

**Universidade de São Paulo**

**Escola de Engenharia de São Carlos**

**Departamento de Engenharia Elétrica**

**ELISA SIGNORETO BARBARINI**

**Aplicações de um Sistema de Comando por  
Voz e um Software de Controle na Engenharia  
de Reabilitação**

São Carlos 2008

**ELISA SIGNORETO BARBARINI**

**APLICAÇÕES DE UM SISTEMA DE  
COMANDO POR VOZ E UM SOFTWARE  
DE CONTROLE NA ENGENHARIA DE  
REABILITAÇÃO**

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

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase  
em eletrônica

ORIENTADOR: Alberto Cliquet Júnior

São Carlos  
2008

## **Dedicatória**

Aos meus pais que sempre estão presentes me apoiando e dando todo o suporte necessário, permitindo que chegasse a conclusão deste curso de Engenharia Elétrica e que siga crescendo no meio acadêmico, profissional e pessoal.

Aos meus amigos que sempre estiveram ao meu lado me apoiando e ajudando quando necessário. Em especial a Fernando Guimarães, Renato Varoto e Ediléu Cardoso Jr.

## **Agradecimentos**

Ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior, pela sua orientação e oportunidade de estar trabalhando e desenvolvendo este projeto em seu laboratório.

A todos os professores do curso de Engenharia Elétrica ênfase em Eletrônica e professores de outros departamentos que contribuíram com disciplinas para este curso.

# Sumário

<b>Resumo .....</b>	<b>8</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>9</b>
<b>1 Introdução.....</b>	<b>10</b>
<b>2 Órtese Dinâmica.....</b>	<b>12</b>
<b>3 Estimulação Elétrica Neuromuscular .....</b>	<b>13</b>
<b>4 Comando por voz .....</b>	<b>14</b>
<b>5 Software de Controle .....</b>	<b>15</b>
<b>6 Projeto – Comando por Voz.....</b>	<b>15</b>
6.1 Implementação do Circuito de Comando por Voz .....	15
6.2 Interface entre o Comando por Voz e a Órtese Dinâmica .....	18
6.2.1 Circuito Acionador.....	18
6.2.2 Circuito Seletor .....	23
6.3 Interface entre o Comando por Voz e o Estimulador Elétrico .....	28
6.4 Microcontrolador AT89C52.....	30
6.4.1 Circuito de Controle Digital .....	32
6.5 Módulo de Controle Final .....	34
<b>7 Projeto – Software de Controle .....</b>	<b>37</b>
7.1 Software de controle – LabVIEW.....	37
7.2 Hardware de Controle entre Computador e Estimulador .....	41
7.2.1 Comunicação RS232 .....	41
7.2.2 PIC 18F252 .....	42
<b>8 Conclusão.....</b>	<b>45</b>
<b>9 Anexo.....</b>	<b>46</b>
9.1 Programa do Microcontrolador AT89C52 .....	46
9.2 Programa do PIC 18F252.....	53
<b>10 Referências.....</b>	<b>56</b>
<b>11 Apêndice .....</b>	<b>59</b>

## Lista de Figuras

FIGURA 6-1 – <i>VOICE DIRECT™ 364, MULTI-WORD CONTINUOUS LISTENING CONFIGURATION</i> (SENSORY, INC., 2000).....	17
FIGURA 6-2 – CIRCUITO ELÉTRICO: COMANDO POR VOZ, CIRCUITO ACIONADOR E INTERFACEAMENTO .....	20
FIGURA 6-3 – CALIBRAÇÃO NOS PONTOS 0° E 90° .....	21
FIGURA 6-4 – VARIAÇÃO ANGULAR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DA ÓRTESE CONTROLADA PELO COMANDO POR VOZ ..22	
FIGURA 6-5 – MÓDULO DE CONTROLE.....	22
FIGURA 6-6 – CIRCUITO ACIONADOR, DE CONTROLE E ÓRTESE DINÂMICA .....	23
FIGURA 6-7 – ESQUEMA DO CIRCUITO SELETOR DE VELOCIDADE. ....	24
FIGURA 6-8 – VARIAÇÃO ANGULAR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO, LIMITADO PELOS FINS DE CURSO, EM NÍVEL DE VELOCIDADE PADRÃO .....	25
FIGURA 6-9 – VARIAÇÃO ANGULAR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO, LIMITADO PELOS FINS DE CURSO, UTILIZANDO A ÓRTESE DINÂMICA EM NÍVEL 1 DE VELOCIDADE .....	25
FIGURA 6-10 – VARIAÇÃO ANGULAR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO, LIMITADO PELOS FINS DE CURSO, UTILIZANDO A ÓRTESE DINÂMICA EM NÍVEL 2 DE VELOCIDADE .....	26
FIGURA 6-11 – VARIAÇÃO ANGULAR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO, LIMITADO PELOS FINS DE CURSO, UTILIZANDO A ÓRTESE DINÂMICA EM NÍVEL 3 DE VELOCIDADE .....	26
FIGURA 6-12 – VARIAÇÃO ANGULAR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO, LIMITADO PELOS FINS DE CURSO, UTILIZANDO A ÓRTESE DINÂMICA EM NÍVEL 4 DE VELOCIDADE .....	27
FIGURA 6-13 – VARIAÇÃO ANGULAR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO, LIMITADO PELOS FINS DE CURSO, UTILIZANDO A ÓRTESE DINÂMICA EM NÍVEL 5 DE VELOCIDADE .....	27
FIGURA 6-14 – CIRCUITO DE ACIONADOR, DE CONTROLE, SELETOR E ÓRTESE DINÂMICA .....	28
FIGURA 6-15 – ESTIMULADOR ELÉTRICO DE 2 CANAIS .....	28
FIGURA 6-16 – CIRCUITO ELÉTRICO DA ADAPTAÇÃO FEITA NO ESTIMULADOR ELÉTRICO DE 2 CANAIS.....	29
FIGURA 6-17 – ESTIMULADOR ELÉTRICO ADAPTADO .....	29
FIGURA 6-18 – CIRCUITO DE CONTROLE DIGITAL .....	30
FIGURA 6-19 – MICROCONTROLADOR AT89C52 (ATMEL 1999).....	31
FIGURA 6-20 – MÓDULO DE CONTROLE DIGITAL .....	32
FIGURA 6-21 – ESTIMULADOR ELÉTRICO ADAPTADO, MÓDULO DE CONTROLE DIGITAL E MÓDULO DE CONTROLE POR COMANDO POR VOZ.....	33
FIGURA 6-22 – TESTE EM BANCADA DO ESTIMULADOR ELÉTRICO ADAPTADO E MÓDULO DE CONTROLE DIGITAL.....	33
FIGURA 6-23 – ESQUEMA ELÉTRICO DO MÓDULO DE CONTROLE FINAL.....	35
FIGURA 6-24 – MÓDULO DE CONTROLE .....	36
FIGURA 7-1 – TELA DO SOFTWARE DE CONTROLE .....	38
FIGURA 7-2 – ARQUIVO GERADO PELO SOFTWARE DE CONTROLE.....	40
FIGURA 7-3 – PROTOCOLO COMUNICAÇÃO SERIAL (IDE ET. AL., 2003) .....	42
FIGURA 7-4 – CONFIGURAÇÃO DO PIC 18F252 (MICROCHIP, 2004) .....	42

## Lista de Tabelas

TABELA 1 – VARIAÇÃO ANGULAR MÁXIMA E VELOCIDADE ANGULAR MÉDIA PARA CADA NÍVEL DE VELOCIDADE DA ÓRTESE .....	27
TABELA 2 – AMPLITUDE DOS NÍVEIS DE ESTIMULAÇÃO .....	34
TABELA 3 – PALAVRAS DE COMANDO .....	36

## **Resumo**

Indivíduos que sofreram lesão medular ou algum outro trauma que tenha prejudicado suas funções motoras, como a movimentação de braços e pernas, necessitam de ajuda constante para realizar simples tarefas cotidianas como escovar os dentes, atender ao telefone, levantar objetos, entre outras. Desta forma, os lesados medulares necessitam cada vez mais de equipamentos que os auxiliem e facilitem a realização dessas tarefas tornando-os mais independentes. O estudo e a implementação de um controle de Comando por Voz tem a função de facilitar a realização de várias tarefas por lesados medulares, uma vez que o comando pode ser utilizado para diversas funções como o acionamento de um motor, para ligar ou apagar uma lâmpada, ou até mesmo na automatização de uma residência. Já o software de controle auxilia o usuário no controle do estimulador elétrico possibilitando uma ampliação de suas aplicações como instrumento de treinamento de marcha e fortalecimento dos músculos dos membros superiores e inferiores. Nesse trabalho é proposta a implementação de um Comando por Voz utilizado para controlar o motor de uma órtese dinâmica e um estimulador elétrico de 2 canais, além de um software para controle de um estimulador elétrico de 8 canais.

Palavras chave: Comando por voz, Estimulador Elétrico, Reabilitação, Interface, Órtese Dinâmica, Lesão Medular



## **Abstract**

Individuals who suffered spinal cord or any other injury that damaged their motor functions, like upper and lower limb movement, need constant help performing simple activities of daily living, as tooth brushing, answering phone calls, grasping objects, and others. Thus, the spinal cord injured patients constantly need more equipment to help them perform these activities and make them more independent. The study and development of a Voice Control facilitates the performance of the spinal cord injured patients on many tasks, once it can be used on many applications as motor controlling, turning lights on and off, and even on home automation. The control software helps the user controlling the Electric Stimulator and makes possible more applications of it as an instrument of gait cycle training and upper and lower limb muscles strengthening. This paper proposes the implementation of a Voice Control to control an Elbow Dynamic Orthosis and a 2 channel Electric Stimulator, including a control software for an 8 channel Electric Stimulator.

Keywords: Voice control, Electric Stimulator, Rehabilitation, Interface, Elbow Dynamic Orthosis, Spinal Cord Injury.

# 1 Introdução

Indivíduos portadores de lesão medular têm suas vidas profissionais e pessoais modificadas ou interrompidas, como consequência das seqüelas ocasionadas por acidentes ou patologias. Uma das maiores dificuldades é a necessidade do auxílio de outrem na execução de atividades corriqueiras. Dessa forma as pesquisas devem ser direcionadas ao desenvolvimento de equipamentos de reabilitação que proporcionam grau de independência suficiente ao indivíduo portador de lesão. Portanto, as técnicas de reabilitação têm como objetivo possibilitar uma melhoria na vida desses indivíduos, ou seja, favorecer a saúde física, reintegrá-los a sociedade e recuperar as funções perdidas.

A lesão medular pode ocorrer em diversas alturas e formas, por diversas causas. Conforme a altura e gravidade da lesão haverá mais ou menos comprometimentos dos movimentos, sensibilidade, controle de esfíncteres, funcionamento dos órgãos, circulação sanguínea e controle de temperatura, pois, além da lesão na medula, pode ocorrer uma lesão no sistema nervoso autônomo ou alterações no mesmo, devido à lesão primária. A lesão é ocasionada pela morte dos neurônios da medula e a perda de comunicação entre os axônios oriundos do cérebro, interrompendo assim, a comunicação entre o cérebro e todas as partes do corpo que ficam abaixo da lesão (GREEVE, CASALIS e BARROS FILHO, 2001).

Buscando a recuperação parcial dos movimentos, terapias de reabilitação convencionais e não convencionais são aplicadas aos indivíduos lesados medulares.

A reabilitação física convencional visa restaurar ou manter a variação de movimento e a força muscular, por meio da movimentação passiva ou ativa e de exercícios de resistência, respectivamente, favorecendo a autonomia do paciente. Outra maneira é a realização de cirurgias e utilização de órteses estáticas ou dinâmicas (BHADRA et. al., 2001; TROMBLY, 1989). A órtese dinâmica, além de possuir a função de sustentação, como a órtese estática, também possui a função de auxiliar a realização dos movimentos.

Diferentemente da órtese, a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma terapia de reabilitação não convencional.

Em geral o controle do estimulador elétrico é realizado manualmente através de chaves (liga/desliga). Essas chaves são de fácil utilização, porém limitam a utilização do

estimulador elétrico para a realização de movimentos mais complexos e contínuos, ou seja, que envolvam um maior número de músculos.

Visando um maior controle do estimulador, para possibilitar um aumento do número de movimentos a serem realizados em uma determinada sequência, e um maior controle do tempo de estimulação, foi implementado um software de controle para um estimulador elétrico de 8 canais.

Além do software foi implementado um comando por voz para o controle de um estimulador elétrico, mas agora de 2 canais, e de uma órtese dinâmica. Por meio desse controle o paciente pode determinar qual o melhor momento para que o movimento seja realizado de forma voluntária e segura.

Este trabalho tem como objetivo a implementação de um software de controle que possibilite definir uma sequência de canais do estimulador elétrico a serem habilitados durante um determinado intervalo de tempo. Além disso, parâmetros como frequência, largura dos pulsos, largura entre pulsos e número de pulsos serão definidos pelo usuário.

Já o Comando por Voz deve possibilitar o controle do motor de uma órtese dinâmica e do estimulador elétrico de 2 canais. Para que isso seja possível também é necessária a implementação de interfaces entre o Comando por Voz, o motor e o estimulador.

A interface com o motor deve permitir que seja controlada a sua velocidade a direção de rotação e também deve permitir que o motor seja ligado ou desligado por meio do Comando por Voz.

Já a interface com o oscilador deve permitir que o mesmo seja ligado e desligado e que a amplitude dos pulsos seja alterada até um determinado nível não ultrapassando o mesmo. Assim como também deve ser determinado o nível de amplitude mais baixo e o mesmo não deve ir diretamente deste estado para o nível mais alto de amplitude.

## 2 Órtese Dinâmica

Pode-se definir órtese como um dispositivo exoesquelético que, aplicado a um ou vários segmentos do corpo, tem a finalidade – no caso de órtese estática – de proporcionar o melhor alinhamento possível, buscando sempre a posição funcional; para o caso de órtese dinâmica, pode ainda proporcionar movimento (NICOLETTI et. al., 1996).

As órteses podem ser classificadas quanto à função:

- Estáticas (ou Passivas): as funções destas são imobilizar ou limitar a atividade de uma articulação com a intenção de colocar segmentos do corpo em uma posição que limite aqueles movimentos que podem ser prejudiciais para o processo de recuperação; posicionar e manter o alinhamento correto das articulações, especialmente nos estágios agudos e em crianças em fase de crescimento; prevenir o aparecimento de deformidades que podem se desenvolver por uma variedade de fatores como, por exemplo, presença de espasticidade, posicionamento inadequado do membro superior ou inferior, lesões da pele e de tecidos mais profundos por queimaduras; manter a amplitude articular obtida através dos exercícios de alongamento; e estabilizar e/ou posicionar uma ou mais articulações, capacitando outras a funcionarem corretamente (SAURON e CASALIS, 1990).

- Dinâmicas (ou ativas): as funções destas são neutralizar a progressão de forças deformadoras devido ao desequilíbrio muscular, através de estiramento suave e constante, utilizando-se de bandas elásticas, molas, etc; possibilitar a manutenção da força da musculatura normal e estimular o fortalecimento da musculatura fraca (uma articulação imobilizada, mesmo que por um curto período, acarreta atrofia da musculatura normal, apesar da realização de exercícios isométricos); e corrigir deformidades causadas por desequilíbrio muscular, através de tração suave e constante, enquanto permite que os músculos normais mantenham-se ativos (SAURON e CASALIS, 1990).

As limitações referentes à recuperação e/ou restauração dos movimentos de indivíduos portadores de lesão medular, tem como solução o desenvolvimento científico-tecnológico e seus produtos, daí a importância da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) e das órteses híbridas, consideradas como uma terapia não convencional, que fornece meios alternativos para a reabilitação das funções motoras perdidas, consistindo desafios para a Engenharia de Reabilitação atual (POPOVIC et. al., 2001a). Portanto, é de grande importância o trabalho em equipes multidisciplinares, visando o desenvolvimento

deste sistema de forma a proporcionar independência a seu usuário.

### **3 Estimulação Elétrica Neuromuscular**

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) é uma técnica de ativação neural, objetivando a obtenção de contrações musculares, mediante a utilização de baixos níveis de corrente elétrica.

A ativação controlada das fibras nervosas que inervam grupos de músculos específicos, em uma seqüência tempo-espaial adequada, pode ser utilizada para a geração de movimentos funcionais perdidos em função de lesões no sistema nervoso central (SNC) (CASTRO, 2000). Desta forma, a EENM é utilizada para restabelecer artificialmente funções motoras, mas sem realimentação proprioceptiva. Assim, para restabelecer sensações relativas a movimentos artificiais, o sistema de EENM deve ser equipado com sensores de realimentação (CASTRO e CLIQUET, 2000).

Um ou mais pares de eletrodos superficiais em conjunto com creme ou gel condutor são utilizados para ativar os tecidos a serem excitados. A estimulação elétrica superficial consiste normalmente de um trem de pulsos monofásico ou bifásico sendo que a taxa na qual os nervos disparam depende da freqüência de repetição dos pulsos. Um pulso único produz uma contração em um pequeno tecido muscular de não mais do que 250ms. Se estes pulsos se repetirem com uma freqüência maior que esta, o músculo não possui tempo para relaxar entre os estímulos e com isso a contração é produzida.

Entretanto, existem algumas restrições fisiológicas à EENM. Doenças que afetam o neurônio motor não são geralmente tratadas com Estimulação Elétrica Neuromuscular (NOGUEIRA e LIMA, 2001). Quando o neurônio motor é afetado, logo se observa uma queda no potencial de liberação de neurotransmissor entre o nervo motor e a fibra muscular (FRAGOSO, 1997). Como esta terapia estimula o nervo motor produzindo contrações musculares, tal efeito não será satisfatório devido à falta de neurotransmissores (NOGUEIRA e LIMA, 2001).

## 4 Comando por voz

Atualmente a utilização dos sistemas descritos acima, assim como da órtese híbrida, estão restritos ao âmbito do processo de reabilitação assistida. Para tornar viável a utilização dos sistemas pelos indivíduos portadores de lesão, sem esta assistência, é necessária a existência de um controle que possibilite a interação entre o usuário e o sistema.

Os controles podem ser definidos de diferentes formas, como por exemplo, utilizando métodos de realimentação onde é explorada a movimentação de músculos ativos para controlar a órtese dinâmica e/ou o estimulador elétrico. Outro método é o controle por Comando por Voz que possibilita a utilização por pacientes que possuam alto grau de comprometimento muscular.

Impulsionada pelo desenvolvimento de tecnologias práticas e de baixo custo, a adoção de equipamentos dotados de tecnologia de reconhecimento por voz (TRV) pela indústria e consumidores tende a crescer 17% ao ano (BUSINESS COMMUNICATION COMPANY, 2003). Estudos em aplicações hospitalares mostram ganhos de 30% em produtividade com a introdução de aparelhos com TRV (MEDQUIST, 2003).

Os recentes avanços tecnológicos permitiram que os mecanismos de reconhecimento por voz se tornassem mais potentes e sensíveis, retornando valores corretos numa multiplicidade de ambientes (JAIN, ROSS, PRABHAKAR, 2004).

Reconhecimento de voz por computadores pode também aumentar o volume de dados inseridos, melhorar a precisão da fala, permitir acesso remoto a bancos de dados utilizando tecnologia sem fio e acesso facilitado a sistemas de informática para indivíduos com impossibilidade de digitação (BOYCE, 2002).

A integração contínua de tecnologias de reconhecimento por voz cria uma interface homem-máquina que tem sido aplicada em eletro-eletrônicos, aplicações de internet, telefones, automóveis, brinquedos interativos e aplicações eletrônicas, industriais, médicas e domésticas (SOULE 2000). Aplicações da TRV estão também sendo desenvolvidas para melhorar o acesso a educação superior para pessoas com deficiências (GOETTE, 2000; LEITCH & BAIN, 2000).

Para o reconhecimento por voz podemos ter basicamente dois tipos de sistemas: o dependente de texto que é baseado na pronúncia de uma frase fixa predeterminada; e o independente de texto que reconhece o locutor independente do que ele diz (LECHNER, MATTSON & ECKER, 2002).

## **5 Software de Controle**

Além do comando por voz existem várias interfaces que utilizam softwares e hardwares específicos para determinadas aplicações.

Atualmente os mais diversos equipamentos, principalmente eletrônicos possuem interfaces visuais que auxiliam o usuário no seu manuseio. Desta forma algumas tarefas que antigamente eram feitas de forma manual e muitas vezes demoradas, se tornaram práticas e são realizadas com maior rapidez.

Os equipamentos médicos necessitam de interfaces de fácil acesso e compreensão tendo em vista que esses equipamentos devem ter uma resposta rápida e de precisão.

Além da interface visual a qual o usuário interage diretamente, pode existir uma interface física utilizada para conectar a interface visual ao equipamento que será controlado. Essa interface física é a interface que realmente realiza o controle do equipamento, e a interface visual fica encarregada de indicar os parâmetros necessários para o funcionamento do equipamento.

## **6 Projeto – Comando por Voz**

Considerando a órtese dinâmica e o estimulador elétrico desenvolvidos em projetos anteriores no LABCIBER (Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação) foi implementado o comando por voz e desenvolvidas as interfaces necessárias para realizar a interligação da órtese, do estimulador e do comando por voz.

### **6.1 Implementação do Circuito de Comando por Voz**

O Circuito de Controle por Comando por Voz foi implementado a partir do kit

comercial denominado *Voice Direct™ 364*. O mesmo foi utilizado por apresentar uma grande versatilidade e não necessitar da utilização de um computador o que facilita o seu manuseio e transporte.

Além disso, o kit apresenta um baixo consumo de energia necessitando de apenas uma bateria de 5 Volts.

O *Voice Direct™ 364* contém um conversor analógico digital, um controlador analógico de sinais, alertas e reconhecimentos da voz totalmente automáticos (rede neural de reconhecimento e gerador de fala e som), saída digital analógica para a síntese da fala, EEPROM (memória apagável eletricamente) externa e uma ROM (memória) paralela, além de uma interface I/O digital (SENSORY, INC., 2000).

Este sistema realiza o reconhecimento de uma palavra dita por uma pessoa comparando-a em tempo real com padrões previamente treinados. O padrão gerado pelo *Voice Direct™ 364* está baseado na reconstrução digital do comando por voz. Cada palavra a ser reconhecida deve ser primeiramente treinada. Durante o treino, o *Voice Direct™ 364* constrói um modelo que representa o padrão de som único do locutor para cada palavra específica ou frase a ser reconhecida. Os padrões são armazenados em uma EEPROM. Durante o reconhecimento é produzido um novo modelo que é comparado aos padrões armazenados para determinar qual palavra foi dita. O *Voice Direct™ 364* executa as seguintes operações para o reconhecimento de uma palavra (SENSORY, INC., 2000):

- 1) O sinal de áudio (palavra dita) é amplificado e filtrado externamente e então provido às entradas analógicas do *Voice Direct™ 364*, que converte as formas de onda analógicas em amostras digitais;

- 2) O *Voice Direct™ 364* analisa as amostras de sinais da fala e gera um padrão de informação que representa elementos significativos da fala;

- 3) O *Voice Direct™ 364* aumenta ou diminui o ganho do amplificador externo buscando manter a qualidade do sinal;

- 4) Utilizando uma rede neural, a palavra é comparada com padrões previamente armazenados. Alguns padrões são selecionados;



5) Os padrões são processados mais adiante para determinar o único deles que apresenta a melhor semelhança com a palavra desconhecida.

6) Se o padrão mais semelhante apresenta um valor acima de um limiar pré-definido, o Voice Direct™ 364 escolhe a palavra associada com aquele padrão. Se nenhum padrão apresenta uma semelhança acima do limiar, um valor especial de "nenhuma semelhança" é escolhido.

Os passos de 1 a 3 acima são repetidos para cada palavra durante o treino. Com o intuito de melhorar a precisão, o Voice Direct™ 364 armazena a média entre dois padrões de treinamento para cada palavra. Antes de armazenar um novo padrão, este é comparado com os modelos já existentes na memória (SENSORY, INC., 2000).

O Voice Direct™ 364 possui alguns modos de operação, e dentre eles foi escolhido o “Multi-word Continuous Listening” que permite a utilização de 15 palavras de comando subdivididas em 3 grupos, ou seja, podem ser gravadas 3 palavras denominadas palavras-mestras e para cada uma dessas palavras podem ser gravadas 5 palavras denominadas palavras-escravas. Quando uma palavra-mestra é dita corretamente um LED denominado de “talkled” pisca indicando que o sistema está a espera da palavra-escrava, se esta for dita de forma correta e tiver sido previamente treinada um sinal de tensão é liberado em uma das saídas pré definidas da placa do Voice Direct™ 364.

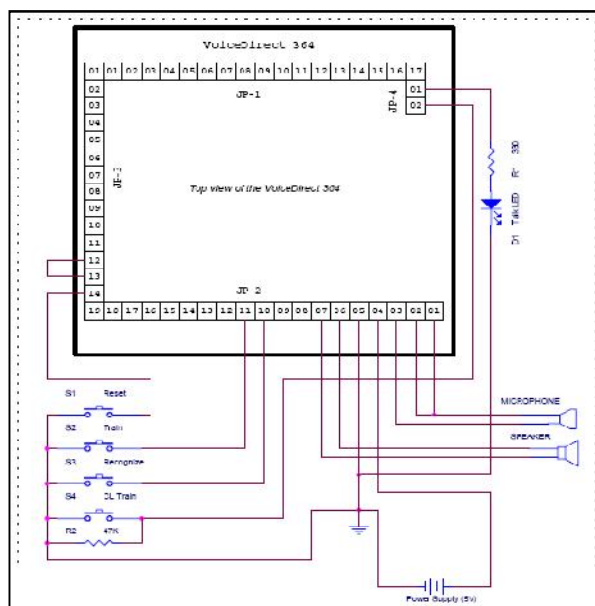


Figura 6-1 – Voice Direct™ 364, Multi-word Continuous Listening Configuration (SENSORY, INC., 2000)

Neste modo determinado temos as seguintes chaves:

1) *Reset*: utilizada para desligar e ligar novamente o circuito após um treinamento para que o mesmo se encontre no modo de espera até que uma palavra-mestra seja dita.

2) *Train*: utilizada para o treinamento das palavras-mestras.

3) *Recognize*: utilizada para deixar o circuito a espera de uma palavra-mestra.

4) *CL Train*: utilizada para o treinamento das palavras-escravas.

O *Voice Direct™ 364* não permite que uma só palavra seja apagada da memória. Quando é necessário fazer qualquer alteração das palavras que já foram treinadas é necessário que toda a memória seja apagada e treinada novamente.

Para apagar a memória é necessário pressionar as chaves *Train* e *Recognize* juntas por pelo menos um segundo.

## **6.2 Interface entre o Comando por Voz e a Órtese Dinâmica**

Para o Comando por Voz controlar a órtese foi necessário criar uma interface entre o mesmo, o Circuito Acionador responsável por ligar e desligar o motor da órtese dinâmica e o Circuito Seletor responsável por mudar a velocidade do motor.

### **6.2.1 Circuito Acionador**

O Circuito Acionador, cuja função era determinar o estado de rotação do motor da órtese, ou seja, ligar, desligar e oferecer os dois sentidos de rotação do motor, foi baseado em lógica digital, utilizando os circuitos integrados MC14011BPC, que reúne 4 portas lógicas *NAND*, e o NE556, composto por 2 temporizadores bipolares NE555.

Assim o MC14011BPC foi configurado como um multivibrador biestável capaz de assumir uma de duas condições, “ligado” ou “desligado”, em resposta a um sinal de entrada e manter esta condição até que o sinal de entrada mude (BIGNELL e DONOVAN, 1995). Já o NE556 foi configurado como uma memória temporária inversa, ou seja, como um

dispositivo de uma única entrada que produz na saída o estado oposto ao da entrada.

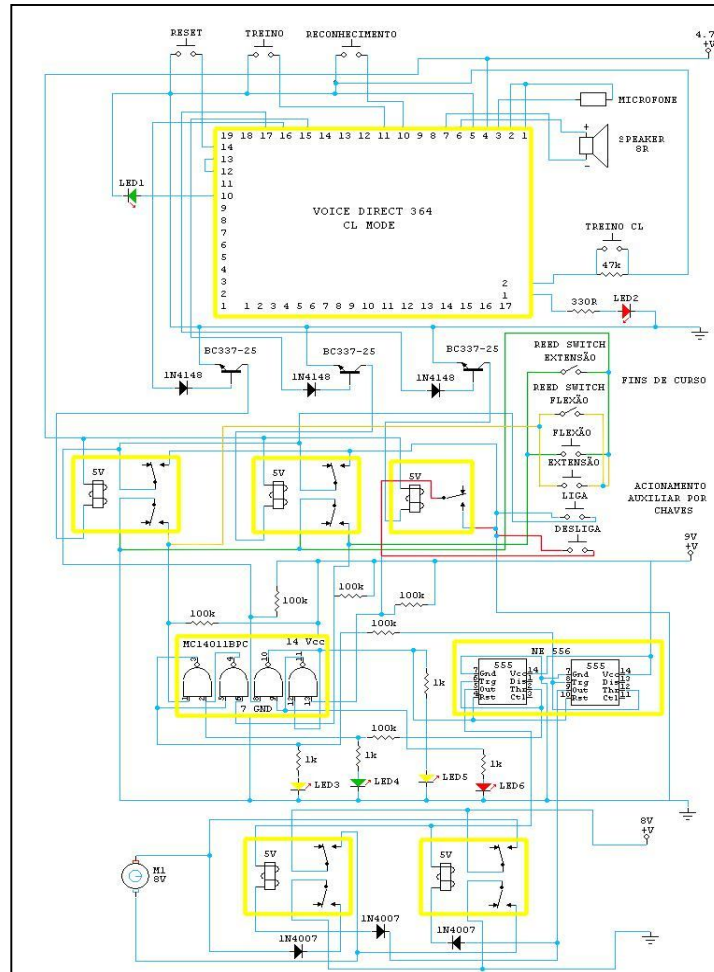
Então, para cada uma das 4 funções do motor foi designada uma chave *pushbutton* normalmente aberta. O interfaceamento do motor a ser acionado com o Circuito Acionador foi feito com 2 relés de duplo contato, cujos terminais de cada uma das bobinas foi conectado as saídas do NE556, de tal forma que quando uma das saídas apresentasse nível lógico alto, a outra apresentaria nível lógico baixo e vice-versa. A utilização de relés ocorreu devido à necessidade de maior potência para o motor com relação ao restante do circuito. Se o motor fosse conectado diretamente ao NE556, certamente a potência exigida pelo motor danificaria o restante do circuito.

Quando a chave “liga” é pressionada momentaneamente, o pino 10 do MC14011BPC assume nível lógico alto (NLA), enquanto que o pino 11 assume nível lógico baixo (NLB). Como o pino 10 está conectado aos pinos 4 e 10 do NE556, uma saída em NLA no pino 10 do MC14011BPC habilita o NE556. Quando a chave “desliga” é pressionada, o pino 10 do MC14011BPC apresenta NLB, enquanto que o pino 11 atinge NLA. O NLB no pino 10 desabilita o NE556.

As chaves denominadas “flexão” e “extensão” (nomes utilizados devido ao movimento da órtese lembrar o de um braço) são utilizadas para determinar o sentido de rotação do motor”. Se a chave “extensão” for pressionada depois da chave “liga”, o pino 3 do MC14011BPC apresenta NLA, enquanto que o pino 4 atinge NLB. Agora o motor apresenta rotação no sentido horário. Entretanto, se a chave “flexão” for acionada depois da chave “liga”, o motor apresentará rotação no sentido anti-horário.

A interface entre o Comando por Voz e o Circuito Acionador substituiu as chaves *pushbutton* permitindo que a órtese fosse controlada pela voz. Para isso foram utilizados relés de duplo contato para as chaves “flexão” e “extensão” uma vez que as mesmas deveriam ser ligadas simultaneamente com a chave “liga”, e foi utilizado um relé de contato simples para a chave “desliga”.

O Circuito de Comando por Voz juntamente com o Circuito Acionador e a interface entre os dois encontram-se representados na Figura 6-2 elaborada por meio do software Circuit Maker 2000 e colorida no software Corel Photo-Paint 10.



**Figura 6-2 – Circuito Elétrico: Comando por Voz, Circuito Acionador e Interfaceamento**

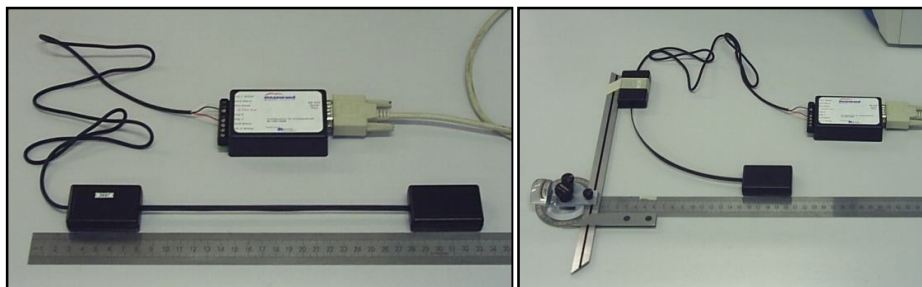
Após a realização de alguns testes foi verificado que o sinal de saída do *Voice Direct™* 364 não possuía potência suficiente para chavear os relés. Sendo assim foram utilizados transistores do tipo BJT NPN ligados na configuração emissor comum onde, neste caso, o emissor encontra-se ligado ao terra.

Com isso foi possível realizar o chaveamento dos relés. Neste ponto foi verificado que quando ocorria o chaveamento dos relés parte da corrente do sinal de saída voltava para o circuito de comando por voz podendo danificar o mesmo ou, apresentar operações indesejadas. Por isso, para realizar a proteção do circuito, foram utilizados diodos.

Para mensurar em tempo real a variação angular do Braço Telescópico que compõem a órtese foi utilizado o sensor Eletrogoniômetro com Fibra Óptica Shape Sensor

S700 Joint Angle® com interface de aquisição de dados pelo software WinDaq Lite®, e de avaliação dos dados pelo software WinDaq Waveform Browser®, com taxa de aquisição de dados igual à 120Hz. Para isto, foi necessária a calibração do sensor por meio da determinação de dois pontos angulares conhecidos, no caso 0° e 90° (Figura 6-3).

Apenas 2 pontos são necessários pois o sensor apresenta comportamento linear (Measurand Inc., 2001).

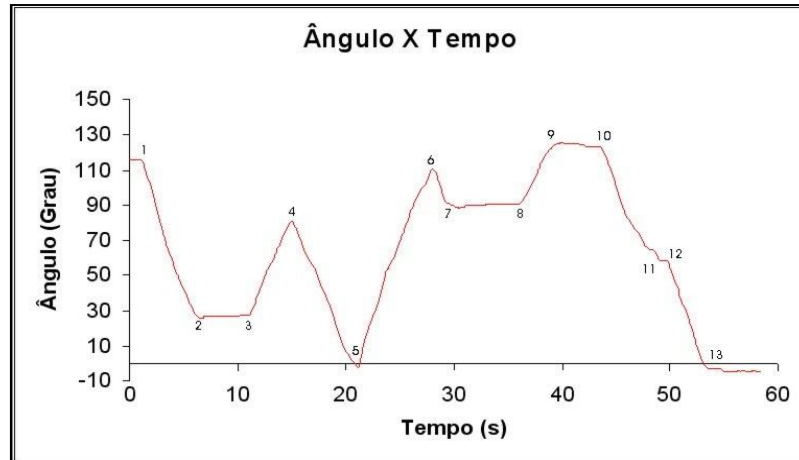


**Figura 6-3 – Calibração nos Pontos 0° e 90°**

Após a calibração do Eletrogoniômetro foi realizado o treinamento do Comando por Voz utilizando como palavra-mestra “órtese” e como palavras-escravas “extensão” e “flexão” para determinar o sentido de rotação do motor da órtese, e “para” para parar o motor.

Utilizando o comando por voz, as seguintes funções foram ordenadas: 1- “extensão”, 2- “para”, 3- “flexão”, 4- “extensão”, 5- fim de curso de extensão automático, 6- “extensão”, 7- “para”, 8- “flexão”, 9- “para”, 10- “extensão”, 11- “para”, 12- “extensão” e 13- “para”, e o comportamento da órtese pode ser verificado na Figura 6-4.

A função 5 corresponde a não utilizar o comando por voz e deixar que a órtese utilize seus fins de curso que foram projetados visando a segurança da órtese. Ele limita o movimento da órtese em 120° por meio da utilização de 2 chaves (ou sensores) reed. Uma chave limita o movimento no sentido horário e a outra limita no sentido anti-horário.



**Figura 6-4 – Variação Angular do Movimento de Flexão e Extensão da Órtese Controlada pelo Comando por Voz**

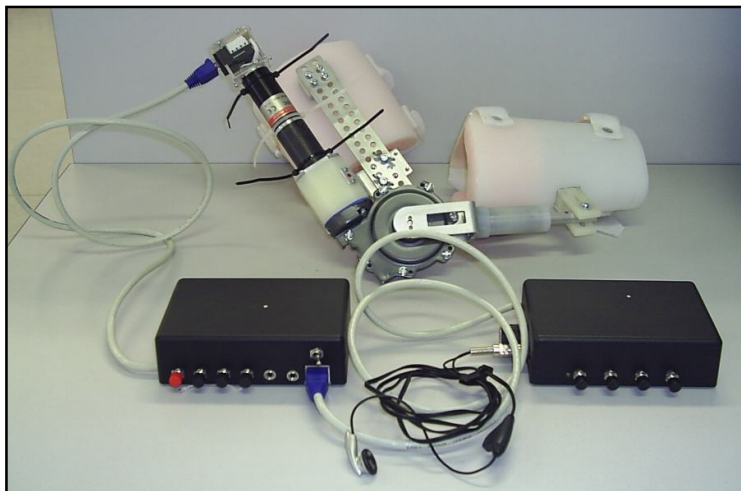
Com a utilização do Comando por Voz, a órtese respondeu de forma correta a 92 comandos dos 100 ordenados. Em nenhuma ocasião o sistema atribuiu outra função a palavra ordenada, apenas não a reconheceu.

Após a realização dos testes ocorreu à implementação do circuito de Comando por Voz em placa de circuito impresso e a instalação da placa em uma caixa apropriada formando o Módulo de Controle (Figura 6-4). Também foi substituído o auto falando e o microfone, que fazem parte do Kit *Voice Direct™ 364*, por um fone de ouvido com um microfone, apresentando um potenciômetro que permite o ajuste do volume no qual ocorrerá a confirmação sonora do reconhecimento das palavras-escrava por meio do fone de ouvido.



**Figura 6-5 – Módulo de Controle**

Na Figura 6-6 estão apresentados, a órtese dinâmica, o Circuito Acionador e o Circuito de Controle todos conectados por meio de cabos e Conectores *Keystone* RJ45.

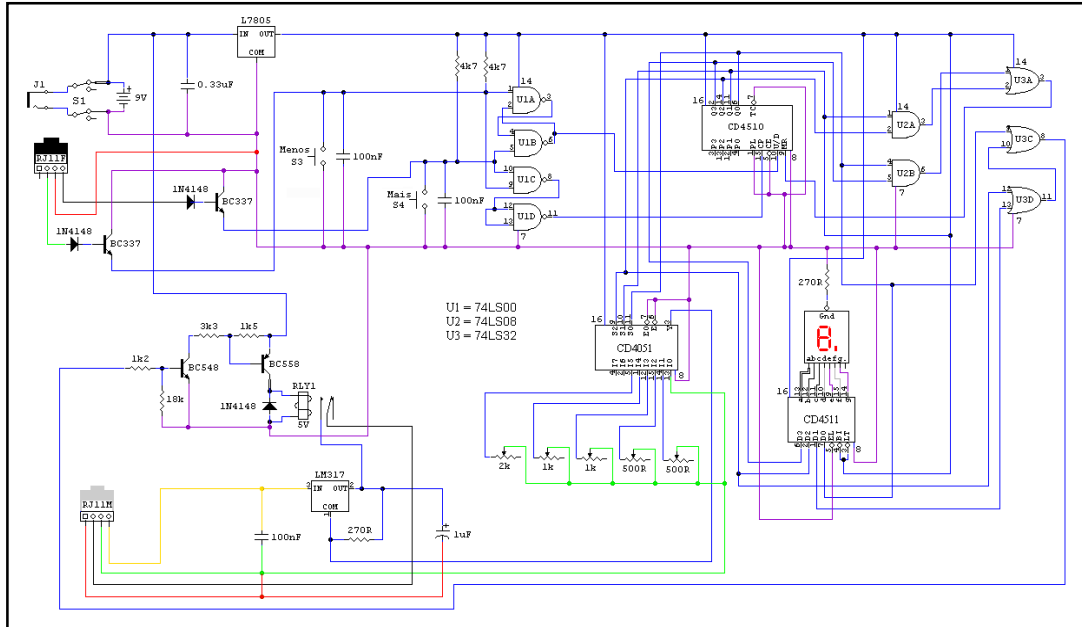


**Figura 6-6 – Circuito Acionador, de Controle e Órtese Dinâmica**

### 6.2.2 Circuito Seletor

O Circuito Seletor possui a função de controlar a velocidade da órtese dando a esta uma maior funcionalidade.

O Comando por Voz , assim como no circuito acionador, teve a função de substituir as chaves *pushbutton*. Estas, normalmente abertas, são utilizadas para aumentar ou diminuir a velocidade do motor da órtese em 5 níveis que são mostrados em um *display* de 7 segmentos. As chaves em associação com as portas *NAND* dão o pulso de *clock* no contador e já determinam a contagem crescente ou decrescente por meio do nível lógico alto ou baixo, respectivamente, no pino 10 (*up/down*) do contador. Os valores de saída do contador são passados para a entrada do demultiplexador, que para cada um dos valores, seleciona um canal de saída. Cada canal de saída do demultiplexador está conectado a um potenciômetro. Este potenciômetro determina a tensão que alimentará o motor por meio do regulador de tensão variável LM317. As portas lógicas *AND* e *OR* limitam a contagem do valor 0 ao valor 5, por meio de um pulso no pino 9 (*reset*) do contador.



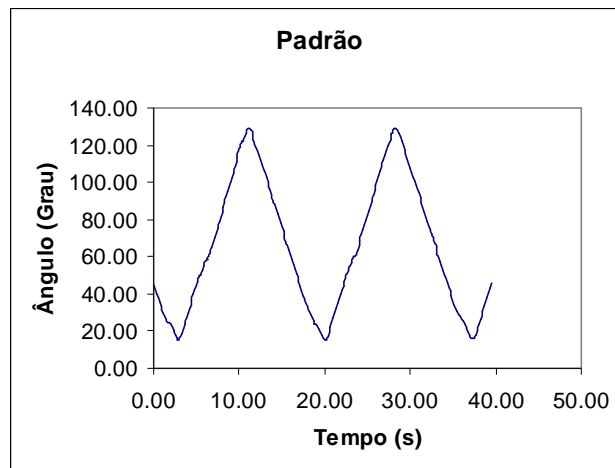
A interface entre o Comando por Voz e o Circuito Seletor foi realizada da mesma forma que com o circuito acionador. Foram utilizados transistores da família BJT NPN na configuração emissor comum com o emissor ligado ao terra com um diodo ligado na base para não ocorrer danos ao Circuito de Comando por Voz.

Nos testes com o Circuito Seletor de Velocidade foi utilizado novamente o eletrogoniômetro para verificar a variação angular da órtese e assim determinar sua velocidade.

Primeiramente foi treinada a palavra “braço” como palavra-mestra, e as palavras “mais”, “menos”, “flexão”, “estende” e “para” como palavras-escravas para que os testes pudessem ser realizados.

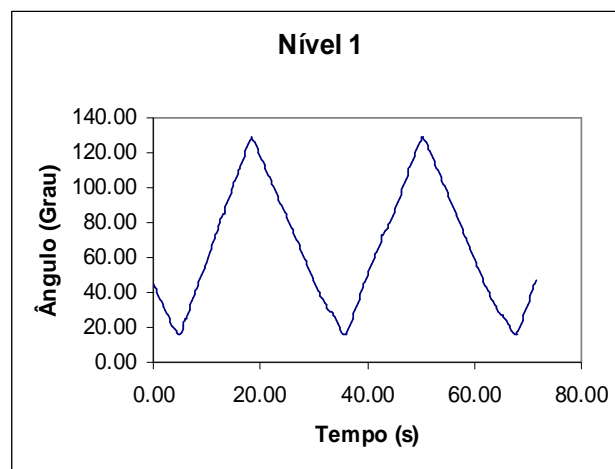
Em seguida foi medida a variação angular em tempo real (taxa de aquisição de dados igual a 120Hz) da órtese sem utilizar o Circuito Seletor (Velocidade Padrão) . De acordo com as medições realizadas com o eletrogoniômetro e apresentadas na Figura 6-8 (onde os vales correspondem à extensão total e os picos à flexão total), a órtese apresentou uma variação angular máxima de 113,4° entre as posições de extensão total e flexão total. Desta forma, a velocidade angular média para um percurso extensão total-flexão total-extensão total foi de 2,20rpm.



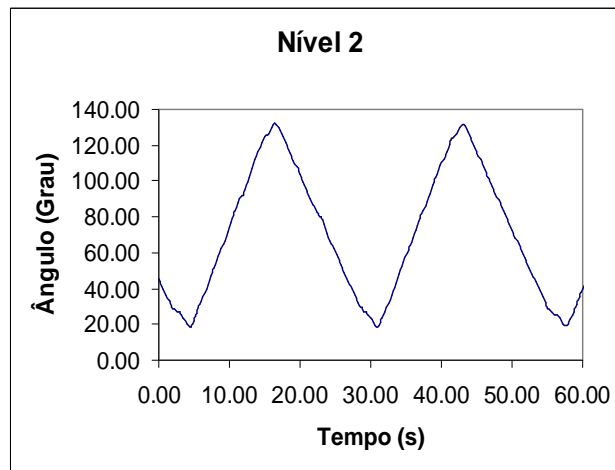


**Figura 6-8 – Variação Angular do Movimento de Flexão e Extensão, Limitado pelos Fins de Curso, em Nível de Velocidade Padrão**

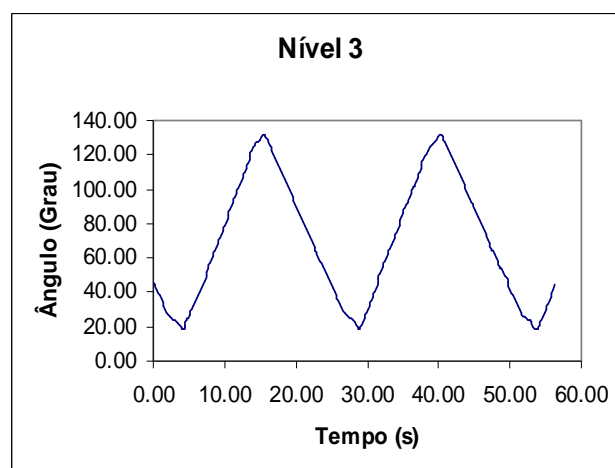
As Figuras 6-9, 6-10, 6-11, 6-12 e 6-13 mostram a variação angular em tempo real (taxa de aquisição de dados igual a 120Hz) operando a órtese em um percurso limitado pelos fins de curso, e utilizando o Módulo Seletor de Velocidade acionado pelo Comando por Voz.



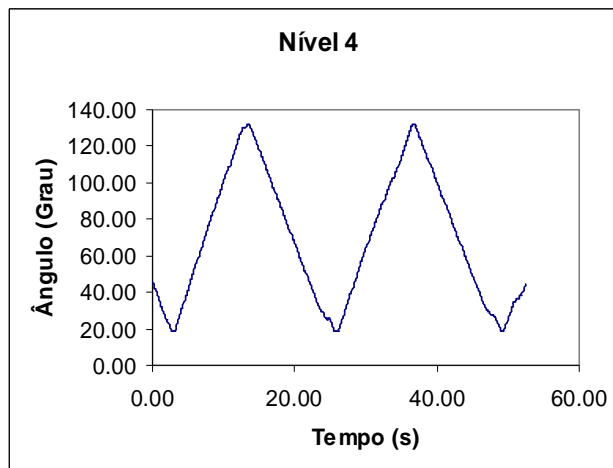
**Figura 6-9 – Variação Angular do Movimento de Flexão e Extensão, limitado pelos Fins de Curso, utilizando a Órtese Dinâmica em Nível 1 de Velocidade**



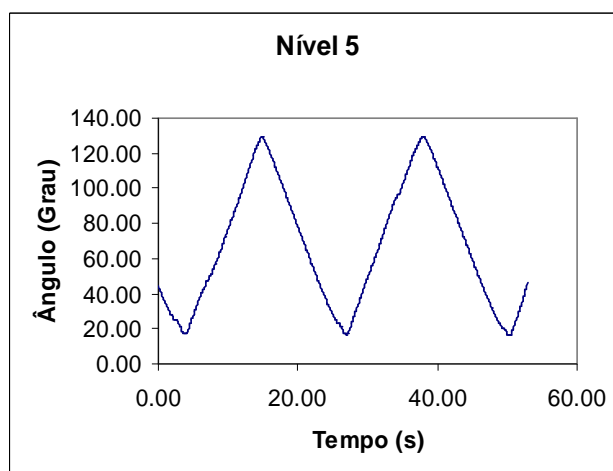
**Figura 6-10 – Variação Angular do Movimento de Flexão e Extensão, limitado pelos Fins de Curso, utilizando a Órtese Dinâmica em Nível 2 de Velocidade**



**Figura 6-11 – Variação Angular do Movimento de Flexão e Extensão, limitado pelos Fins de Curso, utilizando a Órtese Dinâmica em Nível 3 de Velocidade**



**Figura 6-12 – Variação Angular do Movimento de Flexão e Extensão, limitado pelos Fins de Curso, utilizando a Órtese Dinâmica em Nível 4 de Velocidade**



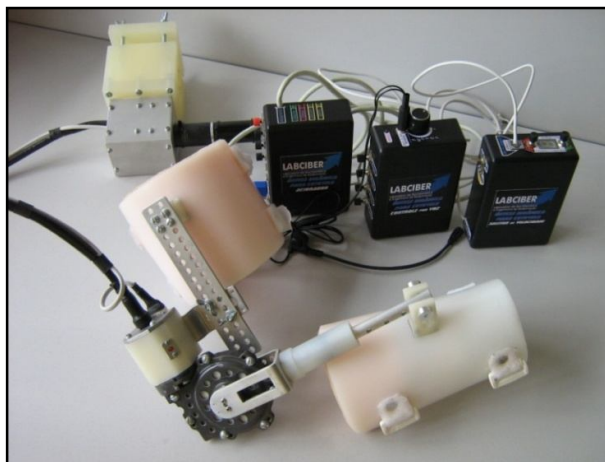
**Figura 6-13 – Variação Angular do Movimento de Flexão e Extensão, limitado pelos Fins de Curso, utilizando a Órtese Dinâmica em Nível 5 de Velocidade**

Desta forma, a variação angular máxima entre as posições de extensão total e flexão total e a velocidade angular média para um percurso extensão total-flexão total-extensão total para cada nível de velocidade estão apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1 – Variação Angular Máxima e Velocidade Angular Média para cada Nível de Velocidade da Órtese**

Nível	1	2	3	4	5
Variação Angular Máxima (Grau)	108.74	107.93	105.27	105.62	105.50
Velocidade Angular Média (rpm)	1.10	1.23	1.35	1.49	1.79

Na Figura 6-14 estão apresentados, a órtese dinâmica, o Circuito de Controle, Acionador e Seletor todos conectados por meio de cabos e Conectores *Keystone RJ45*.



**Figura 6-14 – Circuito de Acionador, de Controle, Seletor e Órtese Dinâmica**

### 6.3 Interface entre o Comando por Voz e o Estimulador Elétrico

Além de controlar o motor da órtese o comando por voz deve controlar o estimulador para que possam ser realizados os movimentos de preensão.

O estimulador elétrico de 2 canais (Figura 6-15), desenvolvido no LABCIBER em pesquisa anterior, possibilita a realização da EENM com o intuito de gerar os movimentos de preensão lateral e preensão palmar, ativando os músculos flexores dos dedos e adutor do polegar, e os músculos lumbricais e abductor do polegar, respectivamente; sendo ambas as preensões mais freqüentemente realizadas (POPOVIC, POPOVIC e KELLER, 2002) (POPOVIC et. al., 2001b). O estimulador elétrico de dois canais apresenta os seguintes parâmetros: tipo de onda-monofásica bipolar e freqüência de 25Hz (já que freqüência de ativação das unidades motoras raramente ultrapassa 30 Hz e é um fator que afeta a força total desenvolvida no músculo) (GHEZ, 1991; ROBINSON, 1995).

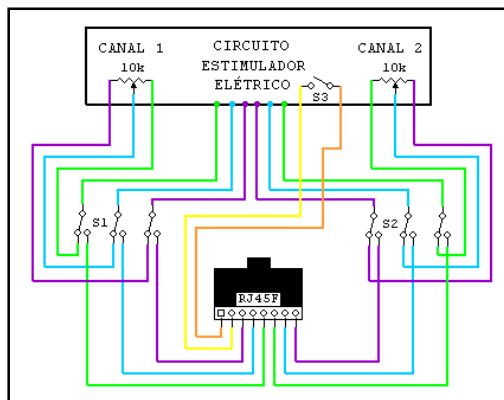


**Figura 6-15 – Estimulador Elétrico de 2 Canais**

O Módulo de Controle deve possibilitar o início e o término da estimulação assim como a alteração da amplitude de trabalho.

Tal determinação foi possível por meio da implementação de um potenciômetro digital responsável pela variação da amplitude em até 16 níveis de tensão de acordo com o comando dado pelo usuário, ajustando a força empregada durante a preensão, já que amplitudes maiores ativam um maior número de fibras musculares. O aumento do número de unidades musculares recrutadas resulta em um aumento de força desenvolvida para uma frequência de ativação fixa, no caso 25 Hz (GHEZ, 1991; ROBINSON, 1995).

Desta forma, o circuito elétrico do estimulador recebeu duas chaves seletoras de 2 posições (S1 e S2) (Figura 6-16), uma para cada canal, possibilitando a escolha do modo de controle do estimulador elétrico, dentre os modos: analógico (por meio do potenciômetro do próprio estimulador) ou digital via voz. Além disso, ocorreu a implantação de um conector RJ45 responsável pela interface entre o Estimulador Elétrico Adaptado (Figura 6-17) e o Módulo de Controle Digital.



**Figura 6-16 – Circuito Elétrico da Adaptação feita no Estimulador Elétrico de 2 Canais**



**Figura 6-17 – Estimulador Elétrico Adaptado**

O Módulo de Controle Digital corresponde a interface entre o comando por voz e o estimulador elétrico é composto por um microcontrolador AT89C52, pelo multiplexador HEF4067, dois displays de 7 segmentos, transistores e relé. Seu esquema elétrico encontrasse apresentado na Figura 6-18.

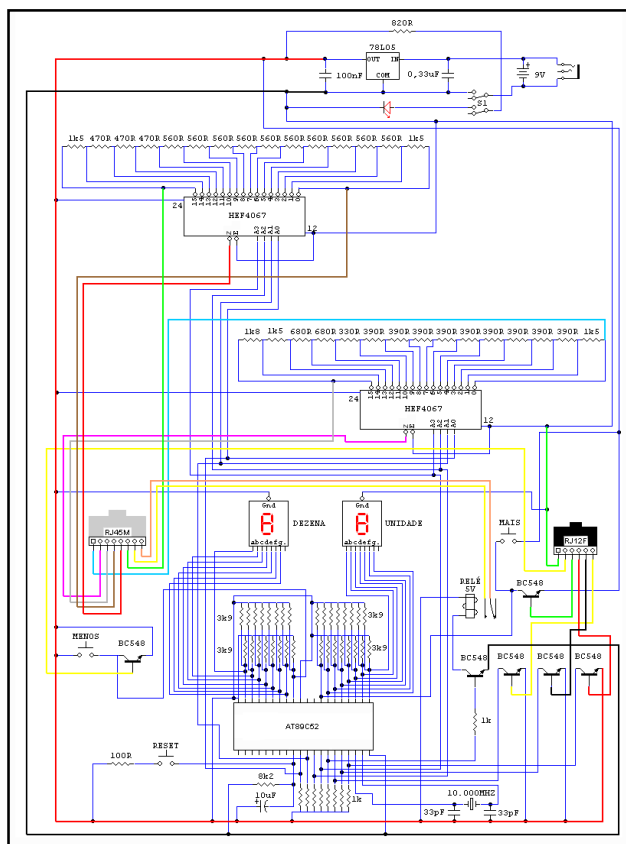
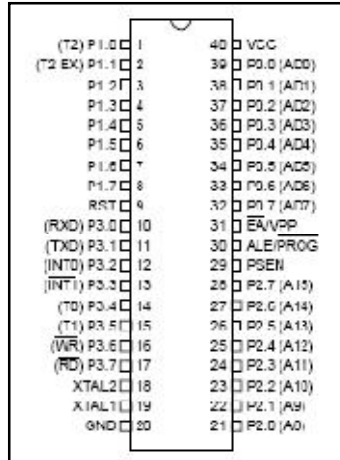


Figura 6-18 – Circuito de Controle Digital

#### 6.4 Microcontrolador AT89C52

O microcontrolador AT89C52 é fabricado pela Atmel e possui a sua configuração como ilustrado na Figura 6-19.



**Figura 6-19 – Microcontrolador AT89C52 (ATMEL 1999)**

É um microcontrolador de 8k Bytes de memória Flash reprogramável com uma durabilidade de 1000 ciclos de leitura/escrita, possui uma grande faixa de frequências de operação de 0 a 24 MHz e uma RAM interna de 256 Bytes. É um dispositivo simples e de fácil programação.

Primeiramente foi desenvolvido o programa (em anexo) em linguagem C que definiu as funções que o microcontrolador deveria executar. As funções são as seguintes: contador crescente e decrescente, e controlador de display de 7 segmentos.

As portas P0 e P2 do micro controlador foram configuradas para controlar os displays de 7 segmentos sendo que a porta P2 correspondeu a unidade e a porta P0 a dezena. Os bits P0.7 e P2.7 foram configurados para serem ativados quando em sua entrada fosse verificado nível lógico alto, que para o microcontrolador corresponde a 5V.

O bit P0.7 quando ativado decrementa de uma unidade o valor do contador, e o bit P2.7 incrementa de uma unidade o contador. Sendo que o valor do contador é mostrado em tempo real pelos displays de 7 segmentos.

Uma definição importante imposta pelo programa é que o contador não deve ultrapassar o valor 15, ou seja, se o contador já foi incrementado de 15 unidades e o *bit* P0.2 for acionado o contador é zerado. E quando o contador possui valor 0 se o *bit* P0.7 for acionado o contador deve permanecer em 0.

A porta P3 do microcontrolador foi definida para determinar o valor da entrada do

multiplexador e também para receber os sinais de comando do Módulo de Controle.

Sendo assim os *bits* P3.0, P3.1, P3.2 e P3.3 selecionam um dos 16 canais possíveis de saída do multiplexador de acordo com o valor apresentado no contador implementado. Cada canal de saída do multiplexador está conectado a 2 resistores. Os terminais desta série de 15 resistores mais o pino de entrada comum (Z) do multiplexador compõem o potenciômetro digital de 3 terminais que atua em paralelo com o potenciômetro convencional do Estimulador Elétrico Adaptado.

Já os *bits* P3.5, P3.6 e P3.7 recebem o sinal do Módulo de Controle. Estando P3.5 em nível lógico alto, o *bit* P3.4 é acionado ativando um relé que liga o estimulador. Para desligar o estimulador é necessário ativar o *bit* P3.6, deve ser levado em consideração que este procedimento não altera o valor da amplitude do estimulador, ele apenas desliga o canal utilizado.

O *bit* P3.7 quando ativado zera a amplitude do estimulador mas não desliga o mesmo.

#### 6.4.1 Circuito de Controle Digital

Na etapa seguinte ocorreu a implementação do Circuito de Controle Digital em placa de circuito impresso, e a instalação desta em caixa apropriada formando o Módulo de Controle Digital (Figura 6-20) mencionado anteriormente.



**Figura 6-20 – Módulo de Controle Digital**

A Figura 6-21 mostra o resultado do Módulo de Controle Digital juntamente com



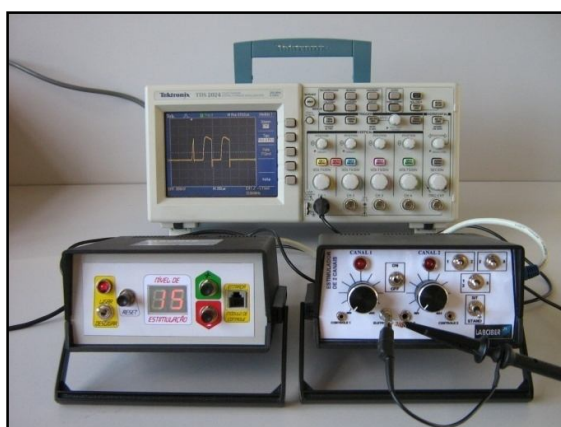
o Estimulador Elétrico Adaptado, os eletrodos e o Módulo final de Controle por Comando por Voz.



**Figura 6-21 – Estimulador Elétrico Adaptado, Módulo de Controle Digital e Módulo de Controle por Comando por Voz**

Para a realização dos testes em bancada foi gravada a palavra “mão” como palavra-mestra e foram gravadas as palavras, “pega”, “menos”, “para”, “solta” e “mais” como palavras-escravas.

Foram dados 100 comandos ao estimulador e ele respondeu corretamente a 97 comandos. O estimulador não reconheceu os 3 comandos restantes, sendo que em nenhum momento foi atribuída outra função a um dos comandos.



**Figura 6-22 – Teste em bancada do Estimulador Elétrico Adaptado e Módulo de Controle Digital.**

**Tabela 2 – Amplitude dos Níveis de Estimulação**

Nível	Amplitude(V)
0	0
1	12,0
2	14,4
3	16,8
4	18,4
5	20,0
6	20,8
7	21,6
8	26,4
9	35,2
10	42,4
11	45,0
12	49,6
13	53,6
14	58,4
15	126,0

Através dos testes realizados em bancada foi possível a verificação do correto funcionamento do Estimulador, do Módulo de Controle Digital e também do Circuito de Controle.

Com a utilização do osciloscópio é possível verificar o início e o fim da estimulação assim como a variação da amplitude de trabalho, apresentada na tabela 2, analisando se nenhum comando está sendo interpretado de maneira errônea pelos circuitos envolvidos na realização da estimulação.

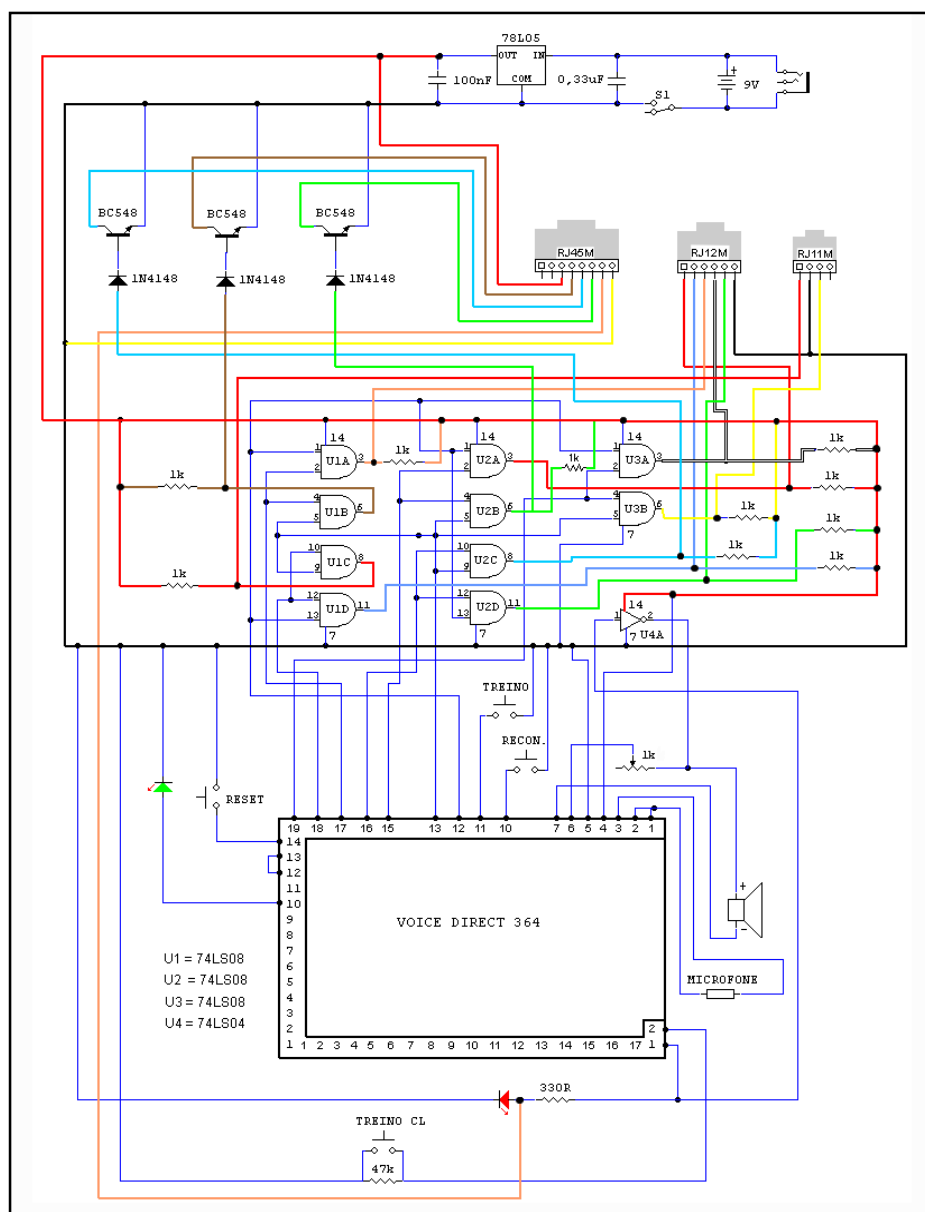
## **6.5 Módulo de Controle Final**

Para o Circuito de Comando por Voz poder controlar o motor da órtese juntamente com o estimulador elétrico foi necessário realizar algumas modificações no Módulo de controle que agora além dos transistores e diodos passou a utilizar o circuito integrado SN74LS08, que reúne 4 portas lógicas *AND*.

Essas portas foram necessárias para diferenciar o dispositivo a ser controlado já que o Comando por Voz apresenta o mesmo sinal de saída para as 5 palavras-escravas não dependendo das palavras-mestras.

O esquema elétrico do novo Módulo de Controle está apresentado na Figura 6-23. As saídas 12 e 13 do Comando por Voz são utilizadas para distinguir qual o dispositivo a ser controlado, pois a saída 12 apresenta nível lógico alto quando for dita a palavra-mestra

referente ao estimulador, enquanto que a saída 13 apresenta nível lógico baixo. Já quando a palavra-mestra referente a órtese for dita a saída 12 e 13 apresentam níveis lógicos baixo e alto respectivamente.



**Figura 6-23 – Esquema Elétrico do Módulo de Controle Final**

Utilizando as portas lógicas *AND* e fazendo uma combinação adequada entre as saídas 12, 13, 15, 16, 17, 18 e 19 do Comando por Voz podemos controlar tanto a órtese dinâmica quanto o estimulador elétrico pelo mesmo Módulo de Controle.

Definido este novo Circuito de Controle o mesmo foi colocado em uma placa de

circuito impresso e colocado em uma caixa adequada para formar o Módulo de Controle (Figura 6-24).



**Figura 6-24 – Módulo de Controle**

Deve-se levar em consideração que as palavras de controle podem ser mudadas por sinônimos como, por exemplo, trocar “extensão” por “estende”, mas não se deve trocar a ordem das palavras de comando que estão apresentadas na tabela 3 abaixo.

**Tabela 3 – Palavras de Comando**

Palavra Mestra		Palavra Escrava	
1	Mão	1.1	Pega
		1.2	Menos
		1.3	Para
		1.4	Solta
		1.5	Mais
2	Braço	2.1	Para
		2.2	Estende
		2.3	Flexão
		2.4	Mais
		2.5	Menos

As funções realizadas por cada uma das palavras descritas acima são:

- 1) Mão: determina que o dispositivo Estimulador Elétrico Adaptado será utilizado, deixando o Módulo de Controle em modo de espera pela próxima palavra referente a uma função específica do estimulador;

- 1.1) Pega: liga o Estimulador;
  - 1.2) Menos: diminui o nível de intensidade do Estimulador, por meio da diminuição da amplitude do sinal aplicado
  - 1.3) Para: desliga o canal do Estimulador e determina nível zero para a intensidade do estimulador;
  - 1.4) Solta: desliga o canal do Estimulador
  - 1.5) Mais: aumenta o nível de intensidade do Estimulador, por meio do aumento da amplitude do sinal aplicado
- 2) Braço: determina que o dispositivo Órtese Dinâmica será utilizado, deixando o Módulo de Controle em modo de espera pela próxima palavra referente a uma função específica da órtese;
- 2.1) Para: interrompe o movimento de rotação da órtese;
  - 2.2) Estende: aciona o motor da órtese no sentido horário;
  - 2.3) Flexão: aciona o motor da órtese no sentido anti-horário;
  - 2.4) Mais: aumenta o nível de velocidade do movimento de rotação da órtese;
  - 2.5) Menos: diminui o nível de velocidade do movimento de rotação da órtese;

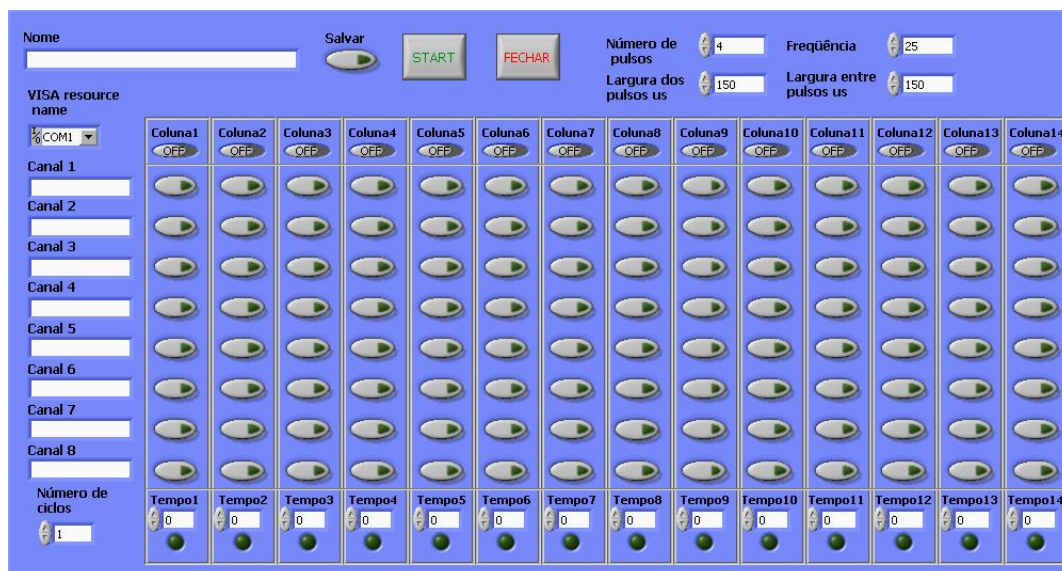
## **7 Projeto – Software de Controle**

O software de controle foi implementado visando o controle do estimulador elétrico de 8 canais existente no LABCIBER e utilizado no laboratório da Unicamp em terapias de reabilitação dos membros superiores e inferiores.

### **7.1 Software de controle – LabVIEW**

O software LabVIEW foi utilizado para implementar a interface visual onde todos os parâmetros necessários para o controle do estimulador elétrico de 8 canais são definidos e enviados para a interface de comunicação entre o computador e o estimulador.

A tela do software de controle está apresentada na Figura 7-1.



**Figura 7-1 – Tela do software de controle**

Através do software de controle definimos os seguintes parâmetros:

- Número de pulsos;
- Largura dos pulsos em micro segundos;
- Frequência do trem de pulsos;
- Largura entre os pulsos em micro segundo;
- Nome do paciente;
- Nome dos músculos que serão estimulados;
- Número de ciclos;
- Seleção do tempo de estimulação (TEST) e dos canais que serão estimulados;
- Define se os parâmetros serão salvos em um arquivo;
- Começa e finaliza a estimulação;
- Fecha a janela do software de controle;
- Define a porta que será utilizada para envio de dados para o hardware de controle.

Os dados listados acima são utilizados para gerar o sinal necessário para realizar a estimulação.

Através do software de controle primeiramente são definidos os parâmetros necessários para a comunicação serial com o hardware de controle. Logo após todos os dados são colocados em um vetor que irá compor a mensagem que será enviada para o hardware através da comunicação serial.

O vetor com a mensagem é composto por 49 dados divididos da seguinte forma:

- V[0]: Start Byte;
- V[1]: Número de pulsos (NP);
- V[2]: Largura do pulso (LP);
- V[3]: Largura entre os pulsos (LEP);
- V[4]: Número de ciclos (NC);
- V[5]: Tempo de espera entre um trem de pulsos e outro (TE);
- V[6] a V[33]: Quantidade de trens de pulsos (QP);
- V[34] a V[47]: Canais ativados;
- V[48] End Byte;

A quantidade de pulsos que compõem o trem de pulsos é definida pelo parâmetro “número de pulsos”, que pode variar de 1 a 4. A largura dos pulsos pode variar de 30 a 150 micro segundos, e a largura entre pulsos pode variar de 50 a 150 micro segundos. Já a frequência varia de 5 a 100 Hz

O tempo de estimulação dos canais habilitados em cada coluna é determinado em segundos.

Para o calculo do tempo de espera, em milissegundos, entre um trem de pulsos e outro é utilizada a Equação 7.1:

$\frac{1}{\text{TE}} \cdot 1000 = ( \quad ) \quad (7.1)$
--

A quantidade de trem pulsos para cada coluna, que contem os 8 canais do estimulador, é definida pela equação 7.2:

$$\frac{\left( \frac{\quad + \quad}{1000} \right) * \quad}{\quad} + \quad * 1000 = \quad \quad \quad (7.2)$$

Após a realização desses cálculos todos os parâmetros necessários para a geração do sinal de controle estão prontos para serem enviados. Se a opção “Salvar” estiver habilitada, antes dos dados serem enviados os mesmos serão salvos em um arquivo do tipo “.xls” que corresponde a uma planilha do Excel. Um modelo do arquivo gerado está apresentado na Figura 7-2.

José	22/5/2008 23:52								
	Tempo	muscúlo 1	muscúlo 2	muscúlo 3	muscúlo 4	muscúlo 5	muscúlo 6	muscúlo 7	muscúlo 8
Coluna 1	4	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado
Coluna 2	0	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 3	8	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado
Coluna 4	2	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 5	0	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 6	4	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 7	2	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado
Coluna 8	4	Desligado	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 9	10	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 10	5	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Ligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 11	0	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 12	0	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 13	0	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Coluna 14	0	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
Número de pulsos	4								
Largura dos pulsos (us)	150								
Frequência	25								
Largura entre pulsos (us)	150								
Número de Ciclos	5								

**Figura 7-2 – Arquivo gerado pelo Software de Controle**

Após a geração do arquivo, o vetor de parâmetros será enviado ao hardware de controle através de uma função de “loop while” que envia um dado de cada vez através da porta serial do computador.

Caso o usuário deseje interromper a estimulação antes do término dos ciclos é necessário que o botão “STOP” seja acionado forçando o encerramento da estimulação. A interrupção da estimulação também é ocasionada se o botão “FECHAR” do software de controle for acionado.

Cada coluna é independente da outra, sendo assim existe um botão para cada canal em cada uma das colunas. Para habilitar um canal é necessário que o botão (on/off)



correspondente ao canal seja definido no estado “on”.

Além de habilitar o canal é necessário que seja habilitada cada coluna que deverá ser considerada no processo de estimulação. Para habilitar a coluna a chave (on/off) localizada acima da mesma deve ser definida no estado “on”, caso a chave esteja em “off” o software enviará os parâmetros da respectiva coluna como sendo todos zero fazendo com que o hardware desconsidere a coluna.

## **7.2 Hardware de Controle entre Computador e Estimulador**

O hardware de controle é composto por um CI MAX232, um PIC 18F252 e dois CIs LM324N.

O circuito integrado MAX232 é um conversor de nível responsável por converter o padrão RS232 em sinal TTL e o sinal TTL em RS232. Com isso é possível realizar a comunicação entre o computador e o PIC.

O PIC é responsável pela geração do sinal de controle que será enviado ao estimulador após passar pelo CI LM324N que é composto por 4 amplificadores operacionais que foram utilizados como “Buffers” para aumentar a impedância de entrada do estimulador e isolar o hardware de controle do estimulador.

### **7.2.1 Comunicação RS232**

Pacotes transmitidos no padrão RS232 são de formato fixo e possuem 10 ou 11 bits. O estado de repouso de uma linha serial consiste em um valor lógico fixo ‘1’. A transmissão inicia-se quando há uma transição deste estado de repouso para um valor lógico ‘0’. Este valor é o primeiro dos bits transmitidos, e denomina-se STARTBIT.

Seguem-se então 8 bits, que constituem a parte de dados do pacote. Uma observação de grande importância é notar que os 8 bits são enviados a partir do bit menos significativo. O décimo bit enviado numa comunicação serial pode ser o bit de PARIDADE. Este bit é opcional e pode empregar paridade par ou paridade ímpar. Por fim, segue o STOPBIT, que indica o fim da transmissão, e é sempre um valor lógico ‘1’ com duração de 1, 1.5 ou 2 bits. Após o STOPBIT, a transmissão de um novo pacote pode ocorrer, ou a linha pode permanecer um tempo arbitrário em repouso.

Todos os bits do pacote, com a possível exceção do STOPBIT, possuem tempo de duração idêntico. O inverso do tempo de transmissão de um bit em segundos define a taxa de transmissão, também chamada de *baud rate*, em bits por segundo (IDE et. al., 2003).

O padrão de comunicação RS232 está apresentado na Figura 7-3. Na implementação da interface de controle o bit de paridade não foi utilizado. Sendo assim, cada pacote enviado através da porta serial é constituído de 10 bits.



Figura 7-3 – Protocolo Comunicação Serial (IDE et. al., 2003)

## 7.2.2 PIC 18F252

O microcontrolador PIC18F252 da Microhip é um dispositivo RISC de 28 pinos que opera em até 40 MHz e possui cinco canais A/D de 10 bits, duas saídas PWM, 4 Timers, e 16kbytes de memória de programa. A configuração do PIC está apresentada na Figura 7-4.

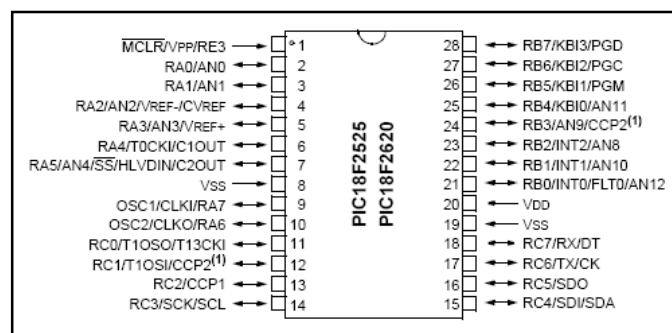


Figura 7-4 – Configuração do PIC 18F252 (MICROCHIP, 2004)

O PIC foi programado em linguagem C utilizando o compilador PCWH (Custom Computer Services, 2008).

O programa pode ser dividido em 5 partes. A primeira consiste em definir as

variáveis que serão usadas pelo programa e inicializá-las com valor zero, em seguida são definidos alguns parâmetros relacionados com o funcionamento do PIC como, por exemplo, definição das portas que serão utilizadas como entrada ou saída. Também é definido se algum timer será utilizado.

A terceira parte consiste no recebimento dos parâmetros definidos através do software de controle através da comunicação serial. Esses parâmetros são colocados em ordem como definido acima.

Em seguida é verificado se o primeiro e o último byte recebidos equivalem respectivamente aos caracteres "<" e ">" respectivamente. Essa verificação é realizada para detectar possíveis erros no recebimento dos parâmetros através da comunicação serial.

Após o recebimento de todos os parâmetros necessários o programa entra na parte final em que realmente gera o sinal de controle utilizando basicamente as funções de habilitar e desabilitar cada bit da porta B do PIC, além da função "*delay*" que define um tempo de espera, onde o PIC permanece no seu estado até que este tempo termine ou ocorra uma interrupção.

Além disso, é necessário verificar os parâmetros quantidade de ciclos, número da coluna, quantidade de trens de pulsos e quantidade de pulsos para realizar o controle do tempo de estimulação definido no software de controle. Para realizar essa verificação foi utilizada a função "*for*" que é definida através de 3 parâmetros de entrada: valor inicial da variável de controle, condição de parada e incremento ou decremento da variável de controle.

Para leitura e escrita através da comunicação serial são utilizadas as funções "*getc*" e "*putc*" respectivamente.

O programa deve executar essas funções somente quando receber um dado através da comunicação serial. Sendo assim a função "*while(!kbhit());*" foi utilizada para colocar o programa em espera até o recebimento de um dado.

Na última parte também é enviado um "*byte*" para o computador indicando a coluna que está sendo executada pelo PIC. Após o recebimento desse byte o software de controle identifica a coluna e acende o LED correspondente da mesma na tela do software.

Através dessas funções é gerado o trem de pulsos que controla o estimulador e possibilita a realização da estimulação.

## **8 Conclusão**

O projeto da interface entre o comando por voz, a órtese dinâmica e o estimulador elétrico foi desenvolvido em várias etapas onde o resultado final foi um módulo de controle que permite que o usuário interaja de uma forma prática e eficiente com a órtese dinâmica e o estimulador elétrico de 2 canais.

O software de controle possibilitou a utilização do estimulador de 8 canais no treinamento e fortalecimento muscular de uma forma mais rápida e com uma maior quantidade de movimentos utilizando apenas 1 estimulador. Além disso, tornou mais fácil o controle do tempo em que a estimulação é aplicada em um mesmo músculo.

Para a realização do projeto foi necessário o conhecimento em várias áreas que abrangem a engenharia elétrica eletrônica, como a área de sistemas digitais, de controle e bioengenharia.

Ao final de cada etapa foram realizados vários testes para determinar o grau de confiabilidade e segurança dos sistemas para que pudesse ser viabilizada a sua utilização no ambiente de reabilitação.

Os protótipos finais encontram-se em funcionamento, sendo utilizados no laboratório da Unicamp coordenado pelo professor Alberto Cliquet Júnior.

A utilização do comando por voz está sendo crescente não só no ramo da engenharia de reabilitação, mas também em várias outras áreas possibilitando que os usuários desse sistema manipulem determinados equipamentos de uma forma mais rápida e eficiente.

## 9 Anexo

### 9.1 Programa do Microcontrolador AT89C52

```
include "ioAT89s52.h"

/***** Definição das Portas *****/

#define LED1 P0      // LED correspondente a dezena
#define LED2 P2      // LED correspondente a unidade
#define UP  P2_bit.P2_7 // Crescente
#define DOWN P0_bit.P0_7 // Decrescente

int cont;           // variavel de controle

void wait_lcd()     //tempo de espera para visualização
{
    unsigned char a,b;
    for(a=0;a<5;a++)
        for(b=0;b<255;b++);
}

void wait_menu()
{
    unsigned char c;
    for(c=0;c<100;c++){
        wait_lcd();
    }
}

void up_down(){     // função que determina o
                    // valor de cada porta utilizada

    switch(cont){
        case 0:      // determina nível 0
            P0 = 63;  // apresenta 0 no display
    }
}
```

```

P2 = 63;          // apresenta 0 no display
P3_bit.P3_0 = 0;  // bit menos significativo do multiplexador
P3_bit.P3_1 = 0;
P3_bit.P3_2 = 0;
P3_bit.P3_3 = 0;  // bit mais significativo do multiplexador
wait_menu();      // tempo de espera para visualização
break;

case 1:           // determina nível 1
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 6;       // apresenta 1 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 0;
    wait_menu();
    break;

case 2:           // determina nível 2
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 91;      // apresenta 2 no display
    P3_bit.P3_0 = 0;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 0;

    wait_menu();
    break;

case 3:           // determina nível 3
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 79;      // apresenta 3 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 0;
    wait_menu();

```

```

break;

case 4:          // determina nível 4
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 102;     // apresenta 4 no display
    P3_bit.P3_0 = 0;
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 1;
    P3_bit.P3_3 = 0;
    wait_menu();
    break;

case 5:          // determina nível 5
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 109;     // apresenta 5 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 1;
    P3_bit.P3_3 = 0;
    wait_menu();
    break;

case 6:          // determina nível 6
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 125;     // apresenta 6 no display
    P3_bit.P3_0 = 0;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 1;
    P3_bit.P3_3 = 0;
    wait_menu();
    break;

case 7:          // determina nível 7
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 7;       // apresenta 7 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 1;

```



```

P3_bit.P3_2 = 1;
P3_bit.P3_3 = 0;
wait_menu();
break;

case 8:          // determina nível 8
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 127;     // apresenta 8 no display
    P3_bit.P3_0 = 0;
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 1;
    wait_menu();
    break;

case 9:          // determina nível 9
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 103;     // apresenta 9 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 1;
    wait_menu();
    break;

case 10:         // determina nível 10
    P0 = 6;       // apresenta 1 no display
    P2 = 63;      // apresenta 0 no display
    P3_bit.P3_0 = 0;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 1;
    wait_menu();
    break;

case 11:         // determina nível 11
    P0 = 6;       // apresenta 1 no display

```

```

P2 = 6;          // apresenta 1 no display
P3_bit.P3_0 = 1;
P3_bit.P3_1 = 0;
P3_bit.P3_2 = 1;
P3_bit.P3_3 = 1;
wait_menu();
break;

case 12:          // determina nível 12
P0 = 6;          // apresenta 1 no display
P2 = 91;         // apresenta 2 no display
P3_bit.P3_0 = 0;
P3_bit.P3_1 = 0;
P3_bit.P3_2 = 1;
P3_bit.P3_3 = 1;
wait_menu();
break;

case 13:          // determina nível 13
P0 = 6;          // apresenta 1 no display
P2 = 79;         // apresenta 3 no display
P3_bit.P3_0 = 1;
P3_bit.P3_1 = 0;
P3_bit.P3_2 = 1;
P3_bit.P3_3 = 1;
wait_menu();
break;

case 14:          // determina nível 14
P0 = 6;          // apresenta 1 no display
P2 = 102;        // apresenta 4 no display
P3_bit.P3_0 = 0;
P3_bit.P3_1 = 1;
P3_bit.P3_2 = 1;
P3_bit.P3_3 = 1;
wait_menu();
break;

```

```

case 15:          // determina nível 15
    P0 = 6;        // apresenta 1 no display
    P2 = 109;      // apresenta 5 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 1;
    P3_bit.P3_3 = 1;
    wait_menu();
    break;
}
}

void main(){

/***** Inicia Programa *****/
    cont = 0;      // zera variável de controle
    P2_bit.P2_7 = 0;
    P0_bit.P0_7 = 0;
    P3_bit.P3_4 = 0;
    P3_bit.P3_5 = 0;
    P3_bit.P3_6 = 0;
    up_down();

    while(1){if((P2_bit.P2_7 == 1)&&(cont<16)){// Verifica se a porta P2.7 está
                                                // em 1 e se não está no último nível
            ++cont;                          // incrementa variável de controle
            up_down();
        }
        if((P2_bit.P2_7 == 1)&&(cont == 16)){// Verifica se a porta P2.7 está
                                                // em 1 e se está no ultimo nível
            cont = 0;                        // zera variável de controle
            up_down();
        }
        if((P0_bit.P0_7 == 1)&&(cont > 0)){// Verifica se a porta P0.7 está
                                                // em 1 e se não está no nível 0

```

```

--cont;                // decrementa variável de controle
up_down();
}
if((P0_bit.P0_7 == 1)&&(cont == 0)){// Verifica se a porta P0.7 está
                                // em 1 e se está no nível 0
    cont = 0;                // zera variável de controle
    up_down();
}
if(P3_bit.P3_5 == 1){        // Verifica se a porta P3.5 está
                                // em 1, estando seta a porta P3.4
    P3_bit.P3_4 = 1;
    P3_bit.P3_5 = 0;
    P3_bit.P3_6 = 0;
}
if(P3_bit.P3_6 == 1){        // Verifica se a porta P3.6 está
                                // em 1, estando zera a porta P3.4
    P3_bit.P3_4 = 0;
    P3_bit.P3_5 = 0;
    P3_bit.P3_6 = 0;
}
if(P3_bit.P3_7 == 1){        // Verifica se a porta P3.7 está
                                // em 1, estando vai para o nível 0
    P2 = 63;                // apresenta 0 no display
    P0 = 63;                // apresenta 0 no display
    P3 = 0;
    cont = 0;                // zera variável de controle
}
}
}

```

## 9.2 Programa do PIC 18F252

```
#include "estimulador.h"
#define ALL_OUT 0

unsigned int8  numberOfPulses = 0, //numero de pulsos
              delayHigh      = 0, //largura dos pulso      [us]
              delayLow       = 0, //largura entre pulsos   [us]
              numbercycles   = 0, //numero de ciclos
              delayPulse     = 0, //lagura entre os trens de pulsos [ms]
              saidaActed     = 0x00, //saidas que devem estar em alta
              n               = 0,
              m               = 0;

unsigned int16 numbertrains = 0, //numero de trens de pulso
              l               = 0,
              k               = 0,
              i               = 0,
              j               = 0;

int8 v[49];

void main()
{
    unsigned int8 a, //numero high de 8 bits
                 b, //numero low de 8 bits
                 c, //posicao de v numero high
                 d; //posicao de v numero low

    set_tris_b(ALL_OUT);
    output_B(0x00);
    setup_adc_ports(NO_ANALOGS);
    setup_adc(ADC_OFF);
    setup_spi(FALSE);
    setup_wdt(WDT_OFF);
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL);
    setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_1); // setup interrupts
    setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);
    setup_timer_3(T3_DISABLED|T3_DIV_BY_1);

    while (1)
    {
        l      = 0,
        k      = 0,
        i      = 0,
        m      = 0,
        j      = 0;

        READ:
```

```

while(!kbhit());

for(i=0;i<47;i++)
{
    v[i] = getc();
    putc(v[i]);
}

if ((v[0]!='<') || (v[48]!='>'))
{
    goto READ;
}

numberOfPulses = v[1];
delayHigh      = v[2];
delayLow       = v[3];
numbercycles   = v[4];
delayPulse     = v[5];

//de v[6] a v[33] quantidade de trens de pulsos (28 posições)
//de v[34] a v[47] saidas ativadas (14 posições)

for(j=0;j<numbercycles;j++)    //quantidade de ciclos
{
    n=0;
    for(m=0;m<14;m++)          //número da colunas (14)
    {
        n=m+1;
        putc(n);
        c=6+2*m;
        d=7+2*m;
        a=v[c];
        b=v[d];
        numbertrains=(a*0x100)+b;
        saidaActed=v[33+m];

        for(k=0;k<numbertrains;k++)    //quantidade de trens
        {
            for(l=0;l<numberOfPulses;l++) //quantidade de pulsos
            {
                if (kbhit())
                {
                    getc();
                    goto READ;
                }
                output_B(saidaActed);
                delay_us(delayHigh);
                output_B(0x00);
                delay_us(delayLow);
            }
        }
    }
}

```

```
        delay_ms(delayPulse);  
    }  
    }  
    }  
    n = n+1;  
    putc(n);  
}  
}
```

## 10 Referências

ATMEL CORPORATION. **8-bit microcontroller with 8K bytes flash AT89C52**, 1999.

BHADRA, N.; KILGORE, K. L. & PECKHAM, P. H. – **Implanted Stimulators for Restoration of Function in Spinal Cord Injury**. Medical Engineering & Physics, Dallas, v. 23, jan. 2001. Disponível em: <<http://www.spinalinjuryhelp.com/additionalarticles.htm>>. Acesso em: 15 ago. 2005.

BIGNELL, J. W.; DONOVAN, R. L. – **Eletrônica Digital-Lógica Combinacional**, v. 1. 5ª Edição. São Paulo: Editora Makron Books, 1995.

BOYCE, C. – **Speech Recognition Market Grows**. Research & Development, v. 44, p.17, 2002.

Business Communication Company Inc. RG-268 – **Voice Recognition: Technologies, Markets and Opportunities**. Disponível em <http://www.bccresearch.com>. Acesso em 3 de março de 2003

CASTRO, M. C. F. - **Desenvolvimento e Aplicação de um Sistema para Reabilitação Sensoriomotora de Membros Superiores Paralisados**. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas 2000.

CASTRO, M. C. F.; CLIQUET Jr., A. – **Artificial Sensorimotor Integration in Spinal Cord Injured Subjects Through Neuromuscular and Electro Tactile Stimulation**. Artificial Organs, Blackwell Science, v. 24, n. 9, p. 710-717, 2000.

Custom Computer Services Inc. – **PCWH IDE Compiler for 12-bit, 14-bit, and PIC18 MCU parts**. Disponível em [http://www.ccsinfo.com/product\\_info.php?products\\_id=PCWH\\_full](http://www.ccsinfo.com/product_info.php?products_id=PCWH_full). Acesso em 8 de julho de 2008

GHEZ, C. – **Voluntary Movement**, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – Principles of Neural Science, 3 ed., p. 609-625, Elsevier, New York, 1991.



GOETTE, T. – **Keys to the Adoption and Use of Voice Recognition Technology in Organizations**. Library Computing, v. 13, p. 67-80, 2000

GREEVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROS FILHO, T. E. P. – **Diagnóstico e Tratamento da Lesão da Medula Espinhal**. São Paulo: Roca, 2001.

IDE, A.N. et. al. **Tutorial e Diretivas para Captura de Projeto, Validação e Prototipação de Módulos de Hardware Descritos em SystemC 1.0.0 v**, Novembro 2003

JAIN, A.K.; ROSS, A.; PRABHAKAR, S. **An Introduction to Biometric Recognition**. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, vol 14, No. 1, January 2004.

LECHNER, A.; MATTSON, P.; ECKER, K. **Voice Recognition: Software Solutions in Real-time ATC Workstations**. IEEE AESS Systems Magazine, November 2002.

LEITCH, D., Bain, K. – **Improving Access for Persons with Disabilities in Higher Education Using Speech Recognition Technology**. AVIOS Proceedings of The Speech Technology & Application Expo, p. 83-86, 2000

MEDQUIST, Disponível em <http://www.rsleads.com/301ht-19>, 2003.

MICROCHIP TECHNOLOGY INC **PIC18F2525/2620/4525/4620 Data Sheet 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers with 10-Bit A/D and nanoWatt Technology**, 2004.

NICOLETTI, S.; LEITE, V. M.; ALBERTONI, W.; FALOPPA, F.; HELFENSTEIN, M.; FELDMAN, D.; SILVA, E. F. O.; YAMAMURA, Y.; FARAH, E. E. – **Leitura Técnica Continuada de L.E.R.. L.E.R/D.O.R.T**, São Paulo, fasc. 5, 1996. Disponível em: <[http://www.bristol.com.br/saude/ler\\_dort/fasc5/ler5-35.htm](http://www.bristol.com.br/saude/ler_dort/fasc5/ler5-35.htm)>. Acesso em: 15 ago. 2005.

POPOVIC, M. R.; CURT, A.; KELLER, T.; DIETZ, V. – **Functional Electrical Stimulation for Grasping and Walking: Indications and Limitations**. Spinal Cord, v. 39, n. 8, p. 403-412, aug. 2001a.

POPOVIC, M. R.; KELLER, T.; PAPPAS, I. P. I.; DIETZ, V.; MORARI, M. – **Surface-Stimulation Technology for Grasping and Walking Neuroprostheses**. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, v. 20, p. 82-93, 2001b.

POPOVIC, M. R.; POPOVIC, D. B.; KELLER, T. – **Neuroprostheses for Grasping**. Neurological Research, jul. 2002.

ROBINSON, A. J. – **Physiology of Muscle and Nerve**, In: ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. – Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiological Testing, 2 ed., p. 81-119, Baltimore: Williams & Wilkins, 1995.

SAURON, F. N.; CASALIS, M. E. P. - Órteses In: Casalis, M. E. P. **Reabilitação/Espasticidade**. São Paulo: Livraria Atheneu Editora, 1990.

SENSORY, INC. – **Voice Direct™ 364 Speech Recognition Kit**: manual. Sunnyvale, CA (USA), 2000.

Shape Sensor S700 Joint Angle – **Measurand Inc.**: manual. Fredericton (Canada), 2001. Disponível em: <<http://www.measurand.com/manuals/S700.pdf>>. Acesso em: 24 ago. 2005.

Soule, E., - **Selecting the Best Embedded Speech Recognition Solution**. Speech TEK Proceedings, p. 239-248, 2000.

TROMBLY, C. A. – **Terapia Ocupacional para a Disfunção Física**, São Paulo: Editora Santos, 1989.

## 11 Apêndice

O artigo abaixo foi publicado na revista *Artificial Organs* e apresentado no 9th VIENNA INTERNATIONAL WORKSHOP ON FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION

A Hybrid System for Upper Limb Movement Restoration in Quadriplegics.

\*Renato Varoto, \*Elisa Signoreto Barbarini and \*†Alberto Cliquet Jr.

*\*Biocybernetics & Rehabilitation Engineering Laboratory (LABCIBER), Electrical Engineering Department, University of São Paulo (USP), São Carlos, SP, Brazil and †Orthopedics Department, Faculty of Medical Sciences, State University of Campinas (UNICAMP), Campinas, SP, Brazil.*

Address for correspondence and reprint requests to Dr. Alberto Cliquet Jr., Universidade de São Paulo (USP), Escola de Engenharia de São Carlos, Departamento de Engenharia Elétrica, Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER), Avenida Trabalhador São-carlense 400, Centro, CEP: 13566-590, São Carlos, SP, Brasil; email: cliquet@sel.eesc.usp.br; rvaroto@yahoo.com.br

**Abstract:** Generally, quadriplegic individuals present difficulties to perform object manipulation. Towards satisfactory manipulation, reach and grasp movements must be performed with voluntary control, and for that, grasp force feedback is essential. A Hybrid System aiming at partial upper limb sensorymotor restoration for quadriplegics was built. Such device is composed of an Elbow Dynamic Orthosis that provides elbow flexion/extension (range was approximately from  $20^{\circ}$  to  $120^{\circ}$  and average angular speed was approximately  $15^{\circ}/s$ ) with forearm support, a Wrist Static Orthosis and Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) for grasping generation; a Glove with Force Sensors allows grasping force feedback. The Glove presents 2 user interface modes: visual by lighting emitter diodes (LEDs) or audio emitted by buzzer. Voice control of the entire system (Elbow Dynamic Orthosis and electrical stimulator) is performed by the patient himself. The movements provided by the Hybrid System combined with scapular and shoulder movements performed by patient himself can aid

quadriplegic individuals in tasks that involve reach and grasp movements. **Key words:** electric stimulation, orthotic devices, spinal cord injuries, upper extremity, voice control.

## INTRODUCTION

Individuals having upper limb motor dysfunctions, in special quadriplegics, present difficulties to perform movements. These dysfunctions become difficult the reach, grasp and release movements, what is essential for the Activities of Daily Life (ADLs). These impairments can be dealt with the use of Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES), which consists of the artificial activation of the skeletal muscle that generates muscular contraction (1). However, some physiologic restrictions exist in relation to NMES, as the presence of denervated skeletal muscles that restrict the movement restoration with NMES (2). The European Project RISE has been trying to revert human muscle degeneration (lower motoneuron lesion) with rather relevant results. There is a belief of the effectiveness of NMES training for the recovery of irreversibly spinal-motoneuron-denervated human muscles (3). However, up to now, there is no clinical protocol for the use of NMES to restore movements with the presence of denervated muscle, in particular for the upper limbs (2).

Thus, for these cases other techniques can be used. In this attempt, the use of orthoses is indicated. In relation to movements, the orthoses can be classified as statics, which provide appropriate positioning of the limb; and as dynamics, where mobile parts are used to restore movements (4). When orthoses are combined with NMES, they can be called hybrid systems (5).

In the last years, the functional movement restoration of quadriplegics' upper limbs has been investigated by several authors (e.g. ARMin from Nef et. al, Instrumented Glove from Castro and Cliquet).

ARMin is a robot for arm therapy applicable to the training of ADLs in clinics. In the ADL training mode the patient can train activities like eating or grasping (6).

Towards force information feedback during the grasp movement, the Instrumented Glove with force sensors was developed for grasp control during NMES (1).

This work presents a prototype of a Hybrid System triggered by voice command that provides elbow extension and flexion, with forearm support; the grasp movements generated by NMES and grasping force feedback. Coupled to the wheelchair and the patient's right upper limb, this system can help cervical lesion individuals, who perform shoulder and scapular movements, in ADLs that involve the action of bringing something (e.g. a glass) next to the body.

## **MATERIALS AND METHODS**

The Hybrid System is composed of an Elbow Dynamic Orthosis, a Wrist Static Orthosis and NMES; and a Glove with Force Sensors. The dynamic orthosis provides elbow flexion/extension with forearm support, while grasping is generated by NMES. The Glove with Force Sensors allows grasping force feedback. This system, along with the user, forms a closed-loop system (Fig. 1A).

### **Devices used for the validation**

Some additional devices were used for the validation of the system. For real-time angular variation measurement, the Fiber Optics S700 Joint Angle Shape Sensor® (Measurand Inc., Canada) (sample rate of 120 Hz) was used. For real-time force values measurement, the FlexiForce's Economical Load & it Forces (ELF) System® (Tekscan Inc., USA) was used. For 3D motion analyze, three Motion Captures Unit (MCU) of the Qualisys Motion Capture System® (Qualisys Inc., Swedish) was used.

### **Elbow Dynamic Orthosis**

According to the function of the orthotic device, the transmission method used for the movement between actuator and limb was a crossed axes gearbox with transmission by cylindrical endless screw and cogwheel. This association only allows transmission of rotation from the endless screw to the cogwheel, which yields forearm positioning and maintains position, without the need for continuous actuator functioning (7).

Towards dimensioning the actuator, knowledge about anthropometrical measurements was made necessary, such as average values of mass and center of mass for the forearm-hand segment, which equal 2 kg and 0.15 m respectively, from the lateral epycoldile on the elbow joint (8).

Thus, it was possible to determine a value for minimal moment (Eq. 1) that should be provided by the mechanism (9). This value is equal to 3 N.m.

$$\vec{T} = (m * \vec{g}) \times \vec{d} \quad (1)$$

Where:  $\vec{T}$  = Moment [N.m];  $m$  = Mass [kg];  $\vec{g}$  = Acceleration of Gravity [m/s<sup>2</sup>];  $\vec{d}$  = Distance [m].

The orthosis' components are shown in Figure 1B, and the electrical circuit of the orthosis comprises 3 modules, called: (i) Switching, (ii) Control and (iii) Speed Selection Modules (6 speed levels) and the Range Limit Circuit (range of 120°). The Control Module is responsible for voice pattern recognition of the user, whereby a function can be called using a keyword. In this way, 6 words were recorded to control the orthosis: master word – orthosis; slave words – flexion, extension, stop, more and less (to increase or decrease the speed, respectively). This module uses the commercial available system called Voice Direct 364 (Sensory Inc., USA) that employs a neural network (perceptron) to recognize trained words or phrases with greater than 99% accuracy (10).

The pilot test was performed with five quadriplegic subjects that used the orthosis operating in maximum speed (level 6). Table 1 presents the subjects' data. The goals were to measure the rotation speed and real-time angular variation of the Telescopic Arm (and subject's forearm) (Fig. 1C). All 5 patients perform voluntary movements of shoulder and scapula, requisite for the use of the Hybrid System. Only the patient B performs grasp with the right hand. The study was approved by the local ethical committee.

For the subject A, the course and speed of the right upper limb using the orthosis in a workspace (on the anatomical Transverse Plane) were determined. The test was based on the reach movement of an object on a table fixed on the wheelchair (Fig. 1D).

### **Glove with Force Sensors**

The Glove with Force Sensors for sensory feedback during palmar or lateral grasp has 2 user interface modes: visual or audio, which may be selected by a switch. In the visual mode, the glove indicates the intensity of the force applied by the fingers through 10 LEDs. The larger the force, more LEDs are lit; in the audio mode, the larger the force, the higher it is the audio frequency emitted by the buzzer.

The used force transducer was the Force Sensing Resistor (FSR®) (Interlink Electronics Inc., USA). Five sensors were used, fixed on a cloth glove at the middle and distal phalanges of the

index and middle fingers, and the distal phalange of the thumb.

The bench tests' goal was to verify the functionality of the glove in both interface modes. The next test was based on the manipulation of 3 cylindrical objects with mass values equal to 0.055, 0.280 and 2.400 kg. This test's goal was to visually demonstrate the actual system working with the patient B grasping an object (Fig. 1E).

### **Neuromuscular Electrical Stimulation**

The voice command control was coupled to a conventional 2 channels electrical stimulator developed and used in previous work (7). This electrical stimulator presents the following parameters: bipolar monophasic square wave, signal frequency of 25 Hz and adjustable amplitude from 0 V to 150 V (1k $\Omega$  load). Thus, NMES was used to perform grasp. Surface electrodes were positioned over the finger flexor and the thumb adductor muscles for lateral grasp, and over the lumbricalis and thumb abductor muscles for palmar grasp. The Wrist static Orthosis (7) was used towards maintaining the wrist in the functional position (30° of flexion) during NMES.

The Digital Control Module developed allows the complete control of electrical stimulator through voice, and it offers 15 levels of stimulation intensity. In this case, the master word is "stimulator" and the slave words are "start", "stop", "more" and "less", to increase and to decrease the stimulation intensity.

## **RESULTS**

The mechanical structure, the Switching Module, the Control Module, the Speed Selection Module, the microphone and the earphone made up the final configuration of the Elbow Dynamic Orthosis (Fig. 1A). The orthosis is adjustable to patients with heights ranging from 1.5 to 2.0 m.

With quadriplegic subjects, the angular average speed and angular variation for the forearm in relation to the arm, for one total extension-flexion-extension cycle, using the orthosis (limited range by the reed switches responsible for the direction inversions) can be seen in Table 2. Figure 2A shows the results for real-time angular and speed measurements of the forearm in relation to the arm of a quadriplegic patient. Figure 2B shows for subject A the wrist course of 200 mm, in relation to the sternum, on the "y" and "x" axes (Transverse Plane); maximum speed during the reach movement was 130 mm/s along the forward movement direction ("y" axis).

The bench tests for the Glove (Fig. 1A) do show relations between applied forces and lit

LEDs for visual mode, and emitted sound frequencies for audio mode (Fig. 2C). Figure 2D shows relations between lit LEDs and objects, demonstrating the actual system working.

The conventional 2 channels electrical stimulator and the Digital Control Module constitute the Portable NMES System (Fig. 1A). The Portable NMES System presented the same parameters in regard to wave type and frequency of the NMES signal; amplitude being adjustable through levels determined by voice.

## DISCUSSION

On the tests with quadriplegic subjects, the Elbow Dynamic Orthosis performed movements effectively regarding electrical circuit and mechanical structure. The values of angular variation obtained during elbow flexion/extension movements match the positions of the range limit switches ( $120^{\circ}$  between reed switches). The variation of average angular speed for each volunteer is due to the load being moved and maintained by the orthosis, in this case the volunteers' forearm. The efficiency of the arm coordination is measured by the speed of the hand during reaching or pointing movements (11). Thus, the average angular speed of forearm is related with the speed of the hand during the reach movement, and it can influence in the accuracy of the hand position in workspace at the moment of grasp because the movement (extension or flexion) is interrupted by patient himself.

In quadriplegic patients, the strategies for compensation of the insufficient elbow extension involve shoulder and scapular movements, in order to bring some object closer to the body. But these strategies are individual (12). These strategies combined with the flexion/extension movements with a range of up to  $110^{\circ}$  provided by the orthosis can aid the patients during reach movements, like bringing an object next to the body.

In relation to voice command, the orthosis responded correctly to 92% of the given commands. Besides, the spinal cord injured subjects presented no discomfort with the use of the orthosis.

The functionality of the Glove with Force Sensors was verified. For the objects manipulated, more LEDs were lit during the manipulation of an object that presented the largest value of mass, in other words, the object which demanded the largest value of force applied by the fingers to maintain the elevation.

In relation to other existing systems, this Hybrid System is simple and it can be used in daily life and not only for the clinical therapy. It presents modular features and offers flexibility according to the patients' impairments. However, voluntary movements of shoulder and scapula are a requirement.



This Hybrid System is unique for comprising NMES, orthosis, grasp force feedback and voice control, and for presenting modular features, allowing the addition of devices, such as extra channels for stimulation.

## CONCLUSIONS

This work shows the feasibility of the prototype of a Hybrid System for reach and grasp movements restoration with force feedback for quadriplegics that present voluntary movements of shoulder and scapula. Such orthosis represents an alternative device for partial upper limb sensorymotor restoration in quadriplegics.

## ACKNOWLEDGMENTS

We thank the support by grants from the State of São Paulo Foundation for Research (FAPESP).

## REFERENCES

1. Castro MCF, Cliquet Jr. A. An artificial grasping evaluation system for the paralysed hand. Med Biol Eng Comput 2000;38:275-280.
2. Salmons S, Ashley Z, Sutherland H, Russold MF, Li F, Jarvis JC. Functional electrical stimulation of denervated muscles: basic issues. Artif Organs 2005;29:199-202.
3. Kern H, Rossini K, Carraro U, Mayr W, Vogelaier M, Hoellwarth U, Hofer C. Muscle biopsies show that FES of denervated muscles reverses human muscle degeneration from permanent spinal motoneuron lesion. J Rehabil Res Dev 2005;42:43-54.
4. Rahman T, Sample W, Seliktar R, Alexander M, Scavina M. A body-powered functional upper limb orthosis. J Rehabil Res Dev 2000;37:675-680.
5. Jaeger RJ. Stimulating Steps. TeamRehab Report 1994;19-23.
6. Nef T, Mihelj M, Colombo G, Riener R, editors. ARMin – Robot for rehabilitation of the upper

extremities. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation; 2006 May; Florida, USA. 2006;3152-3157.

7. Lima GF, Varoto R, Paolillo AR, Paolillo FR, Cliquet Jr. A. Restauração artificial do movimento de membros superiores de tetraplégicos: um sistema homem-máquina. Proceedings of the III Congresso Latino-Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais; 2004 Jul 27-30; Campinas, Brasil. 2004;150-150.

8. Grimm MJ. Analysis of Muscle and Joint Loads. [On-line]. Musculoskeletal Biomechanics. Wayne State University, Detroit, 2000. Available from the: <http://ttb.eng.wayne.edu/>

9. Tipler PA, eds. Física Para Cientistas e Engenheiros. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

10. Voice Direct 364. Sensory Inc.: data book. California (USA), 2000.

11. Laffont I, Briand E, Dizien O, Combeaud M, Bussel B, Revol M, Roby-Brami A. Kinematics of prehension and pointing movements in C6 quadriplegic patients. Spinal Cord 2000;38:354-362.

12. Hoffmann G, Laffont I, Hanneton S, Roby-Brami A. How to extend the elbow with a weak or paralyzed triceps: control of arm kinematics for aiming in C6-C7 quadriplegic patients. Neuroscience 2006;139:749-765.

**TABLE 1.** *Subjects' data*

Quadriplegic Subject	A	B	C	D	E	Mean	SD
Age (year)	36	40	33	42	29	36	4.7
Body Mass (kg)	60	45	58	64	71	59.6	8.6
Height (m)	1.71	1.60	1.75	1.82	1.77	1.73	0.07
Lesion	C5	C8	C6	C5	C6	-	-

**TABLE 2.** *Results with quadriplegic subjects*

Quadriplegic Subject	A	B	C	D	E
Average Angular Speed (°/s)	13.88±0.73	14.53±0.73	14.34±0.48	10.54±0.88	14.02±0.76
Angular Variation (°)	106.09±1.35	100.29±0.45	103.28±2.44	81.44±11.99	104.56±2.68

Values are presented as mean  $\pm$  SD.

**FIG. 1.** (A) Closed-loop system. (B) Design of Elbow Dynamic Orthosis. (C) Patient with Elbow Dynamic Orthosis and Fiber Optics S700 Joint Angle Shape Sensor®. (D) Patient with Elbow Dynamic Orthosis, table coupled on the wheelchair, coordinate system and reflex markers: initial and final points of the reach movement. (E) Subject B with the Glove with Force Sensors using palmar grasp for manipulate an object.

**FIG. 2.** (A) Typical results for real-time angular and speed measurements of the forearm in relation to the arm of a quadriplegic patient (5 patients). (B) Course and speed of the right upper limb using the orthosis in a workspace during the reach movement. (C) Typical result of visual and audio interface modes for a phalange (5 phalanges analyzed). (D) Demonstration of the actual Glove with Force Sensors working for each manipulated object.

Figure 1.

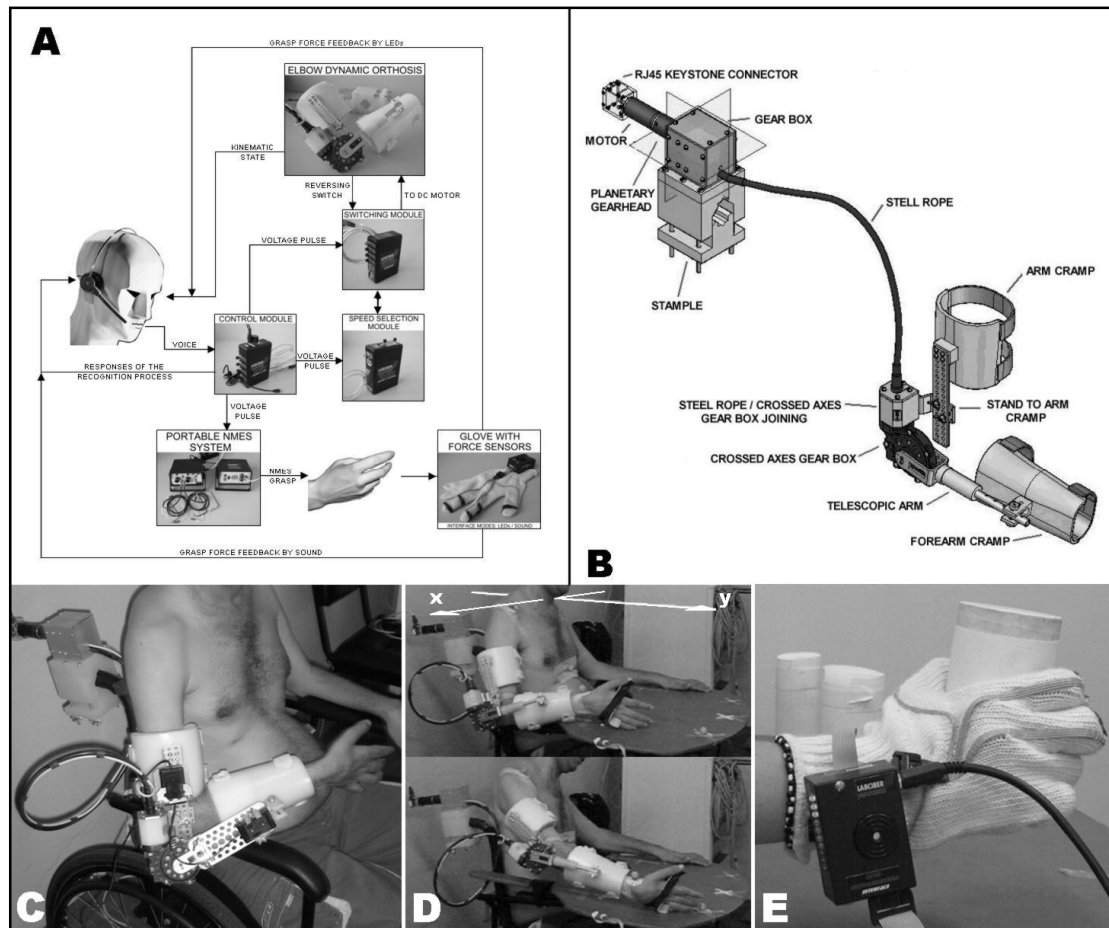


Figure 2.

