

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DE SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**RELATÓRIO DO ESTÁGIO SUPERVISIONADO**

**Juliano Pavan**

**DESENVOLVIMENTO DE ELETROMIÓGRAFOS  
E  
TRADUTOR BRAILLE**

convento "A"  
DELET  
200909

Porto Alegre, 19 de Julho de 1999.

## FOLHA DE AVALIAÇÃO

Esta folha resume a avaliação do estágio feita pelo próprio aluno, pelo supervisor, pelo orientador e pela banca examinadora que atribui o conceito final do aluno nesta disciplina.

OBS.: 1.Preencher o campo "conceito" com A, B, C ou D, de acordo com a sua avaliação: excelente, médio superior, médio ou insuficiente, respectivamente.

2.Preencher o campo comentário, quando achar necessário ou adequado;

**AUTO AVALIAÇÃO:** Conceito: ( A )

Assinatura do aluno: Juliano Pereira Data: 22/07/99

Comentário: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

**AVALIAÇÃO DO SUPERVISOR:** Conceito: ( A )

Nome: CARLOS ALBERTO KERN THOMAS Data: 21/07/99  
Assinatura: Carlos Alberto Kern Thomas

Comentário: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

**AVALIAÇÃO DO ORIENTADOR:** Conceito: ( A )

Nome: Adalberto Schuch Júnior Data: 22/07/99  
Assinatura: Adalberto Schuch Jr.

Comentário: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

**AVALIAÇÃO DA BANCA EXAMINADORA**

Nome do membro da banca	Assinatura	Conceito
Conceito da Banca		

Conceito final atribuído ao aluno

Porto Alegre, 22 de JULHO de 1999.

## SUMÁRIO

<b>1. LISTAS DE FIGURAS</b>	<b>4</b>
<b>2. RESUMO</b>	<b>5</b>
<b>3. INTRODUÇÃO</b>	<b>6</b>
<b>4. APRESENTAÇÃO DO LOCAL DE TRABALHO</b>	<b>7</b>
<b>5. TRABALHOS DESENVOLVIDOS</b>	<b>8</b>
<b>5.1 ELETROMIÓGRAFO SONORO</b>	<b>8</b>
5.1.1 ELETROMIOGRAFIA	8
5.1.2 OBJETIVOS	9
5.1.3 O EQUIPAMENTO	9
5.1.4 CONCLUSÕES	15
<b>5.2 ELETROMIÓGRAFO 6 CANAIS</b>	<b>15</b>
5.2.1 OBJETIVOS	15
5.2.2 O EQUIPAMENTO	15
5.2.3 CONCLUSÕES	18
<b>5.3 ELETROMIÓGRAFO COM CONVERSOR A/D</b>	<b>18</b>
5.3.1 OBJETIVOS	18
5.3.2 O EQUIPAMENTO	18
5.3.3 CONCLUSÕES	22
<b>5.4 TRADUTOR BRAILLE</b>	<b>22</b>
5.4.1 O CÓDIGO BRAILLE	22
5.4.2 OBJETIVOS	24
5.4.3 O EQUIPAMENTO	24
5.4.4 CONCLUSÕES	29
<b>6. CONCLUSÃO</b>	<b>30</b>
<b>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>31</b>

# 1. LISTAS DE FIGURAS

- Fig. 1 - Diagrama de blocos do eletromiógrafo sonoro;
- Fig. 2 - Circuito do amplificador AD620
- Fig. 3 - Cabo amplificador e eletrodos utilizados;
- Fig. 4 - Esquemático do filtro passa-altas;
- Fig. 5 - Esquemático do filtro passa-baixas;
- Fig. 6 - Simulações para filtro passa-altas;
- Fig. 7 - Simulações para filtro passa-baixas;
- Fig. 8 - Resposta dos filtros ligados em série;
- Fig. 9 - Circuito retificador e integrador;
- Fig. 10 - Circuito conversor tensão/frequência;
- Fig. 11 - Circuito comparador/bar graph;
- Fig. 12 - Utilização do eletromiógrafo;
- Fig. 13 - Placas dos cabos amplificadores;
- Fig. 14 - Layout da placa dos filtros do eletromiógrafo 6 canais;
- Fig. 15 - Circuito de monitoramento das baterias;
- Fig. 16 - Aquisição de múltiplos sinais utilizando eletromiógrafo 6 canais;
- Fig. 17 - Eletromiógrafos 6 canais;
- Fig. 18 - Diagrama de blocos do eletromiógrafo;
- Fig. 19 - Circuito do conversor A/D;
- Fig. 20 - Circuito dos reguladores de tensão;
- Fig. 21 - Layout da placa do Eletromiógrafo com conversor A/D;
- Fig. 22 - Eletromiógrafo desenvolvido;
- Fig. 23 - Sinal eletromiográfico obtido utilizando-se o equipamento desenvolvido;
- Fig. 24 - Transformada de Fourier do sinal eletromiográfico apresentado na figura 22;
- Fig. 25 - Alguns caracteres do Código Braille;
- Fig. 26 - Cabeçote da impressora matricial;
- Fig. 27 - Célula Braille;
- Fig. 28 - Circuito de acionamento das bobinas;
- Fig. 29 - Circuito da fonte de alimentação;
- Fig. 30 - Deficiente visual utilizando o Tradutor Braille.

## RESUMO

O presente relatório tem o objetivo de apresentar as atividades desenvolvidas durante o período do estágio supervisionado. Os trabalhos foram realizados sob a orientação do Prof. Adalberto Schuck Jr. e orientação do Eng<sup>o</sup> Eletricista Carlos Alberto Kern Thomas.

As atividades foram desenvolvidas no Laboratório de Medições Mecânicas. Neste laboratório são desenvolvidas diversas atividades dentre as quais pode-se destacar as pesquisas voltadas a Biomecânica. Dentre as áreas da Biomecânica, a Eletromiografia recebe maior atenção. Nos estudos de Eletromiografia são necessários eletromiógrafos para a captação, registro e posterior análise dos sinais elétricos envolvidos no processo de contração muscular. Em função desta necessidade, boa parte do trabalho desenvolvido esteve voltado para o desenvolvimento de eletromiógrafos. Pode-se citar: Eletromiógrafo Sonoro, Eletromiógrafo 6 Canais e finalmente Eletromiógrafo com Conversor A/D Incluso. O último trabalho refere-se ao Tradutor Braille, que é um dispositivo que permite aos deficientes visuais obterem informações de um computador pessoal traduzidas para o Código Braille.

### 3. INTRODUÇÃO

No presente relatório serão apresentadas as atividades desenvolvidas durante o Estágio Supervisionado realizado no Laboratório de Medições Mecânicas, sob a orientação do Prof. Adalberto Schuck Jr. e supervisão do Eng<sup>o</sup> Eletricista Carlos Alberto Kern Thomas.

As atividades foram desenvolvidas junto ao Laboratório de Medições Mecânicas, laboratório ligado ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, sendo que venho desenvolvendo atividades de iniciação científica neste laboratório desde 01/04/96 até a presente data. Durante este período trabalhei primeiramente como bolsista de iniciação científica no projeto de desenvolvimento de 3 kits didáticos, projeto financiado pela Fapergs. Após o término desta bolsa de iniciação recebi o convite para participar do projeto: Implantação de um Grupo de Biomecânica, este novo projeto teve seu prazo de vigência de 03/97 até 02/99, sendo o mesmo financiado pelo CNPQ. Mesmo após o término da bolsa venho desenvolvendo atividades no Laboratório de Medições Mecânicas, buscando finalizar tarefas iniciadas e participar das novas pesquisas que estão sendo desenvolvidas.

O Laboratório de Medições Mecânicas é um laboratório ligado ao Departamento de Engenharia Mecânica, dentre as atividades desenvolvidas pode-se destacar as pesquisas voltadas para a Biomecânica. Classicamente a Biomecânica pode ser dividida em quatro sub-áreas, são elas: Antropometria, Cinemetria, Dinamometria, Eletromiografia. Dessas quatro áreas é dedicada especial atenção a Eletromiografia e Dinamometria.

Para realizar-se estudos eletromiográficos são necessários eletromiógrafos, que são dispositivos utilizados para a captação, registro e posterior análise dos sinais elétricos envolvidos no processo de contração muscular.

Em função desta necessidade e da não disponibilidade de eletromiógrafos comerciais, boa parte do trabalho desenvolvido esteve voltado para o desenvolvimento de eletromiógrafos. Pode-se citar: Eletromiógrafo Sonoro, Eletromiógrafo 6 Canais e finalmente Eletromiógrafo com Conversor A/D Incluso, sendo que os mesmos foram desenvolvidos nesta ordem cronológica. No decorrer dos trabalhos houveram evoluções, e novas características foram sendo adicionadas aos novos modelos. As evoluções e mudanças estão destacadas nos textos relativos a cada um dos eletromiógrafos.

Para os estudos de Dinamometria são desenvolvidas células de carga especiais e condicionadores de sinal.

Um outro trabalho desenvolvido da maior importância e que merece destaque foi o projeto do Tradutor Braille, um trabalho a princípio sem maiores pretensões que teve boas repercussões, acredita-se que através desse trabalho pode-se mostrar que a comunidade acadêmica tem condições de oferecer serviços e desenvolver equipamentos de integração social.

O equipamento desenvolvido, denominado Tradutor Braille, é um dispositivo que conectado a um computador pessoal, e com o respectivo software permite que deficientes visuais possam acessar as informações disponíveis até então apenas no código dos videntes. O aparelho desenvolvido traduz os caracteres do código dos videntes, assim denominadas as pessoas com visão normal, para o Código Braille, código reconhecido internacionalmente como a forma de apresentar informações a pessoas com deficiência visual.

Na seqüência será apresentado o local de trabalho e os projetos desenvolvidos.

## 4. APRESENTAÇÃO DO LOCAL DE TRABALHO

O estágio foi realizado no Laboratório de Medições Mecânicas, situado a Rua Sarmento Leite, 425 na cidade de Porto Alegre. O Laboratório de Medições Mecânicas, foi criado em 1979 com o nome de Laboratório de Instrumentação, é um laboratório ligado ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

No Laboratório de Medições Mecânicas são desenvolvidas atividades de ensino, pesquisa e extensão, além de trabalhos em conjunto com empresas privadas. Nas atividades de ensino são ministradas aulas para a graduação – ENG03353 Medições Mecânicas e pós-graduação – MEC 017 Técnicas Experimentais. Nas atividades de pesquisa estão sendo desenvolvidas diversas dissertações de mestrado, além de duas teses de doutorado, sendo que os assuntos mais frequentes abordam temas como termodinâmica e biomecânica. Nos trabalhos em conjunto com empresas privadas pode-se citar: convênio com a empresa Maxwell Metalurgia e Equipamentos Científicos Ltda. para o desenvolvimento de equipamentos didáticos, e convênio com a empresa Dana-Albarus S/A para determinação e melhor utilização de pirômetros óticos na medição de temperatura.

Além das atividades relatadas pode-se destacar as atividades desenvolvidas em conjunto com a ESEF (Escola Superior de Educação Física): desenvolvimento de células e plataformas de carga, condicionadores de sinal para acelerômetros. Pode-se citar alguns trabalhos realizados junto a clínicas odontológicas, tais como instrumentação de escova dental, gnadinômetro eletrônico utilizado para diagnosticar desequilíbrio de força mandibular.

Um pouco de história, o Laboratório de Medições Mecânicas vem desenvolvendo estudos e trabalhos em Biomecânica a pelo menos 10 anos. Segundo Balbinot, 1998, a Biomecânica pode ser dividida em 4 áreas principais:

- Antropometria
- Cinemetria
- Dinamometria
- Eletromiografia

Dentre essas áreas o grupo de trabalho do Laboratório de Medições Mecânicas sempre dedicou especial atenção a Dinamometria e a Eletromiografia. Para o estudo no campo da Dinamometria são desenvolvidas células de carga e condicionadores de sinal. E para os estudos de Eletromiografia são desenvolvidos eletromiógrafos.

## 5. TRABALHOS DESENVOLVIDOS

A seguir serão apresentadas as atividades desenvolvidas durante o estágio:

- Participação no projeto e desenvolvimento do Eletromiógrafo Sonoro;
- Participação no projeto e desenvolvimento do Eletromiógrafo 6 Canais;
- Participação no projeto e desenvolvimento do Eletromiógrafo com conversor A/D Interno;
- Participação no projeto e desenvolvimento do Tradutor Braille.

### 5.1 Eletromiógrafo Sonoro

Para a melhor compreensão do trabalho desenvolvido serão apresentadas algumas definições de elementos envolvidos em eletromiografia.

#### 5.1.1 Eletromiografia

A Eletromiografia (EMG) é um dos métodos clássicos utilizados em Biomecânica, através de um ensaio eletromiográfico pode-se observar/registrar a atividade elétrica de um determinado grupo muscular.

Segundo Balbinot (1998), mencionando Reis (1981), a eletromiografia é uma técnica de grande utilidade no estudo da dinâmica muscular, determinando a ação particular de um músculo esquelético, através de suas propriedades elétricas, em um determinado movimento. Historicamente mostra-se que o interesse pela dinâmica muscular é antigo e que o homem sempre mostrou curiosidade em conhecer os órgãos de locomoção. O estudo de peças anatômicas contribuiu para a formação de conceitos nem sempre precisos da função muscular, que só foi melhor esclarecida através do advento da eletromiografia, o que trouxe melhor compreensão sobre a participação dos músculos nos vários movimentos das partes do corpo.

Loss (1996), mencionando Perry (1954), relata que quando um músculo se contrai, ocorrem nas suas fibras mudanças físicas, químicas, térmicas e elétricas. Desde que exista mudança elétrica associada a uma contração de células musculares, os registros da atividade elétrica do músculo ativado são proporcionais à força e ao movimento executado.

Existem diversas áreas onde a eletromiografia pode ser aplicada, dentre as quais pode-se citar: detecção de sinal proveniente de contração muscular para posterior análise e determinação de disfunções, em ergonomia comparando posturas e movimentos, em tratamentos fisioterapêuticos na observação da recuperação de um determinado grupo muscular, nos esportes determinando a situação muscular de atletas e desportistas.

A eletromiografia pode ser dividida em dois tipos, seguindo a classificação apresentada por Balbinot (1998), mencionando Correia *et al.* (1993):

- eletromiografia de profundidade: os eletrodos são colocados no interior do músculo entrando, portanto, em contato direto com as fibras musculares, este tipo de registro não é representativo quando o objetivo é estudar a atividade global de um músculo, logo este método é pouco utilizado, além do que, é um método invasivo;
- eletromiografia de superfície: os eletrodos são colocados sobre a pele, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas. Caracteriza-se por ser um método não invasivo e de fácil execução, este método é largamente utilizado em
- áreas como o estudo cinesiológico e neurofisiológico dos músculos superficiais.

Os eletrodos de superfície podem ser utilizados em diversas configurações entre elas:

- monopolar: um eletrodo é colocado sobre o grupo muscular de interesse e outro
- eletrodo (chamado de referência) é colocado num ponto não afetado pela atividade do grupo muscular de interesse, mede-se então a diferença de potencial entre estes dois pontos;
- bipolar: este consiste em colocar dois eletrodos sobre a região que se deseja estudar e o terceiro eletrodo (chamado de terra) é colocado em um local não afetado pela atividade da região de interesse. Mede-se agora a diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos que estão sobre a região de interesse, tomando-se como referência o eletrodo de terra. Desta forma é possível a utilização de amplificadores diferenciais de alto ganho, o que em última análise melhora significativamente a relação sinal-ruído, uma vez que os ruídos presentes nos cabos que levam o sinal dos eletrodos ao condicionador são subtraídos pelo amplificador diferencial.

### 5.1.2 Objetivos

Este primeiro eletromiógrafo desenvolvido tem um caráter demonstrativo, é utilizado em cursos e palestras como uma ferramenta de simples utilização na demonstração dos princípios de eletromiografia. Não existem saídas analógicas ou digitais que possam ser utilizadas para aquisição de sinais.

Seu desenvolvimento foi importante, pois foram utilizados novos conceitos e novos componentes, pode-se relatar como uma evolução importante em relação aos eletromiógrafos até então desenvolvidos, a utilização do amplificador no mesmo cabo que capta o sinal dos eletrodos, dessa forma aproxima-se o amplificador do local onde o sinal está sendo captado, reduzindo a quantidade de ruídos presente no sinal adquirido.

### 5.1.3 O Equipamento

Na figura 1 pode-se observar um diagrama de blocos que representa todas as partes que constituem o equipamento.

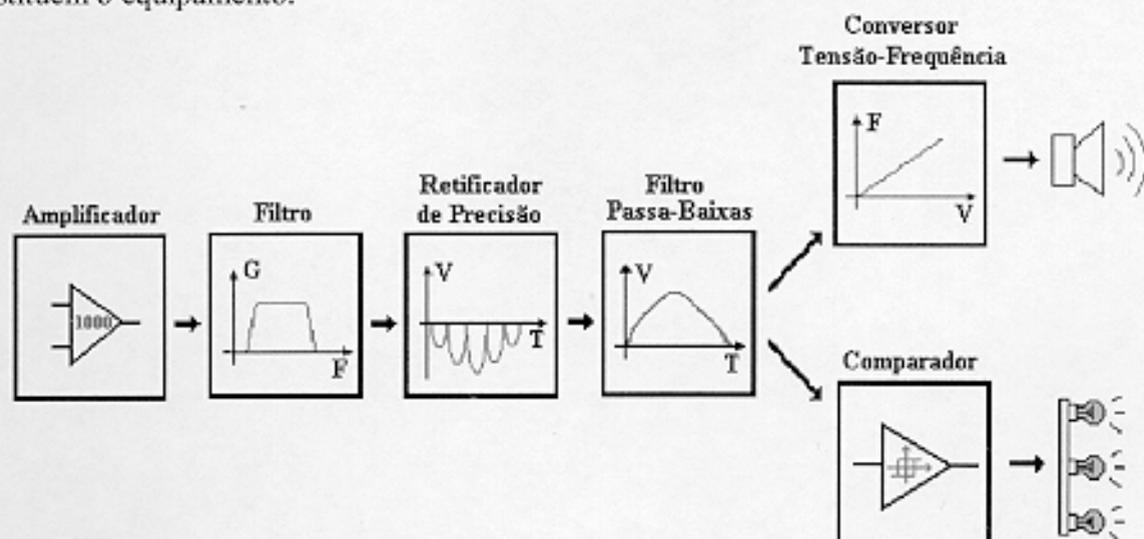


Fig. 1 - Diagrama de blocos do eletromiógrafo sonoro

A fim de colocar o estágio de amplificação no cabo que chega aos eletrodos foi necessário encontrar um amplificador de instrumentação integrado, após alguma pesquisa descobriu-se o

amplificador de instrumentação AD620 da empresa Analog Devices, que foi escolhido devido algumas características, tais como:

- baixo consumo (fator importante uma vez que o equipamento é alimentado por baterias);
- baixo offset =  $125\mu\text{V}$  máximo;
- baixo drift =  $1\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  máximo;
- resposta em frequência adequada.

A utilização deste amplificador é bastante simples, o ganho é ajustado por um resistor externo. Na figura 2 pode-se observar o circuito do amplificador utilizado com o resistor de ganho escolhido. O ganho do amplificador é dado pela seguinte equação:  $G = \frac{49K4\Omega}{RG} + 1$ .

Admitindo-se que o ganho do amplificador deveria ser  $\approx 1000$ ,  $RG=49,4\Omega$ , o valor comercial mais próximo obtido foi  $49,9\Omega$ , resultando num ganho igual a  $991 \approx 1000$ .

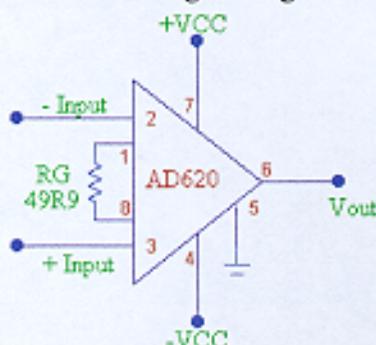


Fig. 2 - Circuito do amplificador AD620

Na figura 3 pode-se observar o cabo amplificador e os eletrodos utilizados.

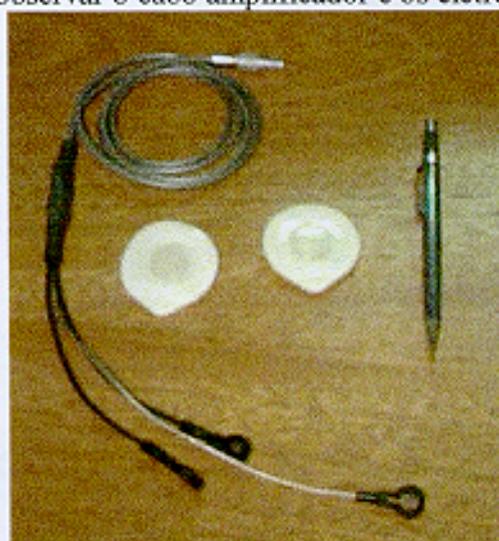


Fig. 3 - Cabo amplificador e eletrodos utilizados

O segundo estágio do condicionador de sinal é responsável pela filtragem do sinal previamente amplificado, rejeitando as frequências que não são relevantes no ensaio, são utilizados filtros passa-baixas e passa-altas em cascata, do tipo Butterworth de quarta ordem, as frequências de corte são respectivamente 750 e 20Hz, segundo Loss (1996) essas frequências devem ser utilizadas uma vez que as reações físico-químicas relacionadas com a contração muscular estão compreendidas neste intervalo. Nas figuras 4 e 5 são apresentados os circuitos que implementam os filtros passa-altas e passa-baixas respectivamente, estas configurações foram obtidas de uma publicação da revista Elektor Eletronics (10/93).

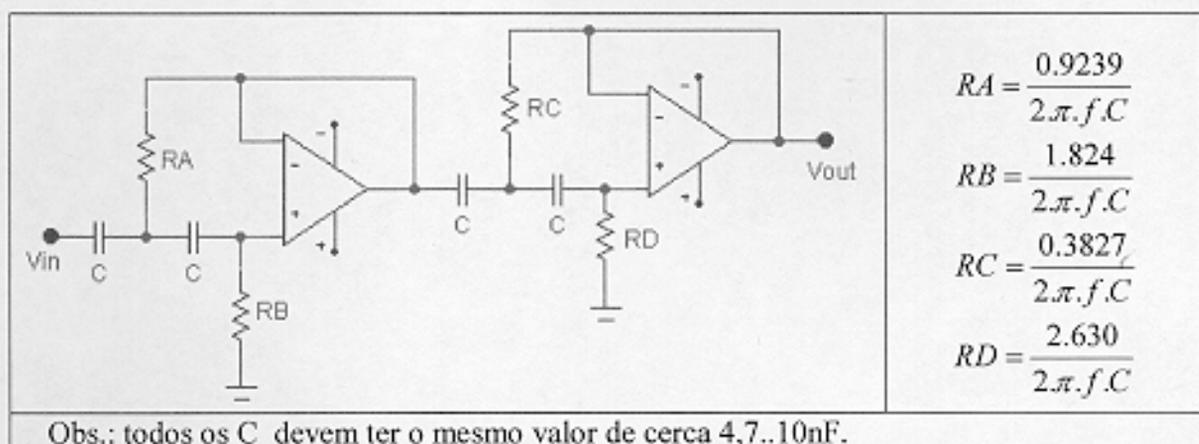


Fig. 4 - Esquemático do filtro passa-altas - Butterworth quarta ordem

Para uma frequência de corte = 20Hz, escolhendo C=4,7nF e calculando-se o valor dos resistores pelas equações acima obtêm-se:

$$RA = 1,56M\Omega \approx 1M5\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$RB = 1,83M\Omega \approx 1M8\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$RC = 647,9K\Omega \approx 680K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$RD = 4,42M\Omega \approx 4M7\Omega \text{ (valor comercial)}$$

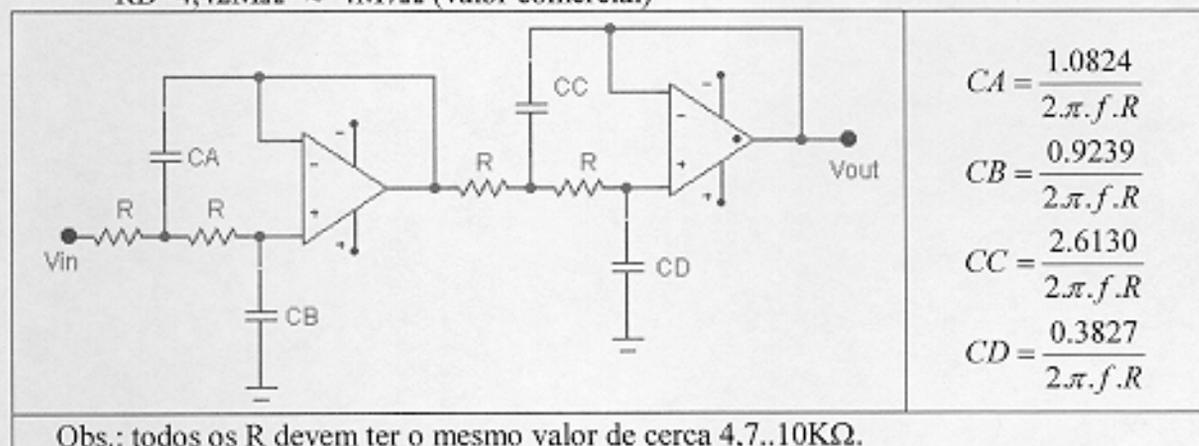


Fig. 5 - Esquemático do filtro passa-baixas - Butterworth quarta ordem

Para uma frequência de corte = 750Hz, escolhendo R=10KΩ e calculando-se o valor dos resistores pelas equações acima obtêm-se:

$$CA = 22,9nF \approx 22nF \text{ (valor comercial)}$$

$$CB = 19,6nF \approx 18nF \text{ (valor comercial)}$$

$$CC = 55,4nF \approx 56nF \text{ (valor comercial)}$$

$$CD = 8,12nF \approx 8nF \text{ (valor comercial)}$$

Na sequência são apresentadas as simulações dos circuitos com os valores calculados e com os valores comerciais utilizados, a fim de observar quais as modificações resultantes nas frequências dos filtros. Pode-se observar na figura 6 a simulação do filtro passa-altas, e na figura 7 a simulação para o filtro passa-baixas. Estas simulações foram realizadas com o software Micro-Cap V Working Demo - Versão 2.0.

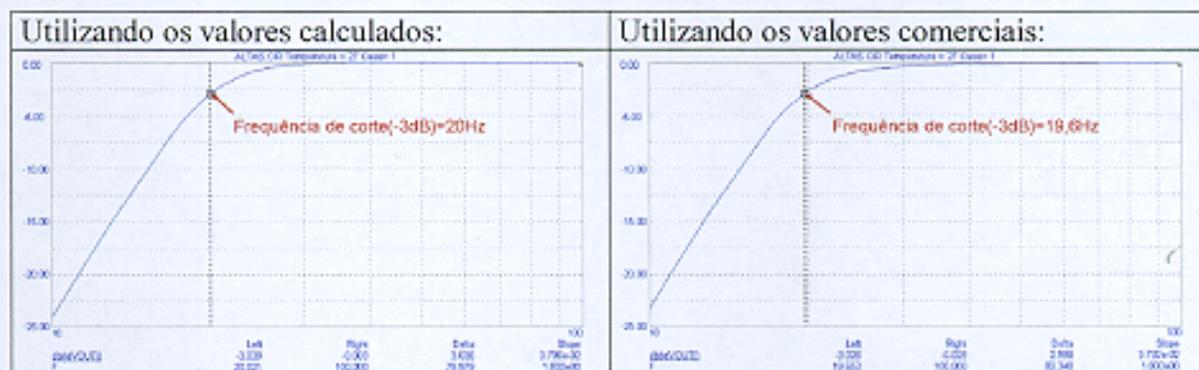


Fig. 6 - Simulações para filtro passa-altas

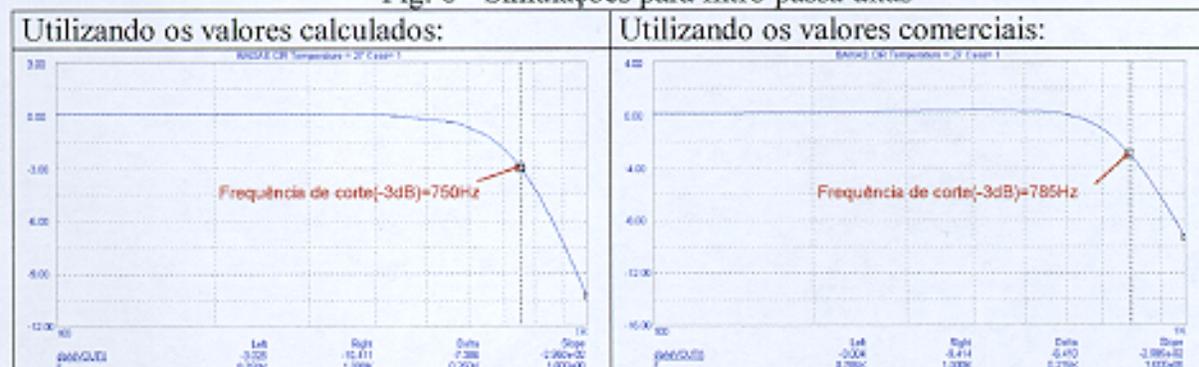


Fig. 7 - Simulações para filtro passa-baixas

Observando-se as simulações pode-se afirmar que a utilização dos componentes comerciais disponíveis não afetou significativamente as frequências pré-determinadas. Esta simulação foi realizada com o software Design Center - System 3 - Versão 5.3, nesta simulação não foi utilizado o software Micro-Cap V, pois a versão disponível limita o número máximo de componentes que podem ser simulados num circuito. Na figura 8 pode-se observar o comportamento dos filtros quando ligados em série:

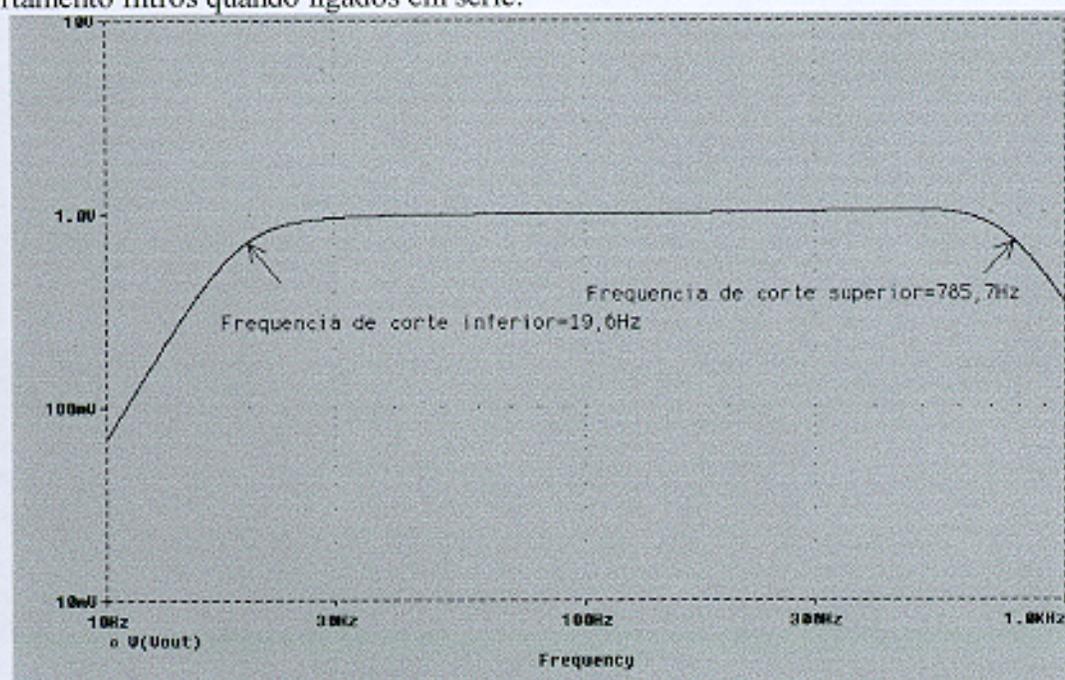


Fig. 8 - Resposta dos filtros ligados em série

Num estágio posterior ocorre a retificação e o sinal é então filtrado utilizando-se um filtro passa-baixas de primeira ordem fornecendo dessa forma um nível DC proporcional ao sinal alternado da entrada, este circuito pode ser observado na figura 9. Para realizar a retificação é utilizado um circuito retificador de precisão de onda completa, o circuito de retificação e o filtro foram extraídos do livro Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos. O princípio de funcionamento é bastante simples: quanto maior a atividade muscular tanto maior será a amplitude do sinal adquirido e maior será o nível DC na saída. Finalmente, o sinal é enviado paralelamente a um conversor tensão-frequência e a um comparador/bargraph que está ligado a uma seqüência de 10 leds. O circuito conversor tensão-frequência pode ser observado na figura 10 e o circuito do comparador/bargraph pode ser observado na figura 11.

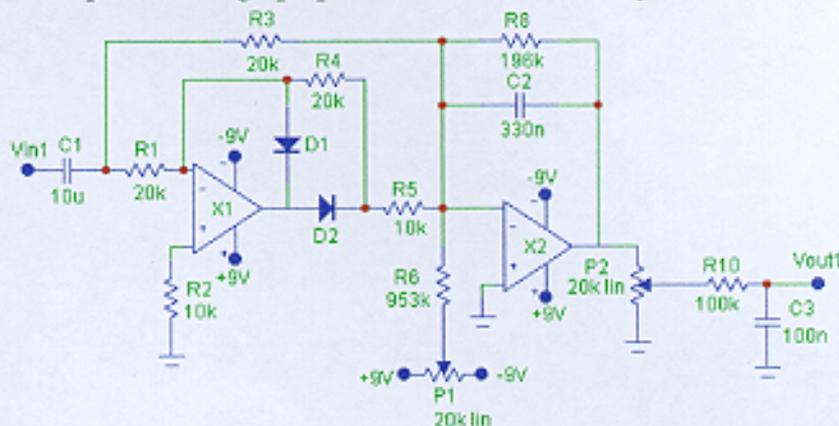


Fig. 9 - Circuito retificador e filtro passa-baixas de primeira ordem

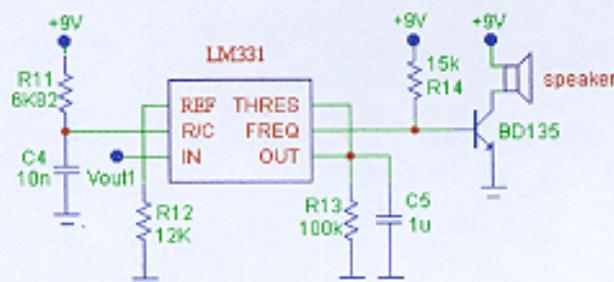


Fig. 10 - Circuito conversor tensão/frequência

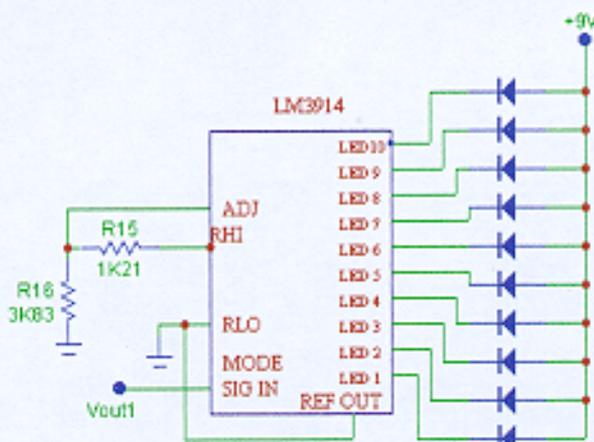


Fig. 11 - Circuito comparador/bar graph

A relação dos componentes utilizados pode ser observada na lista 1.

	Descrição	Quant.
1	CI AD620N	1
2	CI TL074	1
3	CI TL082	1
4	CI LM331	1
5	CI LM3914	1
6	BD 135	1
7	LED amarelo	10
8	DIODO 1N4148	2
9	Alto falante	1
10	Suporte bateria	2
11	Caixa PB207	1
12	Plug macho FGG.OB.304	1
13	Soquete EGG.OB.304	1
14	Capacitor 10uF/16V	1
15	Capacitor 4n7F/63V	4
16	Capacitor 8n2F/63V	1
17	Capacitor 10nF/63V	1
18	Capacitor 18nF/63V	1
19	Capacitor 22nF/63V	1

	Descrição	Quant.
20	Capacitor 56nF/63V	1
21	Capacitor 330nF/63V	1
22	Capacitor 1uF/16V	1
23	Potenciômetro 20K linear	2
24	Resistor 49R9 1%	1
25	Resistor 1K21 1%	1
26	Resistor 3K93 1%	1
27	Resistor 12K 1%	1
28	Resistor 6K82 1%	1
29	Resistor 10K 1%	6
30	Resistor 20K 1%	3
31	Resistor 15K 1%	1
32	Resistor 196K 1%	1
33	Resistor 953K 1%	1
34	Resistor 100K 1%	2
35	Resistor 680K 5%	1
36	Resistor 1M5 5%	1
37	Resistor 1M8 5%	1
38	Resistor 4M7 5%	1

Lista 1- Componentes do circuito

A utilização do equipamento é a seguinte: escolhe-se um determinado músculo ou grupo muscular, eletrodos são colados sobre o mesmo e liga-se o cabo amplificador aos eletrodos e ao condicionador de sinais, calibra-se o circuito para que quando o músculo não estiver sendo solicitado não se tenha nenhum som sendo emitido pelo alto-falante e nenhum led esteja iluminado. Quando o músculo entra em atividade o alto-falante emite um som com uma frequência tanto maior quanto maior for o esforço muscular envolvido; paralelamente os leds vão sendo iluminados em um escala crescente em conformidade com o aumento de atividade muscular. Desta forma pode-se demonstrar que existe correlação entre a atividade elétrica e o esforço muscular. Um exemplo de utilização do eletromiógrafo pode ser observada na figura 12.

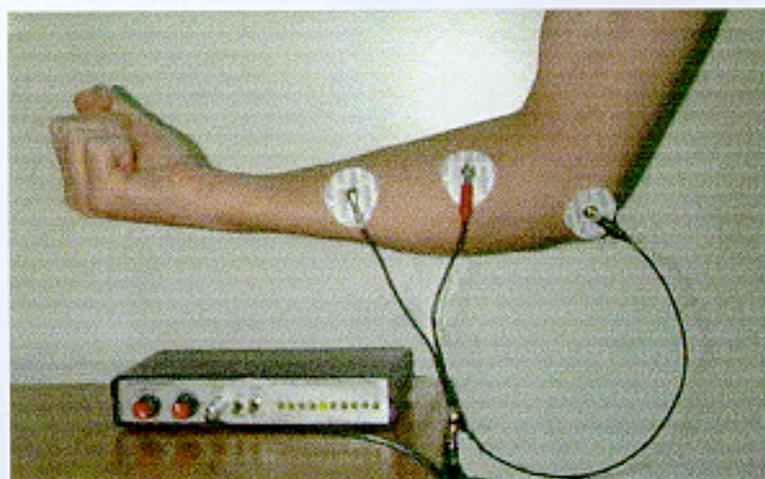


Fig. 12 - Utilização do eletromiógrafo

## 5.1.4 Conclusões

A utilização do equipamento demonstrou que as mudanças adotadas deram resultados positivos. A utilização do amplificador no cabo de captação do sinal melhorou significativamente a relação sinal ruído comparada aos eletromiógrafos antigos. Atendeu plenamente as proposições de ser um equipamento portátil e de fácil utilização. Esses fatores positivos motivaram o desenvolvimento de outros eletromiógrafos. Está sendo utilizado em palestras e cursos ministrados pelo grupo de trabalho do Laboratório de Medições Mecânicas.

## 5.2 Eletromiógrafo 6 Canais

Este equipamento guarda muitas semelhanças com o eletromiógrafo anteriormente apresentado, além de possuir 6 canais, apresenta outras características que o diferem do anterior.

### 5.2.1 Objetivos

O equipamento desenvolvido é utilizado para registrar a atividade elétrica muscular, apresenta seis canais possibilitando dessa forma que até seis regiões musculares distintas sejam monitoradas simultaneamente. Quando do estudo de um determinado movimento, na maior parte dos casos, diversos músculos estão envolvidos, e esta necessidade de monitorar diversos músculos simultaneamente motivou o desenvolvimento desse novo eletromiógrafo.

### 5.2.2 O Equipamento

O equipamento apresenta seis cabos amplificadores e um conjunto de seis filtros. O amplificador está próximo aos eletrodos, captadores do sinal elétrico, este procedimento torna a aquisição do sinal menos suscetível a ruídos, o condicionador faz a filtragem do sinal previamente amplificado, rejeitando as frequências que não são relevantes no ensaio. Após o sinal ser condicionado o mesmo é adquirido através de um placa conversora A/D, e o sinal eletromiográfico pode então ser processado e analisado com um programa de aquisição de dados.

Os amplificadores são iguais aos utilizados no Eletromiógrafo Sonoro, apresentando uma evolução: com a finalidade de reduzir o tamanho da placa colocada no cabo que capta o sinal dos eletrodos houve a mudança do encapsulamento do amplificador utilizado de DIP 8 para SOIC. Esta mudança propiciou uma redução significativa no tamanho da placa, as placas dos amplificadores podem ser observadas na figura 13.

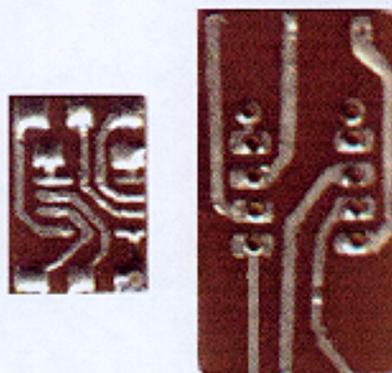


Fig.13 - Placas dos cabos amplificadores

Os filtros também são iguais aos anteriormente apresentados, sendo que à placa onde estão dispostos os filtros foi acrescentado um plano terra com a finalidade de criar um plano de alta condutividade para reduzir a quantidade de ruído presente no sinal adquirido. Na figura 14

pode-se observar a placa de circuito impresso desenvolvida para a implementação dos filtros, a placa foi desenvolvida utilizando o software Tango-PCB PLUS - Versão 2.11, na mesma figura pode-se observar também o plano terra.

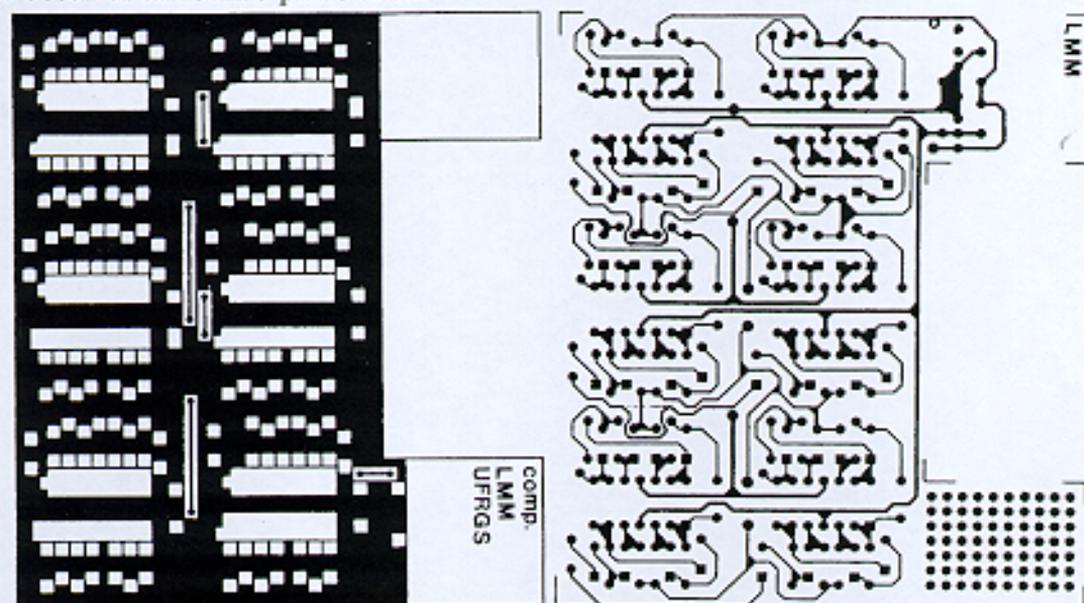


Fig. 14 - Layout da placa dos filtros do eletromiógrafo 6 canais

O circuito é alimentado por duas baterias recarregáveis de 9 volts. O equipamento apresenta um circuito para monitoramento da condição das mesmas, dispõe de dois leds, quando em operação normal o led vermelho pisca-pisca está ligado, quando a tensão das baterias atinge um nível inferior a 7 volts um segundo led vermelho fica continuamente ligado indicando tensão abaixo do recomendado. Na figura 15 pode-se observar o circuito implementado para monitorar a tensão das baterias.

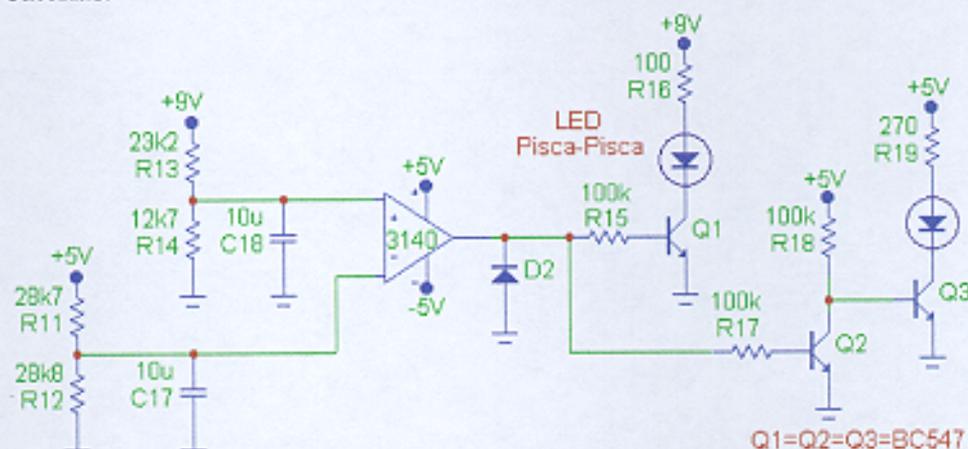


Fig. 15 - Circuito de monitoramento das baterias

A relação dos componentes utilizados pode ser observada na lista 2.

	Descrição	Quant.
1	CI AD620R	6
2	CI TL074	6
3	CI CA3140	1
4	BC 547	2
5	LED vermelho	1

	Descrição	Quant.
18	Capacitor 100nF/63V	24
19	Capacitor 10uF/16V	2
20	Resistor 49R9 1%	6
21	Resistor 100R 1%	1
22	Resistor 270R 1%	1

6	LED pisca-pisca	1
7	Suporte bateria	2
8	Caixa PB207	1
9	Plug macho FGG.0B.304	6
10	Soquete EGG.0B.304	6
11	Plug macho FGG.2B.312	1
12	Soquete EGG.2B.312	1
13	Capacitor 4n7F/63V	24
14	Capacitor 8n2F/63V	6
15	Capacitor 18nF/63V	6
16	Capacitor 22nF/63V	6
17	Capacitor 56nF/63V	6

23	Resistor 2K87 1%	1
24	Resistor 10K 1%	24
25	Resistor 12K7 1%	1
26	Resistor 23K2 1%	1
27	Resistor 28K7 1%	1
28	Resistor 28K8 1%	1
29	Resistor 100K 1%	2
30	Resistor 680K 5%	6
31	Resistor 1M5 5%	6
32	Resistor 1M8 5%	6
33	Resistor 4M7 5%	6

Lista 2 - Componentes do circuito

A aquisição de dados é feita utilizando o software SAD2-Software de Aquisição de Dados totalmente desenvolvido no Laboratório de Medições Mecânicas pelo estudante e agora mestrando Luciano Ricardo Maciel Silva. O software é bastante versátil permitindo que o sinal adquirido possa ser editado, processado dispondo de transformadas, filtragens e uma série de outras ferramentas matemáticas. Na figura 16 pode-se observar uma aquisição realizada utilizando o Eletromiógrafo 6 Canais, esta aquisição foi feita dispondo diversos eletrodos sobre a perna de um ciclista, o sinal apresentado já foi filtrado via software, este ensaio foi realizado por um aluno da Escola Superior de Educação Física da UFRGS.

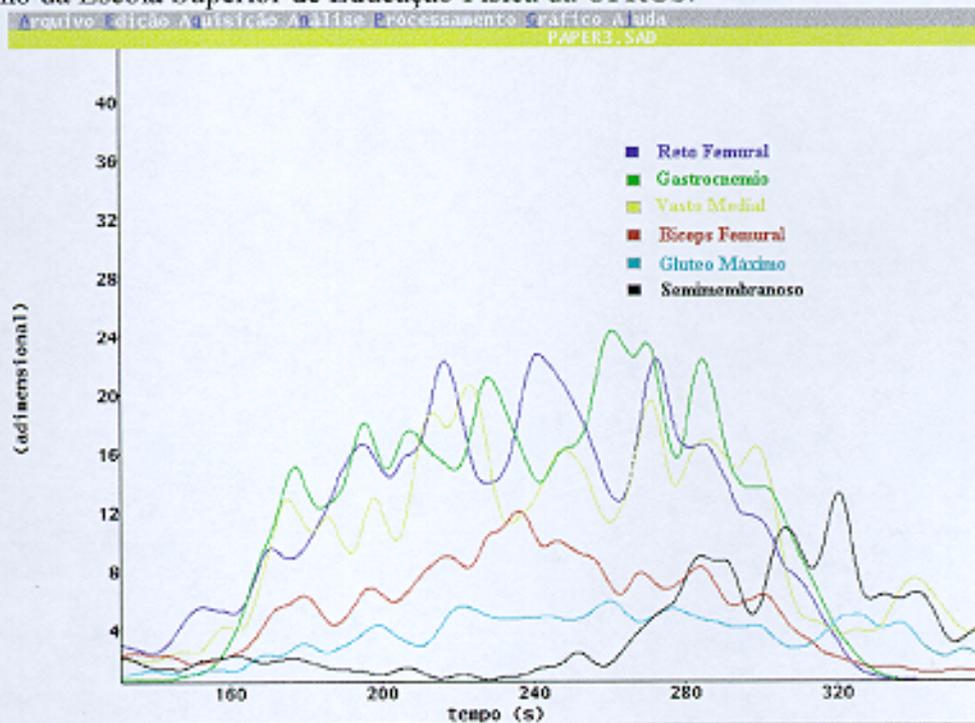


Fig. 16 - Aquisição de múltiplos sinais utilizando eletromiógrafo 6 canais  
Na figura 17 pode-se observar o eletromiógrafo desenvolvido:



Fig. 17 - Eletromiógrafos 6 canais

### 5.2.3 Conclusões

O Eletromiógrafo desenvolvido atendeu os objetivos, os seis canais atenderam plenamente as exigências de aquisição de múltiplos sinais. Está sendo utilizados por estudantes de fisioterapia, e por mestrandos em suas dissertações. Algumas melhorias deverão ser implementadas nas próximas versões deste eletromiógrafo tais como: não alimentar os filtros dos canais que não estejam sendo utilizados, com a finalidade de aumentar a autonomia das baterias. Disponibilizar caixas com porta baterias, tornando dessa forma a troca das baterias uma operação mais rápida, atualmente é necessário desparafusar quatro parafusos para ter acesso as mesmas.

## 5.3 Eletromiógrafo com conversor A/D

Novamente este equipamento apresenta muitas semelhanças com os anteriormente apresentados, na seqüência serão destacadas as diferenças deste novo aparelho.

### 5.3.1 Objetivos

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um eletromiógrafo monocanal, para realização de ensaios de eletromiografia de superfície, utilizando eletrodos na configuração bipolar. O eletromiógrafo desenvolvido apresenta uma características importante que deve ser ressaltada: na mesma placa que contém os filtros, que fazem a filtragem do sinal proveniente do amplificador diferencial encontra-se o conversor A/D, dessa forma o sistema para aquisição de dados se torna mais simples e compacto, não é necessária a presença de uma placa conversora, que nos eletromiógrafos até então disponíveis, devia ser utilizada e ficava instalada internamente no microcomputador utilizado na aquisição.

### 5.3.2 O Equipamento

O equipamento desenvolvido é utilizado para registrar a atividade mioelétrica e é constituído por um amplificador, filtros e um conversor A/D. Na figura 18 pode ser observado um diagrama de blocos representando as partes constituintes do equipamento.

O amplificador utilizado é o AD620 (amplificador de instrumentação da empresa Analog Devices), que está próximo dos eletrodos, captadores do sinal elétrico. Este procedimento torna a aquisição do sinal menos suscetível a ruídos, pois quanto menor for a distância entre os eletrodos e o amplificador, tem-se um comprimento menor dos cabos (que atuam como antenas) e em consequência uma menor indução de ruídos, que podem inutilizar a aquisição de dados.

Após a amplificação faz-se a filtragem do sinal, rejeitando-se as frequências que não são relevantes no ensaio, são utilizados filtros passa baixas e passa altas em cascata, do tipo Butterworth de quarta ordem, as frequências de corte são respectivamente 750 e 20Hz. Após o sinal ser filtrado ocorre a conversão analógico/digital, o sinal da atividade muscular é então enviado ao microcomputador através de um cabo que está conectado na porta paralela do microcomputador. Finalmente o sinal pode ser processado e analisado com um programa de aquisição de dados.

### ELETROMIÓGRAFO COM CONVERSOR A/D

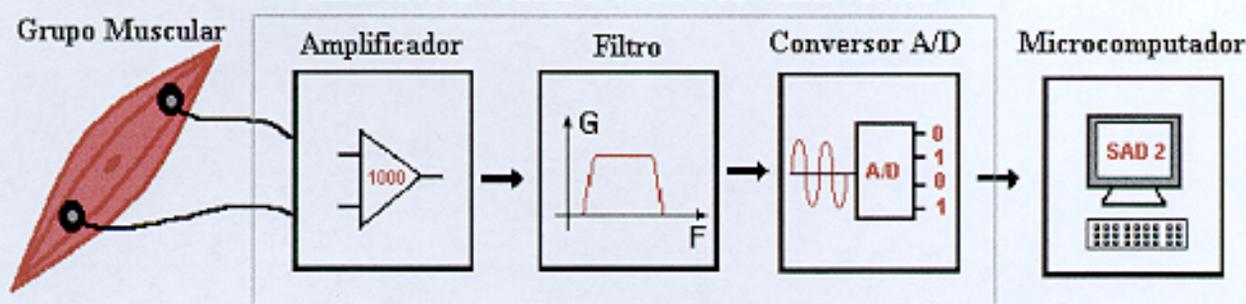


Fig. 18 - Diagrama de blocos do eletromiógrafo

O conversor A/D utilizado foi o MAX 187, da empresa Maxim, a seguir serão apresentadas suas características: 12 bits de resolução,  $\pm \frac{1}{2}$  bit de não-linearidade, 75KHz de taxa de amostragem. Na transferência dos dados verifica-se que a frequência de operação do microcomputador utilizado é um fator limitante, utilizando um Pentium 200MMX obteve-se uma taxa máxima de 12KHz, e para um Pentium 133MHz a taxa máxima foi de 8kHz. O circuito com os componentes necessários ao funcionamento do MAX 187 podem ser observados na figura 19.

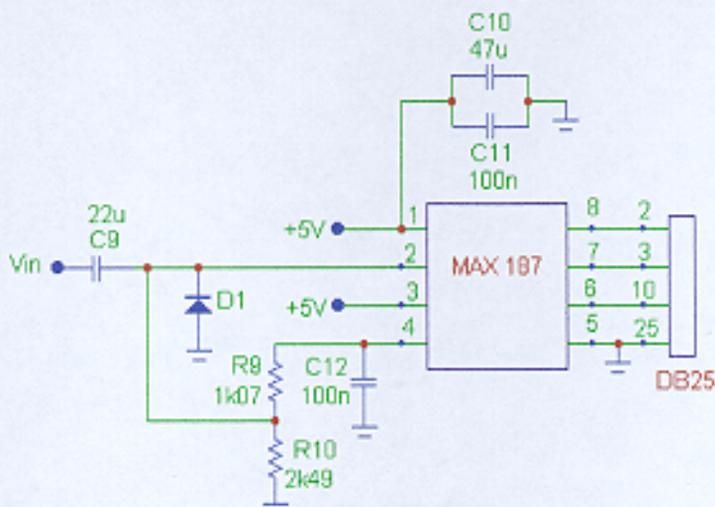


Fig. 19 - Circuito do conversor A/D

No pino 4 do MAX está disponível  $V_{ref}=4,096$  volts, uma vez que o conversor não trabalha com tensões simétricas, amostra-se está tensão de forma a adicionar a tensão de entrada um sinal contínuo com uma amplitude de 2,048 volts, dessa maneira o sinal alternado proveniente do filtro do estágio anterior pode excursionar sobre este nível contínuo.

O equipamento é alimentado com duas baterias de 9 Volts e o circuito projetado tem um sistema que monitora o estado das mesmas, informando através de uma indicação luminosa

quando estão com tensão abaixo do nível necessário para o funcionamento correto, este circuito é similar ao utilizado no Eletromiógrafo 6 Canais.

Uma vez que a máxima tensão de entrada admissível pelo conversor A/D é 4,096 volts, utilizou-se reguladores de tensão para reduzir a tensão de alimentação de  $\pm 9$  volts para  $\pm 5$  volts. O circuito utilizado pode ser observado na figura 20.

O programa utilizado para a aquisição e o posterior tratamento dos dados coletados foi o SAD 2 – Sistema de Aquisição de Dados, software desenvolvido no LMM pelo mestrando Luciano Ricardo Maciel Silva.

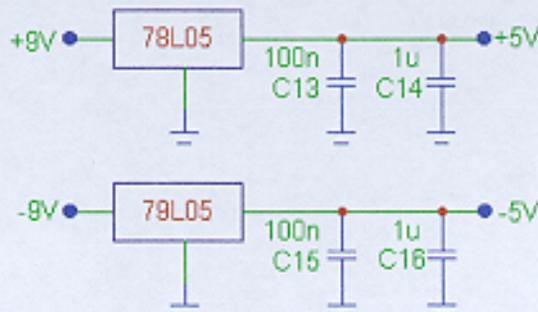


Fig. 20 - Circuito dos reguladores de tensão

O layout da placa que contém o circuito completo que implementa o Eletromiógrafo pode ser observada na figura 21, este layout foi desenvolvido com a utilização do software Tango-PCB PLUS - Versão 2.11.

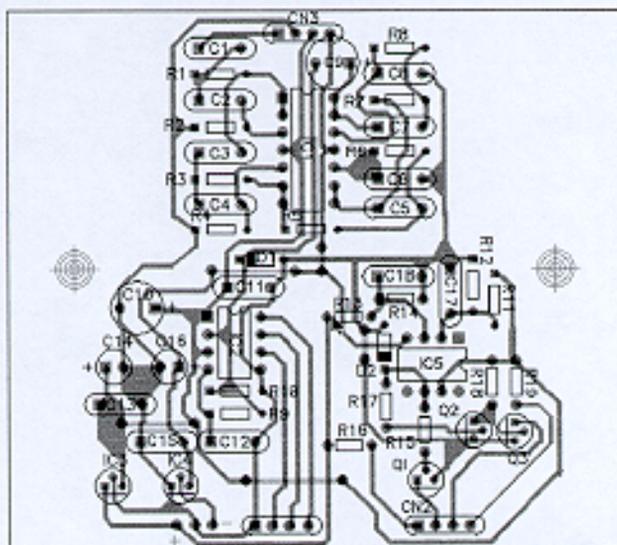


Fig. 21 - Layout da placa do Eletromiógrafo com conversor A/D

A relação dos componentes utilizados pode ser observada na lista 3.

	Descrição	Quant.
1	CI MAX 187	1
2	CI AD620R	1
3	CI TL074	1
4	CI 78L05	1
5	CI 79L05	1
6	CI CA3140	1
7	BC 547	2
8	LED vermelho	1

	Descrição	Quant.
21	Capacitor 4n7F/63V	4
22	Capacitor 8n2F/63V	1
23	Capacitor 18nF/63V	1
24	Capacitor 22nF/63V	1
25	Capacitor 56nF/63V	1
26	Capacitor 100nF/63V	4
27	Resistor 49R9 1%	1
28	Resistor 100R 1%	1

9	LED pisca-pisca	1
10	Diodo 1N4001	2
11	DB 25(macho)	1
12	Porta bateria	1
13	Suporte bateria	2
14	Caixa PB114	1
15	Plug macho FGG.0B.304	1
16	Soquete FGG.0B.304	1
17	Capacitor 1uF/16V	2
18	Capacitor 4u7F/16V	1
19	Capacitor 10uF/16V	2
20	Capacitor 22uF/35V	1

29	Resistor 270R 1%	1
30	Resistor 2K87 1%	1
31	Resistor 10K 1%	5
32	Resistor 12K7 1%	1
33	Resistor 23K2 1%	1
34	Resistor 28K7 1%	1
35	Resistor 28K8 1%	1
36	Resistor 100K 1%	3
37	Resistor 680K 5%	1
38	Resistor 1M5 5%	1
39	Resistor 1M8 5%	1
40	Resistor 4M7 5%	1

Lista 3 - Componentes do circuito

O equipamento desenvolvido pode ser visto na figura 22.



Fig. 22 - Eletromiógrafo desenvolvido

Na figura 23 pode-se observar um sinal adquirido utilizando-se o eletromiógrafo desenvolvido, este sinal foi adquirido para verificar o funcionamento do circuito. Utilizou-se o software SAD-2, com uma taxa de 2000 amostras por segundo, e os eletrodos utilizados foram da empresa 3M:

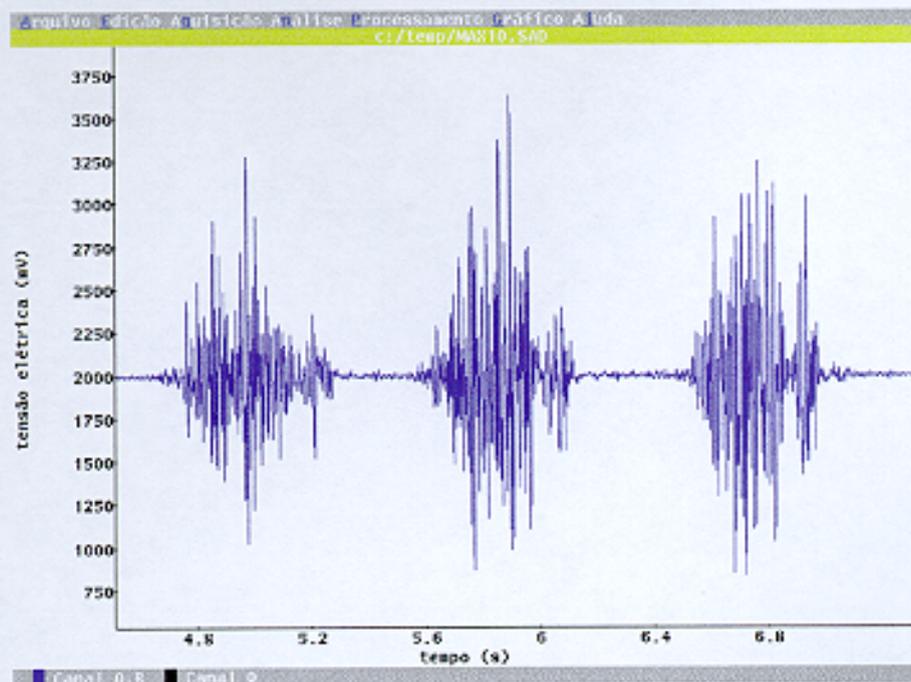


Fig. 23 - Sinal eletromiográfico obtido utilizando-se o equipamento desenvolvido

Na figura 24 pode-se observar a Transformada de Fourier do sinal acima mencionado:

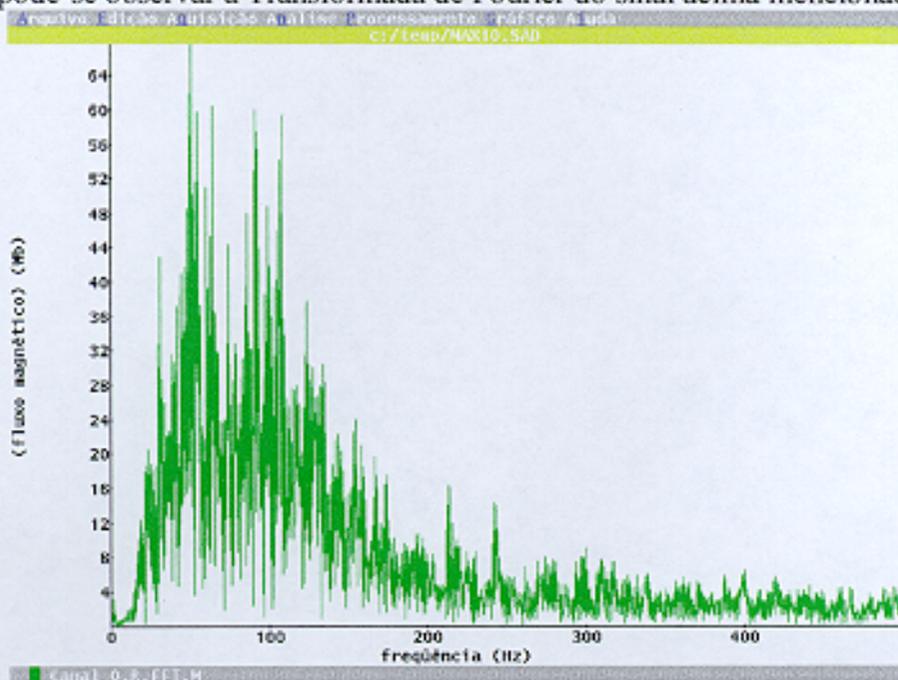


Fig. 24 - Transformada de Fourier do sinal eletromiográfico apresentado na figura 23

Analisando-se o gráfico da Transformada de Fourier pode-se observar que a componente de 60 Hz, que na maioria dos casos é o ruído que sempre está presente, não apresenta uma componente significativa, demonstrando dessa forma a boa imunidade do sistema ao ruído de 60Hz (frequência da rede de distribuição de energia elétrica).

### 5.3.4 Conclusões

O equipamento desenvolvido atingiu os objetivos propostos, apresentou simplicidade e facilidade em sua utilização. Além disso apresentou boa imunidade a ruídos, resultando numa boa relação sinal-ruído. E está sendo usado por estudantes de mestrado, em suas dissertações e em cursos oferecidos a comunidade que tem interesse na avaliação da atividade elétrica relacionado ao esforço muscular.

Na continuação dos trabalhos serão desenvolvidos outros equipamentos para a área de aquisição de dados, podemos citar:

- eletromiógrafo dois canais via paralela;
- eletromiógrafo monocal para ser utilizado na porta serial COM2, essa porta geralmente não é utilizada, sendo assim não será necessário desconectar a impressora a cada vez que uma aquisição precisar ser feita.

## 5.4 Tradutor Braille

Para uma melhor compreensão deste trabalho são necessárias algumas informações a respeito do Código Braille, estas informações são apresentadas no próximo item.

### 5.4.1 O Código Braille

O Código Braille é um sistema de leitura através do toque, no qual combinações de pontos elevados representam as letras do alfabeto. O Código Braille também contém símbolos para pontuação, números, símbolos matemáticos e ainda provê símbolos para mostrar

agrupamentos de letras. O Código Braille é lido movendo a mão ou mãos da direita para esquerda em cada linha. Ambas as mãos são normalmente envolvidas no processo de leitura, a leitura geralmente é feita com os dedos indicadores. A velocidade de leitura comum é aproximadamente 125 palavras por minuto, mas maiores velocidades de até 200 palavras por minuto são possíveis.

Tinham sido tentados vários outros métodos durante anos para habilitar deficientes visuais a ler, muitos deles eram versões de letras impressas em alto relevo. Geralmente é aceito que o Código Braille teve sucesso porque está baseado em uma sucessão racional de sinais inventada para a ponta do dedo, em lugar de imitar sinais inventados para os olhos. Em adição, textos em Código Braille podem ser escritos por deficientes visuais e podem ser usados para qualquer anotação que segue uma sucessão de caracteres, como letras, números, notas musicais ou tabelas químicas.

No começo do século XIX um menino cego de onze anos observou um código secreto inventado para o exército e percebeu nisto a base para comunicação escrita para indivíduos com deficiência visual. Louis Braille, na época matriculado no Instituto Nacional de Cegos de Paris, gastou nove anos desenvolvendo e refinando o sistema de pontos elevados que veio a ser conhecido pelo seu nome.

O código militar original era chamado escrita noturna e era usado por soldados para comunicarem-se durante a noite. Estava baseado em uma célula de doze pontos, duas colunas por seis linhas. Cada ponto ou combinação de pontos dentro da célula representa uma letra ou um som fonético. O problema com o código militar era que a ponta do dedo não podia sentir todos os pontos com um único toque.

Louis Braille criou um método de leitura baseado em uma célula de seis pontos. Esta melhoria crucial significou que a ponta do dedo podia sentir a célula inteira com um único toque e movimentar-se rapidamente de uma célula para a próxima.

O sistema de leitura/escritura com relevos inventado por Louis Braille gradualmente vem sendo aceito como a forma fundamental de comunicação escrita para indivíduos com deficiência visual, e permanece basicamente como ele inventou.

Na figura 25 pode-se observar alguns caracteres em Braille, cada conjunto recebe o nome de Célula Braille:

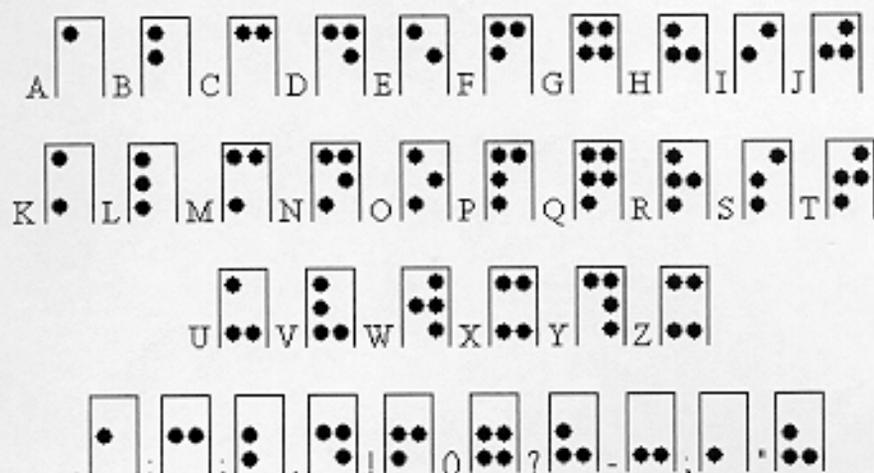


Fig. 25 - Alguns caracteres do Código Braille

Com o passar do tempo, houveram algumas modificações do sistema de Braille, particularmente a adição de contrações que representam grupos de letras ou palavras que freqüentemente aparecem no idioma. O uso de contrações tornam a leitura mais rápida e ajudam a reduzir o tamanho dos livros impressos em Código Braille, os fazendo menos incômodos.

Vários grupos foram estabelecidos durante o último século para modificar e unificar o Código Braille. A meta principal é desenvolver contrações compreensíveis sem fazer o código muito complexo.

## 5.4.2 Objetivos

Já são conhecidos sistemas e softwares que fazem a tradução da forma escrita, para a forma falada em microcomputadores e em outros equipamentos microprocessados. A maioria destes tradutores apresentam problemas de pronuncia, pois os sintetizadores de voz normalmente possuem um “sotaque” inglês, uma vez que na sua grande maioria são desenvolvidos em outros países.

O equipamento proposto foi desenvolvido para fazer com que os caracteres gráficos utilizados em equipamentos microprocessados possam ser lidos através de um dispositivo eletromecânico, em Código Braille. O objetivo principal deste trabalho foi de desenvolver um equipamento, que utilizado em conjunto com um microcomputador, torna-se as informações digitais disponíveis no código dos videntes (assim denominadas as pessoas com visão normal) também disponíveis no código dos deficientes visuais. Para tanto as informações deveriam ser transformadas de um código para outro, a principio cogitou-se criar um novo código, uma vez que o elemento motivador (um cabeçote de uma impressora matricial danificada) dispunha de 9 agulhas dispostas em três colunas por três linhas. Após alguma discussão observou-se que a utilização do código padrão (Código Braille) traria maiores vantagens uma vez que os deficientes visuais envolvidos nos testes já estariam habituados com o código.

Além da aplicação acima mencionada, a medida que o trabalho foi sendo desenvolvido outras aplicações surgiram, tais como:

- Utilização junto a urnas eletrônicas, para confirmação do voto correto;
- Utilizado em elevadores para os deficientes visuais poderem saber qual andar eles se encontram, uma triste curiosidade: a maioria dos deficientes visuais não utilizam elevadores, uma vez que não sabem em que andar o elevador está.

O desenvolvimento do equipamento atinge dimensões cada vez maiores, uma vez que a quantidade de informação na forma digital atinge proporções até pouco tempo inimagináveis, um exemplo disso é a quantidade de informações que podem ser obtidas através da Internet, além disso livros impressos em Código Braille são raros e tem dimensões geralmente grandes, o que torna o acesso e sua utilização restrito a um pequeno número de deficientes.

Não existem equipamentos nacionais disponíveis, os existentes são importados e tem um preço elevado, para se ter uma idéia um tradutor que dispõe de uma linha com quarenta Células Braille tem um custo aproximado de US\$ 5000,00, além disso não existe qualquer incentivos no sentido de facilitar a importação de equipamentos como estes, incidindo uma alta taxa de importação, o que torna a aquisição de um equipamento como este quase inviável.

Utilizando elementos disponíveis, com custo relativamente baixo seria possível produzir tradutores, a principio com uma única Célula Braille com um preço acessível.

## 5.4.3 O Equipamento

O desenvolvimento do trabalho foi particionado em três etapas:

1. Alterações mecânicas: o cabeçote da impressora matricial de nove agulhas, foi totalmente desmontado e foram retiradas três agulhas. As seis agulhas restantes foram posicionadas por meio da tampa de alinhamento, para formar uma matriz 3X2 (Célula Braille). Na figura 26 pode ser observado o cabeçote da impressora matricial que foi utilizado, e na figura 27 pode-se observar a disposição dos pontos em uma Célula Braille.

As modificações mecânicas, incluindo a usinagem da tampa de alinhamento e do corpo foram realizadas pelo o estudante de Engenharia Mecânica André Maders.

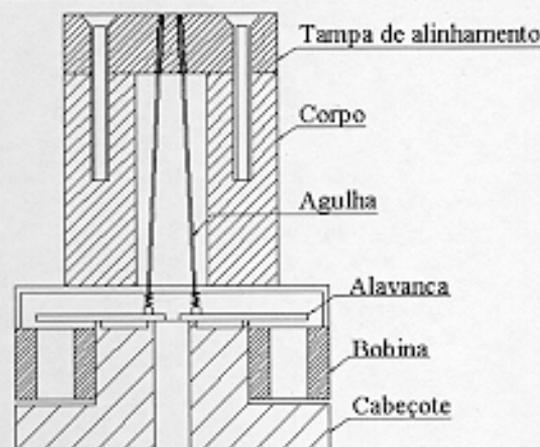


Fig. 26 - Cabeçote da impressora matricial

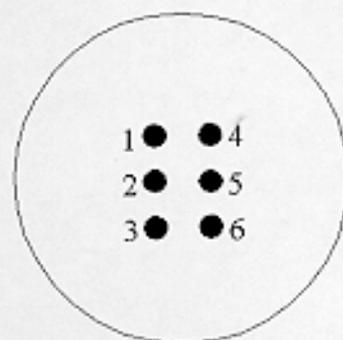


Fig. 27 - Célula Braille

A altura do ponto é aproximadamente 0,6 mm; o espaçamento horizontal e vertical entre centros de ponto dentro de uma célula é aproximadamente 2,5 mm; o espaço em branco entre pontos em células adjacentes é aproximadamente 3,75 mm.

2- Para projetar o circuito de acionamento alguns ensaios foram realizados, na tabela 1 podem ser observados os valores obtidos.

Tensão	Corrente	Resistência
0	0	-----
0,1	0,085	1,18
0,2	0,168	1,19
0,3	0,251	1,20
0,4	0,334	1,20
0,5	0,407	1,23
0,6	0,499	1,20
0,7	0,578	1,21
0,8	0,654	1,22
0,9	0,734	1,23
1	0,813	1,23
	<b>Média</b>	1,21

Tabela 1 – Ensaios para determinação das resistências das bobinas

Utilizando-se um multímetro obteve-se um valor de 1,25  $\Omega$ . As bobinas apresentaram uma resistência extremamente baixa. Quando o cabeçote trabalhava na impressora matricial este baixo valor de resistência não representava problemas uma vez que as bobinas recebiam pulsos de tensão por intervalos de tempo curtos, já na nova aplicação as bobinas devem ficar continuamente acionadas por períodos superiores a 5 segundos. Este consumo excessivo de corrente vinha inviabilizar a aplicação uma vez que o novo ciclo de trabalho provocava super aquecimento do cabeçote, após algumas tentativas infrutíferas, tais como reduzir a tensão aplicada, adicionar resistores em série com a bobina, partiu-se para uma solução drástica: modificar o enrolamento das bobinas.

As bobinas foram então desenroladas, obtendo-se os seguintes dados:

- N=187 (número de espiras)
- $\phi 1=0,32\text{mm}$  (diâmetro do fio)

- $l=5m$  (comprimento do fio)

Para determinar o novo enrolamento alguns fatores foram levados em conta:

1- Limitar a corrente da fonte de alimentação em 1Amperé, para poder utilizar o regulador de tensão 7805, isto implica que a corrente em cada bobina não poderia ser superior a 160mA, para cumprir esta especificação as bobinas deveriam apresentar uma resistência ôhmica de aproximadamente  $31\Omega$ .

Convém ressaltar que este projeto foi totalmente desenvolvido sem verbas de qualquer instituição, foi feito com materiais que estavam disponíveis e com recursos das pessoas envolvidas no projeto.

A fórmula a seguir relaciona os fatores que determinam a resistência ôhmica de um dado enrolamento  $R = \frac{\rho l}{A}$ , onde:

- $\rho$  = resistividade do material empregado
- $l$  = comprimento do fio
- $A$  = área da secção transversal do fio

Como dispunha-se de um fio esmaltado com diâmetro  $\phi=0,15mm$ , o mesmo foi utilizado. Então para obter um valor de resistência de  $31\Omega$  precisaríamos um enrolamento com um comprimento  $l$ :

$$R = \frac{\rho l}{A} \quad \therefore \quad l = \frac{R \cdot A}{\rho}, \text{ onde } R=31\Omega, \rho=2,01 \cdot 10^{-8}\Omega \cdot m \text{ e } A = \frac{\pi \cdot \phi^2}{4} = 1,77 \cdot 10^{-8}m^2$$

então  $l = 27m$ .

Seguiu-se então o trabalho de enrolamento das bobinas, após a conclusão da primeira bobina, obteve-se um valor de resistência igual a  $32\Omega$ .

Na figura 28 pode ser observado o circuito utilizado par o acionamento das bobinas, e na figura 29 o circuito resumido da fonte de alimentação.

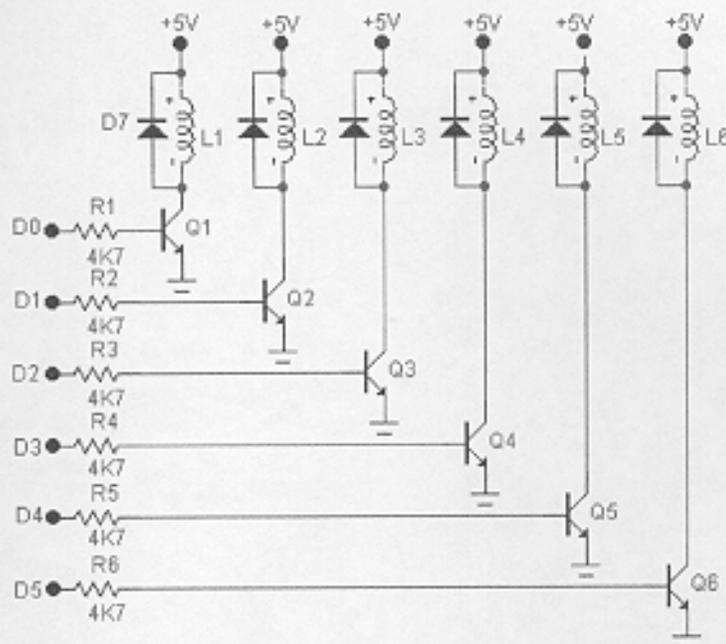


Fig. 28 - Circuito de acionamento das bobinas

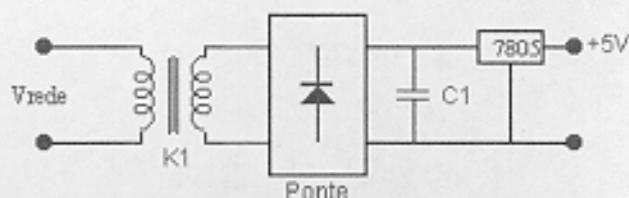


Fig. 29 - Circuito da fonte de alimentação

A relação dos componentes utilizados pode ser observada na lista 4.

	Descrição	Quant.
1	Transformador 6+6V/1A	1
2	Ponte Retificadora SKB2/08-54	1
3	Regulador Tensão 7805	1
4	Transistor BD139	6
5	Capacitores 1000 $\mu$ Fx16V	6
6	Capacitor 10 $\mu$ Fx16V	1
7	Porta Fusível	1
8	Fusível 200mA	1
9	Chave HH	1
10	Chave Liga/Desliga	1
11	Cabo de Força	1
12	DB 25 (macho)	1
13	DB 9 (macho/fêmea)	2

Lista 4 - Componentes do circuito de acionamento das bobinas

3- Desenvolvimento do software: para executar o programa o usuário deve digitar o nome do arquivo a ser traduzido, além do tempo desejado entre envio de caracteres ao tradutor. O software então varre todas as linhas do arquivo e através da porta paralela disponibiliza os sinais para o acionamento das bobinas para cada um dos caracteres lidos.

Na seqüência é apresentada a listagem do programa utilizado para fazer a leitura dos caracteres presentes em qualquer arquivo do tipo .txt, a tradução e envio dos respectivos sinais de acionamento das bobinas ao conjunto eletromecânico.

Listagem do programa:

```

DEFINT A-Z
OUT &H378, 0
DIM C AS STRING * 1
DIM AG(0 TO 58)
AG(0) = 0
AG(12) = 2
AG(14) = 2 + 16 + 32
AG(33) = 1
AG(34) = 1 + 2
AG(35) = 1 + 8
AG(36) = 1 + 8 + 16
AG(37) = 1 + 16
AG(38) = 1 + 2 + 8
AG(39) = 1 + 2 + 8 + 16
AG(40) = 1 + 2 + 16
AG(41) = 2 + 8

```

```

'Espaço
'Virgula
'Ponto
'A
'B
'C
'D
'E
'F
'G
'H
'I

```

AG(42) = 2 + 8 + 16	'J
AG(43) = 1 + 4	'K
AG(44) = 1 + 2 + 4	'L
AG(45) = 1 + 4 + 8	'M
AG(46) = 1 + 4 + 8 + 16	'N
AG(47) = 1 + 4 + 16	'O
AG(48) = 1 + 2 + 4 + 8	'P
AG(49) = 1 + 2 + 4 + 8 + 16	'Q
AG(50) = 1 + 2 + 4 + 16	'R
AG(51) = 2 + 4 + 8	'S
AG(52) = 2 + 4 + 8 + 16	'T
AG(53) = 1 + 4 + 32	'U
AG(54) = 1 + 2 + 4 + 32	'V
AG(55) = 2 + 8 + 16 + 32	'W
AG(56) = 1 + 4 + 8 + 32	'X
AG(57) = 1 + 4 + 8 + 16 + 32	'Y
AG(58) = 1 + 4 + 16 + 32	'Z

```

CLS
PRINT "Programa Teste para tradução de arquivos textos para o Código Braille ";
PRINT "com o uso de um sistema eletromecânico conectado ao microcomputador"
PRINT
DO
  INPUT "Nome do arquivo texto: ", N$
  IF DIR$(N$) <> "" THEN EXIT DO
  PRINT "Arquivo não encontrado!"
LOOP
DO
  INPUT "Tempo de espera (s): ", ESPERA!
  IF ESPERA! > 0! THEN EXIT DO
  PRINT "Tempo invalido!"
LOOP
PRINT
OPEN N$ FOR BINARY AS #1
DO
  IF EOF(1) THEN EXIT DO
  GET #1, , C
  C = UCASE$(C)
  A = ASC(C) - 32
  IF A >= 0 AND A <= 58 THEN
    OUT &H300, AG(A)
    PRINT AG(A)
    PRINT C;
    TEMPO! = TIMER
    WHILE TIMER - TEMPO! < ESPERA!
    WEND
    'X$ = INPUT$(1)
  END IF
LOOP

```

Após a conclusão das três etapas acima mencionadas foram realizados testes com alguns deficientes visuais, os resultados serão apresentados na seqüência. Na figura 30 pode-se observar um deficiente visual utilizando o Tradutor Braille desenvolvido.



Fig. 30 – Deficiente visual utilizando o Tradutor Braille

## 5.4.4 Conclusões

Foram realizados testes com diversos deficientes visuais, os resultados são animadores, boa parte dos caracteres é corretamente lida pelos deficientes. Pode-se comprovar que o nível de acertos de cada deficiente estava ligado com a maior ou menor familiaridade no uso do Código Braille. O teste que apresentou melhores resultados foi feito por um deficiente visual que é estudante de Ciências Atuariais desta universidade, num primeiro momento, a freqüência de envio dos caracteres para o Tradutor Braille foi de 1 Hz (1 caracter por segundo), sendo que esta freqüência aumentou para 1,25 Hz tão logo ele tomou familiaridade com o equipamento.

Ainda existe muito a ser melhorado, em relação a parte mecânica será necessário aumentar o diâmetro das agulhas, quanto ao software, deve ser aperfeiçoado para identificar letras acentuadas, reconhecer letras maiúsculas escrevendo o indicador específico, além de reconhecer os números (no Código Braille deve-se utilizar a célula ligeiramente anterior a um número com uma determinada seqüência de pontos a fim de indicar que o conteúdo da próxima célula contém um número).

## 6. CONCLUSÃO

Analisando as atividades desenvolvidas, e os equipamentos projetados, pode-se concluir que as experiências adquiridas e as dificuldades encontradas, serviram para dar uma base de conhecimentos sólidos firmados na prática.

A utilização de ferramentas, tais como simuladores, softwares para desenvolvimento de layout, são elementos que vem enriquecer a bagagem que os alunos de Engenharia Elétrica devem levar consigo na vida profissional, além disso toda a organização, e a seqüência de eventos que cercam a execução de um projeto puderam ser observados na prática.

O desenvolvimento dos eletromiógrafos foi importante uma vez que houve o contato com profissionais de outras áreas, tais com fisioterapeutas e professores de educação física, demonstrando dessa forma a necessidade e a importância do trabalho em equipes multidisciplinares. Além de proporcionar a utilização dos conhecimentos adquiridos nas cadeiras com ênfase em eletrônica.

O projeto do Tradutor Braille teve um significado especial, uma vez que a partir de uma idéia simples pode-se desenvolver um trabalho interessante que proporcionou conhecimentos novos e contatos com uma realidade desconhecida até então.

Fazendo uma análise de tudo que foi apresentado pode-se afirmar que todos os trabalhos realizados, desde os mais simples, tiveram uma importância fundamental em minha formação. Ao término desta etapa considero que os objetivos propostos foram alcançados. E os trabalhos desenvolvidos estão sendo utilizados de uma forma ampla. Acredito ter aprendido muito durante o período em que estive realizando este estágio, muito ainda existe para ser aprendido. Finalizo agradecendo a todos que colaboram, de uma forma de outra, para que as atividades apresentadas fossem concluídas satisfatoriamente.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AMADIO, Alberto Carlos; DUARTE, Marcos; Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano; 1.ed; Editora USP; [1996].
2. BALBINOT, Alexandre; Desenvolvimento de um sistema para gerar e medir o período de silêncio em pacientes com problemas na articulação temporo-mandibular; Dissertação de mestrado. UFRGS; [1998].
3. GERTZ, Luis Carlos; Desenvolvimento de sistema para avaliação de Lesões por Esforços Repetitivos em digitadores. Dissertação de Mestrado. UFRGS; [1997]
4. GRANDJEAN, Etienne; Manual de Ergonomia; 4.ed; Editora Bookman; [1998].
5. HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen. Bases Biomecânicas do Movimento Humano; 1.ed; Editora Manole; [1999].
6. LOSS, Jefferson; Correlação entre Força e Eletromiografia dos músculos mastigatórios; Dissertação de mestrado. UFRGS; [1996].
7. NABINGER, Eduardo; Desenvolvimento de sistema para avaliação de ciclistas; Dissertação de mestrado. UFRGS; [1997].
8. PERTENCE JR., Antonio; Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos; 1.ed; Editora McGraw-Hill Ltda.; [1988].
9. SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth. C.; Microeletrônica - Volume 1; 1.ed; Editora Makros Books; [1995].
10. SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth. C.; Microeletrônica - Volume 2; 1.ed; Editora Makros Books; [1995].
12. Elektor Electronics 10/93.