferramenta no auxílio ao diagnóstico clínico, como por exemplo, a taxa de recuperação do indivíduo.

O funcionamento do equipamento tem se mostrado muito eficiente em muitos aspectos, versatilidade, robustez e facilidade de aquisição de dados.

Notou-se também a necessidade de um sistema de sincronismo com outros equipamentos, para que as tomadas de medidas também possam ser comparadas.

Agradecimentos

À FAPESP Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo.

Ao CNPq Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

Referência

Pavani, D. A. B., Cunha, F.L., Ortolan, R.L., Leite, F.I.L., Cliquet Jr., A. (2001), "Sistema de Controle para a Redução da Fadiga Muscular em Pacientes Lesados Medulares Via Estimulação Elétrica Neuro Muscular. Uma Comparação entre Técnicas", *Anais...1ª. Escola Brasileira de Aplicações em Dinâmica e Controle. EESC/USP – São Carlos, p. 95-98.*

Patrick T., Gerald F. Harris, Khomeshwari Acharya, Hongsheng Zhu, and Jacqueline J. Wertsch, "A Biofeedback Cane System: Instrumentation and Subject Application Results," *IEEE Transactions on rehabilitation engineering*, vol. 3, nº 1, pp.132-138, march 1995