Campus de São Carlos

**DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO DOS
MOVIMENTOS FINOS DE CRIANÇAS COM
PARALISIA CEREBRAL**

Autor: Luiz Adriano Galan Madalena

Orientadora: Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

Luiz Adriano Galan Madalena

**DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO DOS MOVIMENTOS FINOS
DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

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

Orientadora: Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

DEDALUS - Acervo - EESC

31100050057

**São Carlos
2004**

Class.	TESE EESC
Curr.	3208
Tomo	T284/04
Sismo	1411058

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

M179d Madalena, Luiz Adriano Galan
Dispositivo para reabilitação dos movimentos finos de
crianças com paralisia cerebral / Luiz Adriano Galan
Madalena. -- São Carlos, 2004.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de São
Carlos-Universidade de São Paulo, 2004.

Área: Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Annie France Frère Slaets

1. Reabilitação. 2. Paralisia cerebral. 3. Movimentos
finos. 4. Grafia. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **LUIZ ADRIANO GALAN MADALENA**

Dissertação defendida e julgada em 01-10-2004 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Titular **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO

Prof. Titular **MOACYR MARTUCCI JUNIOR**
(Escola Politécnica/USP)

APROVADO

Prof. Titular **ALBERTO CLIQUET JÚNIOR**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO

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

Prof. Associado **MARCIO ROBERTO SILVA CORRÊA**
Vice-Presidente da Comissão de Pós-Graduação, em Exercício

Dedico....
... à Deus
...à minha família

AGRADECIMENTOS

A DEUS, pela minha vida e pela oportunidade de conhecer todas essas pessoas.

A Profa. Dra. Annie France Frère Slaets, pela orientação, incentivo, apoio, paciência e confiança em meu trabalho.

A minha esposa Nágyla e minha filha Livia por serem uma razão a mais para vencer quaisquer desafios.

Aos meus pais por serem meus alicerces, grandes incentivadores, por sempre terem me dado o apoio necessário em todos os momentos e pela presença em minha vida. A minha mãe, batalhadora, por acreditar e me apoiar sempre. Meu pai, pelos conselhos ao longo da vida, mesmo que um pouco distante, por além de tudo ter sido PAI quando mais precisei.

Ao amigo e Prof. Hamilton, companheiro em todas as horas, braço direito, pelas viagens, aulas, por toda sinceridade e apoio em quaisquer momentos.

Ao amigo e Prof. Dib, pela disposição, confiança, amizade e pela ajuda quando precisei.

Aos amigos e Profs. Julio Tanomaru e Breno, pelo companheirismo e ajuda durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao amigo e Prof. Celso pela ajuda nos momentos difíceis de minha vida.

Ao amigo Fernando (Fefeu) pelo apoio na elaboração deste projeto.

Ao professor Hellmaister, pelo esforço na confecção do dispositivo.

*"Eu nasci com um problema chamado paralisia cerebral.
Quero dizer que me sinto feliz, igual a todos os outros seres,
porque tenho dentro do meu peito um coração grande que me faz
amar os outros e a vida.*

*Queria pedir a todos os meninos e pessoas grandes que nunca
desistissem de serem felizes, porque a vida é bonita.
Todos temos problemas, o que é preciso é saber superá-los
e saber viver com eles da melhor forma...
e aproveitar as coisas boas que a vida nos oferece".*

Liliana Catarina Barbosa

RESUMO

MADALENA, L. A. G. (2004). *Dispositivo para reabilitação dos movimentos finos de crianças com paralisia cerebral*. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.

A paralisia cerebral é um distúrbio do movimento e da postura, decorrente de disfunção permanente e não progressiva do cérebro em desenvolvimento. As crianças com este tipo de patologia apresentam alterações do tônus dos músculos dos membros, do tronco e do pescoço prejudicando entre outros a grafia. Para auxiliar a reabilitação, visando principalmente a formação das letras, foi desenvolvido um aparelho que exercita os movimentos finos envolvidos na grafia. O dispositivo proporciona o deslocamento de uma caneta seguindo padrões e graus de dificuldades definidos. Na caneta foi montado um freio, dificultando ou facilitando seu deslocamento em função da força exercida para movimenta-la. O freio foi implementado com dois estágios intermediários até chegar ao livre movimento. Quando a força está excessiva para a atividade, um aviso sonoro é acionado. Dois sensores FSR e um dispositivo eletrônico baseado em um microcontrolador HC908Q Motorola proporcionam o controle do freio e o disparo do sinal sonoro. O dispositivo foi testado por voluntários e sua atuação na realização dos exercícios correspondeu ao esperado, sendo que o freio foi liberado nos pontos de maior dificuldade dos traçados, dando maior mobilidade e facilitando o movimento da caneta. O dispositivo vem de acordo às solicitações dos pesquisadores da clinica de fisioterapia da Universidade de Mogi das Cruzes atendendo as dificuldades encontradas por esses profissionais na reabilitação de crianças com comprometimento motor dos membros superiores, principalmente no que se refere a grafia.

Palavras-Chave: Reabilitação, Paralisia Cerebral, Movimentos finos, Grafia.

ABSTRACT

MADALENA, L. A. G. (2004). Gadget for the thin motion rehabilitation in children with cerebral paralysis. Dissertation. (Mestrado). Engineering School of São Carlos, University of São Paulo, São Carlos, 2004.

Cerebral paralysis is a posture and movement disorder, due to a permanent and non-progressive disfunction of a brain in development. Children with this kind of pathology show disturbance of the limbs, trunk and neck muscle's tonus damaging, between others, the spelling. To help out in the rehabilitation, intending mainly in the formation of the letters, an equipment that exercises the thin movements engaged in the spelling was created. The gadget provides the displacement of a pen following defined standards and degrees. A brake was put in the pen, making difficult or easy its dislocation depending on the strength done in order to move it. The brake was inserted with two intermediate stages before the free movements. When a excessive strength is done, a sounding warning is activated. Two sensorial equipments FSR and an eletronic gadget based in a micro controller HC908Q Motorola provide the control of the brake and the sounding warning activate. The gadget were tested by voluntary people and its operation corresponded to our hopes, it means that the brake was set free in the places of most difficult of the drawing, giving mobility and making easier the movement of the pen. The gadget comes according to the requests of the University of Mogi das Cruzes physiotherapy clinic researches, attending to the difficulties found by these professionals in the rehabilitation of children with motor disfunction of the upper limbs, mainly in what refers to the spelling.

Key-words: Rehabilitation, Cerebral Paralysis, Thin movements, Spelling.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Modelo de Sistemas para Controle Motor (UMPHRED (1994))	10
Figura 2.2 – Registro de trajetórias (NAKAMURA et. al. (2001))	14
Figura 2.3 - (a) Modelo representando movimento da mão humana (b) Compensação dinâmica para pacientes baseado no modelo para movimento de mão humana (NAKAMURA et. al. (2001)).....	15
Figura 2.4 – O sistema de exibição tátil (TDS) (RICHARDSON et. al. (2000)).	17
Figura 2.5 – Visão do suporte do dedo (RICHARDSON et. al. (2000))	17
Figura 2.6 – Visão do TDS em uso (RICHARDSON et. al. (2000)).....	18
Figura 2.7 – Visão superior do uso do Robot-Aided (KREBS et. al. (1998)).....	19
Figura 2.8 – Movimento do cotovelo e antebraço (KREBS et. al. (1998))	21
Figura 2.9 – Equipamentos de posicionamento (KREBS et. al. (1998))	21
Figura 2.10 – Movimentação do pulso (KREBS et. al. (1998))	22
Figura 2.11 – Suportes para mão (KREBS et. al. (1998))	22
Figura 3.1 – Traçados de maior dificuldades na escrita (SOUZA (2003))	25
Figura 3.2 – Regiões dos traçados de maior dificuldades na escrita	25
Figura 3.3 – Vista Frontal do Dispositivo	26
Figura 3.4 – Vista Superior do Dispositivo	27
Figura 3.5 – Gabarito Dente de Serra.....	27
Figura 3.6 – Pino móvel	29
Figura 3.7 – Pino (cilindro).....	29
Figura 3.8 – Cubo	30
Figura 3.9 – Diagrama do Controle de Força.....	31
Figura 3.10 – Freio.....	32
Figura 3.11 – Chapa Móvel.....	32
Figura 3.12 – Engrenagem Cilíndrica de Dentes Retos (Telecurso 2000)	33
Figura 3.13 – Modelo para construção das engrenagens	34
Figura 3.14 – Visão do diâmetro externo	35
Figura 3.15 – Dentes da engrenagem	36
Figura 3.16 – Diâmetro interno da engrenagem.....	36
Figura 3.17 – Passo da engrenagem.....	36
Figura 3.18 – Altura do dente, da cabeça do dente e do pé do dente	37
Figura 3.19 – Controle de Força	37
Figura 3.21 – FSR (FSR GUIDE).....	38
Figura 3.22 – Circuito Amplificador (FSR GUIDE)	38
Figura 3.23 – Curva Força x Tensão do FSR (FSR GUIDE).....	39
Figura 3.24 – Encapsulamento HC908Q (Pereira (2004))	41
Figura 3.25 – Ambiente de programação Codewarrior (Pereira (2004)).....	43
Figura 3.26 – Encapsulamento do LM358N.....	44
Figura 3.27 – Circuito Elétrico Total.....	45
Figura 3.26 – Gabarito 1	46
Figura 3.27 – Gabarito 2	46
Figura 3.28 – Gabarito 3	46
Figura 3.29 – Gabarito 4	47
Figura 4.1 – Gráfico Força x Tensão da tabela 4.1	49
Figura 4.2 – Gráfico Força x Tensão da tabela 4.2.....	50

Figura 4.3 – Tela do programa de equação da reta.....	51
Figura 4.4 – Caneta usada na primeira coleta de dados.....	51
Figura 4.5 – Experimento utilizado na primeira coleta de dados.....	52
Figura 4.6 – Placa do gravador do microcontrolador usado na aquisição de dados.....	53
Figura 4.7 – Dispositivo com o FSR no corpo da caneta do dispositivo.....	56
Figura 4.8 – Voluntário 1 executando traçado.....	58
Figura 4.9 – Voluntário 2 executando traçado.....	58
Figura 4.10 – Voluntário 3 executando traçado.....	59
Figura 4.11 – Detalhe do voluntário 3 executando traçado.....	59
Figura 4.12 – Detalhe do voluntário 1 executando traçado.....	60
Figura 4.13 – Protótipo do dispositivo usado em testes.....	60
Figura AP4.1 – Vista 3d do dispositivo.....	83
Figura AP4.2 – Apoio do motor.....	84
Figura AP4.3 – Caneta (Cabo).....	84
Figura AP4.4 - Cubo.....	85
Figura AP4.5 – Engrenagem.....	85
Figura AP4.6 – Esfera.....	86
Figura AP4.7 – Flange.....	86
Figura AP4.8 – Haste.....	87
Figura AP4.9 – Limitador.....	87
Figura AP4.10 – Mesa.....	88
Figura AP4.11 – Vista inferior da mesa.....	88
Figura AP4.12 – Vista superior do motor.....	89
Figura AP4.13 – Sensor (FSR) pequeno.....	89
Figura AP4.14 – Posição em escala dos parafusos.....	90
Figura AP4.15 – Vista 3d inferior.....	91
Figura AP4.16 – Vista 3d superior.....	91
Figura AP4.17 – Montagem 1.....	92
Figura AP4.18 – Montagem 2.....	92
Figura AP4.19 – Montagem final.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Distribuição da altura onde crianças colocam o polegar na caneta.	28
Tabela 3.2 – Descrição da configuração das pinagens do HC908Q (Pereira (2004)) .	41
Tabela 3.3 – Pinagem do CI HC908Q utilizado no Projeto.	43
Tabela 3.4 – Pinagem do CI LM358N (U3A e U4A) utilizado no Projeto.	44
Tabela 4.1 – Relação da tensão de saída em função da carga utilizando o dispositivo 1 – sem arruela.....	48
Tabela 4.2 – Relação da tensão de saída em função da carga utilizando o dispositivo 2 – com arruela de borracha	49
Tabela 4.3 – Relação tensão x tempo x força usando força normal.....	52
Tabela 4.4 – Relação tensão x tempo x força usando força acima do normal	53
Tabela 4.5 – Relação tensão x tempo x força com força normal para traçado dente de serra	54
Tabela 4.6 – Relação tensão x tempo x força com força acima do normal para traçado dente de serra.....	54
Tabela 4.7 – Relação tensão x tempo x força com força normal (experimento 2)	55
Tabela 4.8 – Relação tensão x tempo x força com força acima do normal (experimento2).....	55
Tabela 4.9 – Valores de referência para atuação no motor	57
Tabela 4.9 – Distribuição de atuação do Motor.....	61

SUMÁRIO

RESUMO	i
ABSTRACT.....	ii
LISTA DE FIGURAS.....	iii
LISTA DE TABELAS.....	v
SUMÁRIO	vi
CAPÍTULO 1	1
<i>INTRODUÇÃO</i>	1
1.1 - Introdução.....	1
1.2 - Objetivo.....	5
1.3 – Apresentação da dissertação	5
CAPÍTULO 2	7
<i>REABILITAÇÃO FUNCIONAL</i>	7
2.1 - Programas Motores	7
2.2 - Modelo dos Sistemas	8
2.3 - Tecnologia Assistiva	11
2.4 - Dispositivo para auxiliar a reabilitação dos movimentos dos membros superiores.....	13
CAPÍTULO 3	24
<i>METODOLOGIA</i>	24
3.1 - Características do dispositivo	24
3.2 – O sistema mecânico.....	26
3.2.1 - Pino Móvel.....	28
3.2.2 - Controle de Força	30
3.2.3 – Freio	31
3.3 – O Circuito Eletrônico	37
3.3.1 – O MicroControlador HC908Q.....	39
3.3.2 – Buzzer	44
3.3.3 – LM358N.....	44
3.3.4 – ServoMotor.....	45
3.4 – Gabaritos.....	46
CAPÍTULO 4	48
<i>RESULTADOS</i>	48
4.1 - Calibração.....	48
4.2 – Testes com voluntários	51
4.3 – Calibração do microcontrolador.....	56
CAPÍTULO 5	62
<i>CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS</i>	62
5.1 – Conclusões	62
5.2 – Trabalhos futuros	63

BIBLIOGRAFIA	64
<i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</i>	64
APÊNDICE 1	67
<i>PROGRAMA PARA CONTROLE DO SERVOMOTOR</i>	67
APÊNDICE 2	74
<i>PROGRAMA DE AJUSTE DE CURVA POR RETA</i>	74
APÊNDICE 3	76
<i>PROGRAMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS</i>	76
APÊNDICE 4	83
<i>FIGURAS COTADAS DAS PEÇAS USADAS NA MONTAGEM DO DISPOSITIVO</i>	83

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 - Introdução

As palavras Paralisia Cerebral são usadas para descrever uma condição de ser, um estado de saúde, uma Deficiência física adquirida, um Distúrbio de Eficiência Física e durante muito tempo foram sinônimas de "invalidez" (ANDRADE (1999)). Atualmente, o termo Paralisia Cerebral (P.C.) designa o resultado de um dano cerebral, que leva à inabilidade, dificuldade ou o descontrole de músculos e de certos movimentos do corpo. O termo Cerebral quer dizer que a área atingida é o cérebro (sistema Nervoso Central - S.N.C) e a palavra Paralisia refere-se ao resultado do dano ao S.N.C., que afeta os músculos e sua coordenação motora.

A paralisia cerebral não é doença, mas uma condição médica especial, que freqüentemente ocorre em crianças, antes, durante ou logo após o parto, e quase sempre é o resultado da falta de oxigenação do cérebro. As crianças afetadas por Paralisia Cerebral têm uma perturbação do controle de suas posturas e dos movimentos do corpo, como consequência da lesão. Entretanto não existem dois casos semelhantes, pois algumas crianças têm perturbações sutis, quase imperceptíveis, aparentando serem "desajeitadas" ao caminhar, falar ou usar as mãos, enquanto que as submetidas a lesões cerebrais mais

graves, a exemplo de casos de anorexia neonatal, podem apresentar incapacidade motora acentuada, impossibilidade de falar, andar e se tornam dependentes para as atividades cotidianas. Não há medicamentos nem operações que possam curar uma paralisia cerebral, havendo, porém, diversas e inovadoras possibilidades de melhorar e minimizar seus efeitos. Estes progressos são demorados, avançando progressivamente e na dependência direta dos recursos tecnológicos, como o uso da informática na educação e dos recursos terapêuticos colocados à disposição da comunidade.

A engenharia de reabilitação visa utilizar as técnicas, métodos e processos da engenharia no auxílio aos deficientes humanos de uma maneira geral, objetivando tipicamente uma melhoria em sua qualidade de vida, muitas vezes associada a uma reintegração à sociedade após um acidente. É usual a fabricação de instrumentos ou a utilização de ferramentas e maquinários para compensar ou substituir a função humana quando as técnicas reabilitadoras não são capazes de restabelecer a função em sua totalidade (MELLO (1999)). No restabelecimento das funções humanas pelo uso de instrumentos estão envolvidos não só profissionais de reabilitação (médicos, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais), como também de engenheiros, arquitetos, biomédicos, desenhistas e profissionais de informática. De fato a paralisia cerebral pode ser influenciada positivamente pela intervenção terapêutica informada e específica. As mudanças em estatísticas populacionais têm sido claramente documentadas. Os casos individuais podem também ser usados como controle, pois a presença de patologia torna certos resultados previsíveis quando não há intervenção. A inteligência e a motivação são importantes na reabilitação, particularmente à medida que a criança cresce e inicia atividades. Segundo Umphred (1994), crianças com paralisia cerebral tratadas desde bebês, podem chegar a idade de 4 a 8 anos com certos movimentos já dominados, em alguns casos com 100 por cento de recuperação. Porém outros movimentos podem não terem sido testados.

Embora seja necessário suplementar o ambiente de aprendizado da criança pequena quando existam limitações definidas, os profissionais precisam também manter um forte senso de respeito pela sua capacidade de

compensação. Existem numerosos exemplos de pessoas que desenvolvem uma inteligência maior que a normal apesar de sua inabilidade para mover-se ou mesmo para falar. Uma das formas de intervenção citada por Umphred (1994) é a abordagem direta, que visa ensinar habilidades específicas cognitivas e acadêmicas. O autor (UMPHRED (1994)) acredita que deve-se reabilitar as forças da criança, mas ao mesmo tempo desenvolver métodos para ajuda-la a lidar com seus déficits. Ela deve ser encorajada a tornar-se uma colaboradora ativa para diminuir suas próprias fraquezas e usar sua habilidade conceitual para abordar conscientemente seus problemas perceptivos e desenvolver mecanismos compensatórios.

As crianças com PC têm muitos problemas, mas nem todos são relacionados com as lesões cerebrais. Andrade (1999) citou apenas as que mais freqüentemente se manifestam:

Epilepsia: é comum ocorrerem convulsões ou crises epiléticas, de maior ou menor intensidade, sendo mais comuns no período pré-escolar, estando associadas ao prognóstico e à evolução de outros problemas que atingem um paralisado cerebral.

Deficiência Mental: com uma ocorrência de aproximadamente 50% dos casos, tem levado a distorções e preconceitos acerca dos potenciais destes portadores de deficiência. É importante diferenciar os diversos graus de comprometimento mental de cada criança, através de acompanhamento especializado.

Deficiências Visuais: ocorrem casos de baixa-visão, estrabismos e erros de refração, que podem ser precocemente diagnosticados e tratados, com bom prognóstico oftalmológico, devendo-se intensificar sua diagnose com os novos avanços em tecnologia e a correção preventiva de danos com uso de lentes [óculos] ainda nos primeiros anos de vida.

Dificuldades de Aprendizagem: as crianças com P.C. podem apresentar algum tipo de problema de aprendizagem, o que não significa que elas não possam ou não consigam aprender, necessitando apenas de recursos aprimorados de Educação Especial, integração social em Escolas Regulares, uso de Recursos

Tecnológicos, a exemplo do uso de Computadores e outros aparelhos para o estímulo e a busca de meios de comunicação.

Dificuldades de Fala e Alimentação: devido à lesão cerebral, muitas crianças com P.C. apresentam problemas de comunicação verbal e dificuldades para se alimentar. O tônus flutuante dos músculos da face prejudica a pronúncia das palavras com movimentos corretos. Existem tratamentos especializados e orientação fonoaudiológica, a fim de minimizar e até resolver alguns destes distúrbios. Para as crianças que não falam, os comunicadores alternativos que usam símbolos, como o método Bliss, associados aos recursos informatizados podem auxiliar a expressão dos pensamentos e afetos .

Outros problemas: dificuldades auditivas, disartria, déficits sensoriais, escoliose, contraturas musculares, problemas odontológicos, salivação incontrolável, etc...: Todos estes problemas podem surgir associados ou isoladamente na dependência direta do tipo de PC que a criança apresentar. Os déficits motores que afetam a psicomotricidade e o comportamento emocional e social, podem resultar num desenvolvimento global atrasado, que muitas vezes ainda é confundido com capacidade cognitiva pobre, gerando uma imagem preconceituosa sobre as capacidades e potencialidades para vida independente e autônoma de portadores de Paralisias Cerebrais (ANDRADE (1999)).

Da análise da literatura especializada e dos catálogos de aparelhos para reabilitação, pode-se concluir que existem muitos dispositivos para auxiliar a vida diária, muito embora basicamente o que se encontram são orteses, cadeiras de rodas, equipamentos para surdez e visão, ou então dispositivos com aplicações amplas conectados a computadores, dedicados ou não. Entre os dispositivos mais importantes podem ser citados, Krebs et. al. (1998) e Richardson et. al. (2001) que tratam da reabilitação dos membros superiores e Nakamura et. al.(2001) que apresenta uma ortese de braço para auxiliar algumas funções da vida diária, entre elas manipular objetos e escrever. Os dois primeiros dispositivos atendem muito bem a finalidade de reabilitação dos braços, ante-braços e até mesmo das mãos, e o terceiro trabalha no auxílio do uso dos membros. Porém, nenhum deles visa especificamente a grafia. Além

disso, são equipamentos de alto custo não sendo viável sua comercialização. Portanto esse trabalho pretende disponibilizar um dispositivo que atenda a uma finalidade específica, isto é, auxiliar a reabilitação dos membros superiores para que os pacientes possam ter condições de escrever e que seja comercialmente viável afim de que clínicas possam utilizá-lo e até mesmo que os pacientes possam adquirí-lo.

1.2 - Objetivo

Desenvolver um dispositivo que possa auxiliar a reabilitação dos movimentos finos necessários para a grafia de crianças com paralisia cerebral, exercitando os músculos envolvidos e auxiliando-a a controlar a força aplicada na caneta.

1.3 – Apresentação da dissertação

No capítulo 2 são apresentados os programas motores, além do modelo de sistemas para controle motor e citados algumas referencias bibliográficas de trabalhos correlatos.

No capítulo 3 são descritos o dispositivo desenvolvido, suas partes mecânicas e elétricas assim como os métodos para avaliação dos resultados.

No capítulo 4 estão expostos os resultados obtidos no transcorrer da atividade experimental, seus dados e discussões relativas ao dispositivo.

No capítulo 5 são apresentados as discussões e as sugestões para trabalhos futuros.

No capítulo 6 são arroladas as referências utilizadas durante o levantamento literário da pesquisa.

No apêndice 1 é colocado o código fonte do programa Assembly utilizado na programação do microcontrolador.

No apêndice 2 é colocado o código fonte do programa que realiza o cálculo de ajuste de curva de reta.

No apêndice 3 são mostrados as peças utilizadas na montagem do dispositivo em escala.

CAPÍTULO 2

REABILITAÇÃO FUNCIONAL

2.1 - Programas Motores

Em sua obra Umphered (1994) cita que os programas motores representam seqüências espaciais e temporais específicas envolvendo músculos específicos para uma atividade específica. Se esse for o caso, então cada programa motor deve estar armazenado separadamente, isto é, em locais distintos no cérebro como em uma memória computacional. Como o espaço para armazenamento desses programas motores individualizados representa um problema, acredita-se que ações ou padrões são incorporados no programa motor e não em músculos específicos. A seleção e sequenciamento dos músculos poderia ocorrer após a seleção do programa motor.

Se uma pessoa escreve a mesma sentença segurando uma caneta com a mão direita, com a mão esquerda, com o pé direito, com o pé esquerdo ou com os dentes, a seqüência das letras ocorrerá na mesma ordem, mas o tamanho das letras e a velocidade de escrita usando várias partes do corpo será diferente. A forma geral das letras e a ordem das letras será a mesma. Por exemplo, um "r" apresentará uma subida, um pequeno arco, e, então, uma descida. Esses elementos de um "r" estão localizados no programa motor. Se seqüências musculares específicas estiverem armazenadas para cada região do corpo, poderão existir programas motores específicos para cada região do corpo. Se, contudo, existir um programa motor básico generalizado para a produção da sentença, os músculos serão selecionados antes que ocorra o ato motor.

Para que ocorra um movimento coordenado, algumas características do programa motor precisam ser fixadas. Um parâmetro fixo é um parâmetro absoluto ou invariante. Outros parâmetros relativos são acrescentados ao programa e variam em relação ao resultado motor pretendido. O movimento coordenado é definido como uma seqüência ordenada de atividade muscular necessária para produzir comportamento motor adequado. A seqüência ou ordem da ativação muscular é uma característica fixa do programa motor. Por exemplo, o músculo A é ativado antes do músculo B, e assim por diante. A seqüência muscular para manutenção do equilíbrio em pé e a seqüência muscular para a marcha são exemplos de seqüências fixas.

Umphred (1994) acredita que a duração da atividade muscular e a força gerada pelos músculos são características fixas e expressa como uma relação. Por exemplo, o músculo A fica ativo 10 por cento e o B fica ativo 50 por cento da duração da atividade motora, portanto, a relação A:B é 1:5. Outro exemplo, se o músculo A e o músculo B têm uma relação de 1:2, então o músculo A irá gerar metade da força do músculo B. Grillner observou em suas pesquisas que os programas motores são formados por seqüências musculares específicas e relações de duração para cada atividade muscular.

Um programa motor é uma representação abstrata. Os neurocientistas usam o termo para descrever aspectos temporais e espaciais da atividade muscular e para produzir comportamento motor coordenado. O comportamento motor é o resultado observável da execução de um programa motor.

2.2 - Modelo dos Sistemas

Umphred (1994) adotou o termo sistemas da terminologia da engenharia. Ele o utiliza para descrever a relação entre vários centros do cérebro e da medula espinhal trabalhando juntos com o uso de feedback.

Um desses sistemas é o sistema de três divisões. O sistema de três divisões inclui o córtex cerebral, os gânglios da base e o cerebelo. Esses centros funcionam juntos para planejar, iniciar e regular o movimento. Tanto o cerebelo como os gânglios da base comunicam-se com o córtex cerebral. Cada estrutura recebe impulsos do córtex cerebral e projeta informações para o

córtex através de vias subcorticais. O cerebelo recebe impulsos do córtex cerebral sensoriomotor e os envia para o córtex motor. Os gânglios da base recebem impulsos de todo o córtex e os enviam para as áreas corticais pré-frontais e pré-motoras. Nem o cerebelo nem os gânglios da base têm conexões diretas com a medula espinhal através de outras vias descendentes. Os dois centros recebem informações sensoriais: o cerebelo diretamente dos neurônios aferentes primários e os gânglios da base por meios indiretos.

Em pesquisas com animais, o autor (UMPHRED (1994)) registrou a atividade neuronal em certas células dos gânglios da base antes do início do movimento. Muitos neurônios do putâmen respondem tanto para a direção quanto para a força de um movimento específico. Postulou-se que os gânglios da base não participam do início do ato motor, mas participam do seu planejamento e do ajuste.

Os papéis funcionais do cerebelo incluem coordenação e execução de movimentos e aprendizado motor. Uma função desse centro é comparar a atividade motora corrente com a atividade motora intencionada. O cerebelo também tem importância na adaptação do comportamento e do aprendizado motor. A adaptação é a habilidade de mudar o programa motor quando o meio ou as condições internas mudam. Por exemplo, um homem pode perder seu equilíbrio durante os primeiros passos sobre uma pista de gelo. Para adaptar-se, ele pode usar informações sobre a condição da superfície de suporte para mudar o programa motor. Por exemplo, ele pode abaixar seu centro de gravidade ou alargar sua base de suporte enquanto anda sobre o gelo. A adaptação aqui é definida como melhora do comportamento motor após tentativas repetidas. No exemplo citado, essas tentativas poderiam consistir em repetir o ciclo da marcha ao atravessar a área de gelo. O aprendizado motor ocorre quando a adaptação cria uma alteração permanente no comportamento motor. O aprendizado motor implica em que aquela informação ou experiência obtida em tentativas prévias seja armazenada e usada em atos motores subsequentes.

O córtex cerebral é responsável pelas funções motoras. Essas funções podem ser divididas em 4 áreas: córtex motor, córtex pré-motor, área motora suplementar e córtex parietal posterior. O córtex motor regula a atividade

muscular através de terminações sinápticas diretas sobre os motoneurônios e indiretamente através de conexões sinápticas nos interneurônios do nível espinhal. O autor (UMPHRED (1994)) observou que os neurônios do trato piramidal codificam a quantidade de força muscular necessária para realizar um movimento. Por exemplo, se um macaco faz uma flexão no punho, ocorre atividade elétrica com uma certa frequência nos neurônios do trato piramidal. Se um macaco faz uma flexão de punho com um peso no punho, ocorre um aumento na atividade neuronal nos neurônios do trato piramidal.

Umphred (1994) também mostrou que o córtex motor regula o fracionamento do movimento, como o movimento individualizado dos dedos. Macacos com lesões nos tratos piramidais perdem a habilidade para a manipulação dos dedos e também perdem a velocidade e a agilidade quando realizam movimentos propositais.

A área motora complementar assiste no controle da postura e no preparo e programação de seqüências complexas de movimento. Umphred (1994) examinou seqüências complexas de movimentos dos dedos, como tocar repetidamente o polegar com cada um dos dedos. Ele constatou que ocorre um aumento no fluxo sanguíneo nas áreas corticais motoras contralateral e somestésica, assim como bilateralmente na área motora complementar. Ele também observou que quando um indivíduo repete mentalmente uma seqüência complexa de movimentos da mão, o fluxo sanguíneo aumenta na área motora complementar mas não no córtex motor ou somestésico.

Figura 2.1 – Modelo de Sistemas para Controle Motor (UMPHRED (1994))

Os neurocientistas ainda não compreendem bem a função da área pré-motora. Eles acreditam que é possível controlar a musculatura proximal dos membros e a axial e também regular a atividade motora associada com a orientação do corpo para locais ou alvos específicos. A área pré-motora troca informações com o cortex parietal posterior. Assim, pode-se concluir que a área pré-motora é similar à área motora complementar. Algumas funções dessas duas áreas são complementares. A área pré-motora pode regular movimentos associados ao impulso tátil. Por exemplo, macacos com lesões na área pré-motora têm uma resposta de garra involuntária provocada por estimulação tátil da superfície palmar da mão. Uma resposta de garra pode também ser provocada estirando os músculos flexores da mão.

O córtex parietal posterior regula os movimentos de alcance direcionados para uma meta, especialmente o alcance de objetos de interesse. Essa área fica também ativa durante a manipulação de objetos. Alguns estudos mostram que existe atividade em neurônios parietais posteriores durante a exploração visual de objetos de interesse. Assim, o papel dessa área relaciona-se a exploração tanto manual quanto visual do ambiente. Lesões nessa área resultam em negligenciamento sensorial e motor contralateralmente no corpo. Pacientes com déficits no cortex parietal posterior tem dificuldade em executar movimentos.

2.3 - Tecnologia Assistiva

O ramo da ciência que desenvolve a pesquisa e aplicação de recursos tecnológicos ou procedimentos que objetivam a restauração da função humana é denominado de Tecnologia Assistiva. As terminologias: adaptações, aparelhos de assistência, aparelhos auxiliares, equipamentos de auto-ajuda e recursos facilitadores do dia a dia, também são utilizadas com conceito similar ao de tecnologia assistiva (FREITAS (2000)).

A tecnologia Assistiva foi definida nos Estados Unidos em 1988, por uma lei pública como “qualquer item, peça de equipamento ou sistema de produtos,

quando adquiridos comercialmente, modificados ou feitos sob medida, usados para aumentar, melhorar as habilidades funcionais do indivíduo com limitações funcionais". Neste mesmo ano, o Congresso dos Estados Unidos aprovou a Lei sobre auxílio Relacionado à Tecnologia Para Indivíduos com Deficiências [Technology-Related Assistance for Individuals with Disabilities Act], conhecida como "Tech Act", que reconhece a deficiência como uma parte natural da experiência humana, que não diminui de modo algum o direito que qualquer pessoa tem à independência, à autodeterminação, a carreiras significativas ou à participação total no âmago da vida econômica, política, social, cultural e educacional dos Estados Unidos. Além disso, a Lei Sobre a Educação de Indivíduos com Deficiências [Individuals with Disabilities Education Act] (IDEA) assegura o direito de todas as crianças em idade escolar de utilizar os dispositivos assistenciais de que elas precisam para adquirir uma educação (BENDERLY (1999)).

Uma das áreas onde a tecnologia assistiva é mais aplicada é aquela das atividades de vida diária (AVD), relativas aos afazeres cotidianos, como o cuidado com higiene pessoal, vestir-se, alimentar-se e todos os componentes que englobam estas atividades. Os recursos tecnológicos são importantes para favorecer a autonomia do indivíduo nestas atividades mais básicas e elementares, sendo imprescindíveis para o fortalecimento da sua auto-estima. A tecnologia assistiva é usada para facilitar as AVDs daqueles que têm hemiplegia, artrite reumatóide, paraplegia ou doença incapacitante; para pacientes com paralisia cerebral, incoordenação motora, diminuição de força, limitação de movimento ou preensão inadequada. É indicada também para pacientes que sofreram amputação de membro(s) superior(es) e fraqueza muscular (FREITAS (2000)). Uma das diferenças apontada neste tipo de assistência em comparação com a tecnologia de reabilitação, é que esta última está voltada para o restabelecimento dos movimentos, "da capacidade do corpo de executar o melhor possível suas funções.

Na área de reabilitação física, é usual a fabricação de instrumentos ou a utilização de ferramentas e maquinário para compensar ou substituir a função

humana, quando as técnicas reabilitadoras não são capazes de restabelecer a função em sua totalidade.

De acordo com Steinfeld, citado por Rocha (1997), são princípios da tecnologia assistiva:

- a) acomodar o maior número possível de diferenças individuais, não construindo produtos ou serviços específicos para grupos de pessoas, no sentido de assegurar que todos possam utilizar os componentes do ambiente, os produtos e os serviços;
- b) reduzir a quantidade de energia necessária para a utilização dos produtos, serviços e meio ambiente;
- c) tornar o ambiente, serviços e produtos mais abrangentes; e
- d) pensar e conceber produtos, serviços e ambientes como sistemas, que tenham peças intercambiáveis ou possibilitam acrescentar benefícios para as pessoas com necessidades especiais.

Chama-se de instrumentos os dispositivos que requerem habilidades específicas e/ou treinamento do usuário para que possam ser utilizados, como por exemplo, o manejo de cadeiras de rodas. Os equipamentos são definidos como dispositivos que não necessitam de habilidades especiais do usuário para o seu uso, como por exemplo, sistemas de assento. Instrumentos e equipamentos podem ser simples ou complexos de acordo com o tipo de material e tecnologia empregados (BENDERLY (1999)).

2.4 - Dispositivo para auxiliar a reabilitação dos movimentos dos membros superiores

Entre os dispositivos para reabilitação, disponíveis no mercado, alguns são de interesse deste trabalho e são descritos a seguir:

Nakamura et. al. (2001) desenvolveu um braço mecânico que permita que os pacientes tenham o funcionamento normal de seus membros superiores. Este trabalho foi desenvolvido observando a relação entre o

movimento da mão de um humano e o movimento de um braço de robô articulado industrial. O braço de robô articulado industrial consiste de um sistema de servo controle e de um sistema de execução mecânico. Intuitivamente, percebe-se que o sistema de servo controle corresponde ao cérebro humano que controla o movimento de mão e que o sistema de execução mecânico corresponde ao músculo e ao esqueleto humano que executam o movimento. Se um sistema de servo controle não pode gerar um comando apto a conduzir o sistema de execução mecânico, o movimento do braço de robô estará incorreto. Semelhantemente, se houver uma disfunção relacionada ao controle do movimento humano, o movimento da mão também estará incorreto.

O sistema desenvolvido pelo autor, para medir o movimento da mão humana utiliza sensores e inclui um computador pessoal e um digitalizador. Os sujeitos foram solicitados a seguir a seta exibida no monitor do computador, movendo uma caneta digital na plataforma de um registrador xy. As trajetórias foram amostradas a cada 0.023 Seg. Os resultados dos traçados de uma pessoa saudável e de um paciente são mostrados na figura 2.2, sendo o primeiro traçado para pessoa saudável e o segundo traçado do paciente. A linha sólida representa a trajetória designada e a linha pontilhada representa o traçado realizado. Os sujeitos moveram a caneta de A para B e de B para A.

Figura 2.2 – Registro de trajetórias (NAKAMURA et. al. (2001))

O autor relaciona o mecanismo do braço do robô ao sistema de controle do movimento da mão humana. O sistema de servo controle determina o desempenho do movimento do braço do robô e atua em duas dimensões, em função dos traçados registrado pelos sujeitos. Embora o modelo do movimento do braço de robô é não-linear, Nakamura considera o modelo estudado (Figura 2.3) adequado para representar esta dinâmica.

Na figura 2.3(a), o desempenho de movimento de braço de robô é diretamente determinado pelos parâmetros de controle; ganho de posição K^p e ganho de velocidade K^v . A velocidade (aceleração) é gerada ampliando K^p (K^v). Devido ao atraso na medida e aos procedimentos de cálculo, o comando é enviado com atraso. Mais adiante, se K^p ou K^v são erradamente selecionados ou se há um atraso sério, o braço do robô não pode realizar um movimento correto. Podem então, ser encontradas semelhanças no controle humano do movimento da mão. A trajetória designada é observada pelos olhos e calculada no cérebro humano, o movimento da mão é levado ao cérebro antes deste

gerar o comando. Porém, se o cérebro humano não pode dar um comando correto devido à disfunção, movimentos da mão incorretos semelhantes ao resultado de controle inadequado do braço do robô irão ocorrer.

O controle dinâmico de movimento de mão humana é modelado antes do cérebro gerar o comando. Como as habilidades de controle de pessoas saudáveis e pacientes são diferentes, funções de transferência dinâmica foram usadas para representar o controle de movimento da mão de pessoas saudáveis e de pacientes com inaptidão.

Se a função de transferência para pacientes é modificada para ser idêntica a de pessoas saudáveis, a habilidade de controle do movimento da mão pode ser melhorada. A estratégia desenvolvida para compensação de movimento de mão humana é ilustrada na figura 2.3(b). Foram somados dois componentes de compensação para cada ligação. C^d_1 e C^d_2 compensam a diferença de atraso de resposta entre as pessoas saudáveis e os pacientes.

Para um braço de robô, a compensação pode ser levada a cabo usando um computador que é conectado ao servo sistema. Para os pacientes, a compensação pode ser percebida pelo equipamento mecânico que é preso ao braço. Da figura 2.3(b), a compensação é somada na reabilitação do ganho de velocidade no servo sistema. Equivalentemente, a compensação pode ser considerada como força assistente gerada pelo equipamento.

Richardson et. al. (2000) desenvolveram um dispositivo TDS que guia o dedo do paciente sobre uma superfície em relevo. Ora ele empurra o dedo sobre a superfície (movimento passivo) ora o próprio paciente o faz (movimento ativo). Os desempenhos de ambos os movimentos são comparados. O TDS é uma unidade de mesa auto-suficiente. O dispositivo, ilustrado na figura 2.4, funciona da seguinte maneira: o paciente ativo coloca seu dedo em um suporte de plástico e duas molas aplicam pressão sobre a parte dorsal, segurando-o firmemente, mas sem causar desconforto (figuras 2.4 e 2.5). O paciente então pode mover livremente a ponta do dedo sobre uma figura em relevo, que é posta em uma mesa plana de $12 \times 12 \text{ cm}^2$.

Figura 2.4 – O sistema de exibição tátil (TDS) (RICHARDSON et. al. (2000))

Figura 2.5 – Visão do suporte do dedo (RICHARDSON et. al. (2000))

Figura 2.6 – Visão do TDS em uso (RICHARDSON et. al. (2000))

O suporte de dedo está montado sobre um carro que se desloca no eixo x, da esquerda a direita em um trilho constituído de duas vigas metálicas. Essas vigas são montadas em carrinhos que podem mover-se em um trilho ao longo do eixo y. Todo este agrupamento permite um movimento livre, quase sem atrito do dedo. O padrão de exploração seguido pelo paciente ativo é registrado eletronicamente, sendo monitoradas a direção e a velocidade do movimento. A memória do dispositivo armazena apenas um registro por vez, o que significa que o próximo paciente a fazer a exploração terá seus dados gravados sobre o anterior. Os dados ainda podem ser transferidos para um PC através de uma porta RS232. A partir do padrão armazenado de um paciente ativo, o dispositivo guiará um paciente passivo sobre o plano registrado anteriormente, igualando sua velocidade e direção aos movimentos originais com dois motores de passo conectados a engrenagens e cintos.

Krebs et. al. (1998) desenvolveu um sistema de reabilitação ajudado por computador chamado de MIT-MANUS (figura 2.7). MIT-MANUS é um robô desenvolvido para aplicações neurológicas. A diferença da maioria dos outros robôs industriais, MIT-MANUS é configurada para operar com segurança,

estabilidade e obediência em contato físico com as pessoas. Isto se consegue usando controle de impedância, uma função primordial do sistema controlador do robô. O seu sistema de controle computadorizado modula o jeito como o robô reage a perturbações mecânicas provocadas por um paciente ou pelo clínico e garante um comportamento gentil e obediente. MIT-MANUS pode se mover, guiar ou perturbar o movimento do membro superior de um paciente e pode gravar movimentos e informações tais como posição, velocidade, e forças aplicadas. Ele é portátil e está de acordo com os padrões de segurança para uso em um ambiente clínico.

Como o peso, visibilidade e acessibilidade à mão do paciente eram requerimentos primordiais, MIT_MANUS atualmente tem dois módulos. Um módulo planar que possibilita dois graus (2-dof) de liberdade de movimento para o cotovelo e antebraço (figuras 2.8 e 2.9). Ele também permite um intervalo pequeno de movimento vertical passivo pelo uso de molas. Um módulo 3-dof é montado sobre o módulo planar e prove três graus de liberdade para movimentação do pulso (figuras 2.8 e 2.10).

Figura 2.7 – Visão superior do uso do Robot-Aided (KREBS et. al. (1998))

O módulo 2-dof é portátil e consiste de um mecanismo de cinco barras (*direct-drive*) unidas (SCARA - selective compliance assembly robot arm - Braço robótico de montagem seletiva) dirigidas por motores de torque contínuo com sensores de 16-bits para medições de velocidade e posição. Para minimizar os efeitos de erro de posição, os atuadores e sensores estão alinhados no mesmo eixo. O mecanismo é montado em uma base tubular que permite que a sua posição vertical seja ajustada. O módulo 3-dof consiste de um mecanismo diferencial montado em um paralelogramo comandado por três atuadores. A arquitetura de controle do robô é implementada em um computador pessoal padrão (Intel 486 CPU - 66MHz) com um conversor analógico - digital, um digital - analógico de entrada e saída de 16 bits, assim como uma placa DIO com 32 linhas digitais. Além da sua função de controle principal, este computador mostra o exercício a ser executado a ambos, operador e paciente. A estação de trabalho de neuroreabilitação inclui um segundo computador pessoal (386 CPU - 25MHz) para informações de áudio e vídeo para o paciente. A comunicação entre os computadores é conseguida através das portas seriais em taxas de transmissão que permitem atualizações de vídeo acima de 30 quadros por segundo. A estação de trabalho é montada em uma mesa ajustável, junto com uma cadeira com 360° de rotação e capacidade de movimentação de 0,5 m especialmente pensada para transferência de pacientes em cadeiras de rodas. A cadeira inclui três cintos de segurança para limitar os movimentos do torso e um descanso para pés ajustável. A parte de cima da mesa é impregnada com Teflon e a base de suporte para cotovelo é feito de Teflon. Foram produzidos suportes para as mãos. O suporte do 3-dof se encaixa através de uma trava magnética, permitindo conexão e desconexão rápida, enquanto o suporte de mãos do módulo 2-dof conecta o membro paralizado do paciente ao robô. Suportes de mão (figura 2.11) foram feitos para ambos os braços e em diferentes tamanhos de poliuretano de alta densidade ou fibra de carbono e resina epoxy.

Figura 2.10 – Movimentação do pulso (KREBS et. al. (1998))

Figura 2.11 – Suportes para mão (KREBS et. al. (1998))

Krebs et. al. (1998) solicitou que vinte pacientes experimentassem seu robô. Foram analisados um grupo terapêutico auxiliado por robô (RT, N=10) e um grupo recebendo terapia padrão além da terapia auxiliada por robô (ST, N=10).

O treinamento do controle motor sensorial para o grupo RT consistiu em um conjunto de vídeo games. Os pacientes foram solicitados a mover-se no robô de acordo com os objetivos do jogo. Se o paciente não pudesse fazer a tarefa em resposta aos objetivos do jogo, então o robô assistia e guiava a sua mão. Os jogos incluíram desenhar círculos, estrelas, quadrados, diamantes e navegar por "janelas".

O processo tipicamente durou sete semanas, e consistia de um exercício diário com o membro normal seguido por três pacotes de 20 repetições do exercício diário com o membro paralisado (guiado por robô). Cada pacote era precedido e sucedido por um exercício ativo (guiado por paciente) ou manual (guiado por clínico). Números típicos para um programa de sete semanas eram 25 sessões com 1500 repetições de um jogo, 100 repetições não assistidas, e três sessões de avaliação.

O treinamento do grupo ST foi similar ao do grupo RT, exceto que a metade da hora da sessão foi utilizada para jogar videogames com o membro não afetado e a outra metade da sessão com o membro afetado enquanto o robô passivamente suportava o braço e mostrava resultados visuais no videogame (resposta de posição). Se o paciente não pudesse fazer a tarefa, ele usava o braço não afetado para assistir e completar o jogo (autopercepção), ou o clínico assistia.

Krebs et. al. (1998), (1999), (2000), (2001) escreveram diversos artigos relatando resultados das experimentações do uso do robô em grupos com diversas patologias e observou consideráveis melhorias nos pacientes.

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

3.1 - Características do dispositivo

O projeto do dispositivo auxilia nos exercícios necessários a reabilitação foi baseado na análise de grafia realizada com uma mesa digitalizadora (AMATE 2002). O autor analisa a grafia de crianças com e sem deficiências motoras, por meio de uma mesa digitalizadora e de um programa específico para esta atividade. Esse programa calcula inicialmente a média dos traçados considerados normais, realizados oito vezes por crianças sem limitações motoras. Mediante essa informação, cada ponto do traçado feito posteriormente com a caneta sobre a mesa, é comparado à média e classificado como certo ou errado. O programa indica a porcentagem de acertos e erros, verifica o tempo de execução e o sequenciamento da realização dos traçados. De fato a criança poderá iniciar a grafia das letras de várias formas, da esquerda para a direita, da direita para a esquerda, de cima para baixo ou de baixo para cima.

A análise da grafia de oito crianças foi realizada por Souza (2003) mostrando quais segmentos de letras as crianças que apresentam incoordenação motora são mais difíceis de serem grafados.

As letras do alfabeto foram divididas em cinco classes. A classe das letras compostas por traços retos, a classe composta por traços diagonais, outra composta por traços arredondados, outra ainda composta por traçados mistos (arredondados e retos) e a última composta por traçado sinuoso.

Figura 3.1 – Traçados de maior dificuldades na escrita (SOUZA (2003))

Foi solicitado as crianças a execução das letras A, F, P, C e S. Essas letras foram escolhidas por ser cada uma de classes diferentes.

Souza (2003) dividiu cada uma dessas letras em regiões (Figura 3.1) e observou diante de cada letra o traçado de maior dificuldade.

As letras divididas em regiões foram analisadas separadamente. Para a letra “A”, por exemplo, o sequenciamento produzidos por dois grupos de crianças (grupo A – Crianças portadoras de deficiências e Grupo B – Crianças sem dificuldades) mostrou que as crianças com dificuldades motoras iniciam o processo de grafia por pontos diferentes enquanto as crianças do grupo B começaram todas pelo mesmo ponto (região 7). Além disso, pode-se verificar pelos dados obtidos por SOUZA (2003) que na letra “A” a subida pelas regiões 7, 8 até chegar na região 9 apresenta a maior dificuldade. Na letra “F” a maior dificuldade está na transição da região 5 para a 2. Na letra “P” a maior dificuldade encontra-se nas regiões 5 e 7, onde tem uma curva a fazer. Já na letra “C” a porcentagem de acertos foram muito baixos, sendo que todas as regiões apresentaram dificuldades. Quanto a letra “S”, nas regiões 5 e 4, o número de acertos foram bons, mas nas curvas das regiões 7 e 6 e das regiões 2 e 1 o número de acertos foram baixos mostrando que essas regiões são mais difíceis de se traçar (figura 3.2).

Figura 3.2 – Regiões dos traçados de maior dificuldades na escrita

Nesse trabalho de mestrado usamos como gabaritos os traços que apresentaram as maiores dificuldades.

3.2 – O sistema mecânico

O dispositivo apresentado na figura 3.3 e figura 3.4 é composto por uma caneta que deve ser empurrada para seguir um gabarito, com atrito controlado por um freio regulável em função da força que lhe é aplicada.

O dispositivo é composto pelos seguintes componentes:

- Pino móvel (caneta);
- Placas metálicas com cortes específicos;
- Freio (acionamento através de engrenagens);
- Controle de força (circuito eletrônico e motor);
- Mesa de trabalho.

Sobre a mesa é montado o pino móvel (caneta). A caneta está posta no corte da placa metálica (Figura 3.5) de forma que o paciente, só pode movê-la entre os cortes.

No pino móvel são colocados dois sensores de força (FSR). O primeiro (FSR1), ao ser pressionado além de uma certa intensidade, dispara um comando que regula o freio e o segundo (FSR2) dispara um som que visa indicar a criança a usar menos força.

3.2.1 - Pino Móvel

O pino móvel (caneta) (figura 3.6) é o equipamento que o paciente movimenta. O pino móvel é composto por um cilindro com uma pequena bola na ponta (Figura 3.7) e um cubo (Figura 3.8). No cilindro é colocado um sensor de força (FSR2) na altura onde o paciente coloca o polegar e outro sensor (FSR1) na bola, dentro do cubo. O cubo é perfurado na parte superior para encaixar a bola da ponta do cilindro. Assim consegue-se movê-lo em diversas direções. O Sensor colocado na caneta está a 2,5 cm da mesa, uma vez que verificou-se essa ser a altura média que crianças entre 8 e 12 anos apóiam o polegar na caneta (tabela 3.1).

Tabela 3.1 – Distribuição da altura onde crianças colocam o polegar na caneta.

Criança	Idade	Mão	Altura (cm)
1	8	Direita	3
2	8	Direita	2
3	9	Direita	2,5
4	11	Direita	2,5
5	11	Direita	2,8
6	11	Direita	2,5
7	12	Direita	3,2
8	12	Direita	2,2
9	12	Direita	2

Figura 3.6 – Pino móvil

Figura 3.7 – Pino (cilindro)

Figura 3.8 – Cubo

3.2.2 - Controle de Força

O controle de força é realizado com um dispositivo eletrônico que detecta a pressão aplicada no pino móvel. Dependendo da força com a qual o paciente pressiona o sensor, estando esse valor acima do determinado pelo fisioterapeuta o circuito gera um comando para o motor que solta o freio do dispositivo. Caso esteja normal, o sistema aperta o freio gerando atrito, dificultando o movimento, incitando o paciente a aplicar um esforço maior. Dependendo do solicitado pelo fisioterapeuta, o freio poderá soltar-se em níveis intermediários (Figura 3.9). Além da liberação do freio, um som é emitido funcionando como aviso para a criança. O controle se faz pelos sensores colocados no pino móvel.

Os níveis determinados pelo fisioterapeuta são ajustados por software, no microcontrolador do circuito elétrico.

O sensor (FSR1) fixado na parte inferior da bola (figura 3.8) gera o sinal que controla o motor, assim, dependendo da força aplicada na caneta, o motor será acionado.

O sensor (FSR2) fixado no cilindro da caneta (figura 3.7) gera o sinal que aciona o aviso sonoro. O limite de força para isso é determinado pelo fisioterapeuta.

3.2.3 – Freio

Embaixo da mesa estão o circuito com o alarme do controle de força e o freio controlado por um conjunto de engrenagens. O freio é composto por uma placa metálica que é apertada ou liberada (contra a mesa) pelo regulador (figura 3.10). O regulador, ao ser movimentado gira o conjunto de engrenagens que por sua vez aperta ou solta um parafuso. Este parafuso pressiona ou solta uma placa metálica, que em contato com o cubo do pino móvel, resiste ou não ao movimento.

O freio é construído com uma chapa metálica (Figura 3.11), que movimentada para cima ou para baixo pressiona o cubo do pino móvel. Desta forma, um atrito é gerado no pino móvel entre a chapa e a mesa funcionando assim como um freio (Figura 3.10).

Quatro engrenagens colocadas na chapa móvel pressionam esta para cima pelas quatro pontas. As engrenagens colocadas juntos aos parafusos da placa móvel são movimentadas através de uma outra engrenagem colocada junto ao motor, que ao girar faz com que todas girem e assim apertam ou soltam a chapa. A engrenagem colocada junto ao motor é movimentada pelo motor. Este motor é acionado pelo controle de força.

A engrenagem utilizada é a cilíndrica de dentes retos (figura 3.12), que é a mais comum que existe.

Figura 3.12 – Engrenagem Cilíndrica de Dentes Retos (Telecurso 2000)

Sempre que o dispositivo entrar em funcionamento, o freio estará regulado para se obter o maior atrito possível, porém, este jamais irá frear a ponto do paciente não conseguir mover a caneta. O atrito máximo utilizado no dispositivo fará com que se exija uma força maior do paciente, mas nunca impossibilitando seu movimento. Atrito máximo quer dizer que o freio está acionado de forma a gerar o maior atrito possível, mas não freado a ponto da caneta não se movimentar. O controle solta ou aperta o freio caso o paciente já tenha se posicionado novamente com força normal.

Para soltar o freio, devem ser girados os parafusos que prendem a placa móvel em 45° numa segunda posição, 90° em uma terceira posição e 180° para a última posição (caneta livre de atrito por freio). Para isso, o motor gira 45° , 90° e 180° respectivamente.

Como no primeiro movimento, o motor gira 45° e o parafuso do freio 45° , o cálculo da engrenagem fica da seguinte forma:

Engrenagem 1 (E1) – Motor

Engrenagem 2 (E2) – Parafuso do freio

$$E1 = E2$$

Para a sua construção é necessário considerar uma série de dados (figura 3.13), a saber:

- Número de dentes (Z) (Figura 3.15);
- Diâmetro externo (de) (Figura 3.14);
- Módulo (m);
- Diâmetro primitivo (dp) (Figura 3.13);
- Diâmetro interno (di) (Figura 3.16);
- Altura do dente (h) (Figura 3.15);
- Altura da cabeça (a) (Figura 3.18);
- Altura do pé do dente (b) (Figura 3.18);
- Passo (p) (Figura 3.17).

Figura 3.13 – Modelo para construção das engrenagens

A distância d entre as engrenagens será de 82mm.

Sabendo que $E1 = E2$

Concluimos que $Dp1 = Dp2$

$$\text{Mas } d = (Dp1 + Dp2)/2 = (Dp2 + Dp2)/2 = [2.Dp2]/2 = Dp2$$

$$\text{Como } d = 82\text{mm}$$

$$Dp2 = 82\text{mm}$$

Assim

$$Dp1 = 82\text{mm}$$

Sabendo que duas engrenagens acopladas sempre tem o mesmo módulo, e adotando módulo 2, temos

$$Z1 = Z2 = Dp1/m = 82/2 = 41 \text{ dentes}$$

$$de1 = de2 = Dp1 + 2.m = 82 + 4 = 86\text{mm}$$

$$h1=h2 = 1.m + 1.m + (1/6)m = (13/6)m$$

$$h1 = h2 = 4,33\text{mm}$$

$$b1 = b2 = 1.m + (1/6)m = (7/6)m$$

$$b1 = b2 = 2,332\text{mm}$$

$$di = dp - 2.b$$

$$di1 = di2 = dp1 - 2.b = 77,336\text{mm}$$

$$p = m.\pi$$

$$p1 = p2 = 2.\pi = 6,28\text{mm}$$

Figura 3.14 – Visão do diâmetro externo

Figura 3.15 – Dentes da engrenagem

Figura 3.16 – Diâmetro interno da engrenagem

Figura 3.17 – Passo da engrenagem

Figura 3.18 – Altura do dente, da cabeça do dente e do pé do dente

3.3 – O Circuito Eletrônico

O circuito microcontrolado (figura 3.19) é um circuito versátil capaz de ser programado internamente para realização de diversas funções.

Todo o circuito é alimentado por uma fonte DC de 5V.

Figura 3.19 – Controle de Força

Como sensores utilizamos o FSR (figuras 3.20 e 3.21). O FSR é uma resistência que varia dependendo da força aplicada em sua área ativa. Assim,

ao aplicar uma tensão e variar sua resistência, uma tensão reduzida é produzida na saída conseguindo assim mensurar a força aplicada. O FSR é ligado a um circuito amplificador sugerido pelo fabricante (figura 3.22). Esse circuito recebe o sinal do FSR e alimenta uma porta de entrada do microcontrolador.

Nesse projeto, usamos dois FSRs (FSR1 e FSR2) sendo ambos iguais e mostrado na figura 3.21. O circuito é mostrado na figura 3.22. O amplificador operacional utilizado é o LM358N conforme sugerido pelo fabricante do FSR. Os valores de tensão pela força são mostrados no gráfico da figura 3.23. A resistência R_M utilizada no circuito amplificador foi de 3K por se tratar do valor que resulta na curva mais próximo do linear.

Esses dois circuitos alimentam as portas do microcontrolador.

3.3.1 – O MicroControlador HC908Q

Existem diversas definições e conceitos para microcontrolador, a melhor dada por Pereira(2004) sendo:

“Um dispositivo eletrônico capaz de seguir uma sequência predeterminada de comandos e dotado internamente dos dispositivos periféricos necessários para o seu funcionamento e relacionamento com o mundo exterior de forma autônoma.”

As facilidades de projeto obtidas com o uso de um microcontrolador são muito grandes e para enumerar apenas algumas delas:

- Redução do número de componentes, já que os algoritmos de controle passam a ser implementados no programa em execução no microcontrolador;
- Facilidade de implementação de algoritmos de controle complexos;
- Redução no tempo necessário para criação de novos projetos;
- Facilidade na alteração dos algoritmos, uma vez que é necessário apenas alterar o programa do microcontrolador.

Segundo Pereira (2004), “um programa é a codificação seqüencial e em linguagem computacional de um algoritmo lógico idealizado para a resolução de um determinado problema”.

Quando escrevemos um programa, traduzimos um problema em uma seqüência de comandos, que é codificada sob a forma de um conjunto de bits. O microcontrolador ou microprocessador interpreta esses conjuntos de bits (opcodes) e determina a instrução a ser executada.

Cada microcontrolador ou microprocessador possui um conjunto de instruções (pocodes) próprias. É imperativo conhecê-las para que se possa escrever um programa para ele.

Para facilitar o trabalho dos programadores, os fabricantes disponibilizam uma linguagem alternativa aos *opcodes*, que é chamada linguagem *Assembly*.

Os microcontroladores HC908Q são implementações do núcleo de 8 *bits* melhorado (HC08) da Motorola que constituem-se de uma CPU CISC (computador com conjunto complexo de instruções) de 8 *bits* baseada na tradicional arquitetura de Von Neumann, também conhecida como Princeton.

O processador possui um barramento de endereços de 16 *bits*, permitindo o endereçamento de 64 *Kbytes* de memória (interna) e um barramento de dados de 8 *bits*.

Algumas características dos HC908Q:

- Compatíveis com o software da família HC05;
- 1536 (Qx1 / Qx2) ou 4096 (Qx4) *bytes* de memória Flash para programas;
- 128 *bytes* de memória RAM;

- Cinco pinos de entrada/saída e 1 pino de entrada (QTx), 13 pinos de entrada/saída e 1 pino de entrada (QYx), com capacidade de corrente de até 25mA (PTA) e 15mA (PTB);
- Módulo contador/temporizador interno de 16 bits e dois canais, capaz de capturar e comparar sinais;
- Conversor A/D interno de 8 bits e quatro cabais (Qx2 e Qx4);
- Capacidade de interrupção por mudança de estado nos pinos da porta A (PTA);
- Tensão de operação de 3 a 5V;
- Velocidade máxima do barramento interno: 8MHz em 5V (32MHz externo) e 4MHz em 3V (16MHz externo);
- Oscilador interno de 3,2MHz (equivale a 12,8MHz externo) com capacidade de ajuste por software para precisão de até $\pm 5\%$;
- *Watchdog* (cão de guarda) interno;

Na figura 3.24 podemos observar as pinagens que estão descritas na tabela 3.2.

Figura 3.24 – Encapsulamento HC908Q (Pereira (2004))

Tabela 3.2 – Descrição da configuração das pinagens do HC908Q (Pereira (2004))

Pino	Descrição	Direção
VDD	Alimentação positiva	
VSS	Terra de alimentação	
PTA0	PTA0 – pino 0 da porta A	Entrada / saída
	AD0 – canal 0 do conversor AD (somente Qx2e Qx4)	entrada
	TCH0 – canal 0 do timer	Entrada / saída
	KBI0 – entrada 0 da interrupção do teclado	entrada

PTA1	PTA1 – pino 1 da porta A	Entrada / saída
	AD1 – canal 1 do conversor AD (somente Qx2e Qx4)	entrada
	TCH1 – canal 1 do <i>timer</i>	Entrada / saída
	KBI1 – entrada 1 da interrupção do teclado	entrada
PTA2	PTA2 – pino 2 da porta A	Entrada / saída
	IRQ – entrada de interrupção externa com <i>pull-up</i> programável e <i>schmitt trigger</i>	Entrada
	KBI2 – entrada 2 da interrupção do teclado	Entrada
	TCLK – entrada de <i>clock</i> do TIM	Entrada
PTA3	PTA3 – pino 3 da porta A	Entrada / saída
	RST – entrada de <i>reset</i> com <i>pull-up</i> interno e <i>schmitt trigger</i> (ativa em nível 0)	Entrada
	KBI3 – entrada 3 da interrupção do teclado	Entrada
PTA4	PTA4 – pino 4 da porta A	Entrada / saída
	OSC2 – saída do oscilador	Saída
	AD2 – canal 2 do conversor AD (somente Qx2e Qx4)	Entrada
	KBI4 – entrada 4 da interrupção do teclado	Entrada
PTA5	PTA5 – pino 5 da porta A	Entrada / saída
	OSC1 – entrada do oscilador	Entrada
	AD3 – canal 3 do conversor AD (somente Qx2e Qx4)	Entrada
	KBI5 – entrada 5 da interrupção do teclado	Entrada
PTB0 a PTB7	PTB0 a PTB7 – pinos 0 a 7 da porta B (somente versões de 16 pinos)	Entrada / saída

As instruções do microcontrolador HC908Q são divididas em categorias, sendo elas:

- Instruções de movimentação de dados – para efetuar a carga, movimentação e manipulação de dados;
- Instruções de manipulação de *bits* – para setar/apagar *bits* na memória ou no registrador CCR;
- Instruções aritméticas e lógicas – para realizar operações matemáticas ou lógicas;
- Instruções de teste condicional e desvio – para realizar testes e desvios no fluxo do programa;

- Instruções de controle do processador – para o controle interno do processador.

A Motorola oferece um ambiente completo de programação (figura 3.25), simulação e gravação para a família HC908Q chamado Codewarrior.

Esse ambiente (IDE) é composto de um editor, montador *Assembly*, compilador C, *linker*, um assistente de manipulação dos periféricos (*processor expert*), contando também com um sistema de controle de versões (VCS). Além disso, há também um potente simulador que é executado separadamente do IDE.

Neste projeto, utilizamos as pinagens dadas na tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Pinagem do CI HC908Q utilizado no Projeto.

Pino	Ligação	Função
1	Vcc	Alimentação Positiva do CI
2	OSC1 – FSR2	Pegar sinal do FSR2 para controle do Som (Buzzer).
3	OSC2 – FSR1	Pegar sinal do FSR1 para controle do Motor (Freio).
6	PTA1 – Buzzer	Enviar sinal para o Buzzer (som).
7	PTA2 – Motor	Enviar sinal para o Motor.
8	Terra	Terra de alimentação do CI.

Figura 3.25 – Ambiente de programação Codewarrior (Pereira (2004))

É possível ainda simular o programa.

No Apêndice 1 apresentamos o programa completo desenvolvido para este projeto.

3.3.2 – Buzzer

Para o alerta de som, usamos um Buzzer ativo alimentado com 5 VDC. Este componente, tem formato cilíndrico, dois pinos para a alimentação e é facilmente operado. Sempre que é alimentado produz um som contínuo. Graças ao seu reduzido consumo, é possível ligá-lo diretamente a um pino do microcontrolador.

3.3.3 – LM358N

Utilizou-se este componente uma vez que o “datasheet” do FSR traz a configuração do circuito a ser montado para o sensor funcionar adequadamente e o mais próximo da linearidade possível. Nesse circuito utiliza-se o LM358N como amplificador operacional.

Seu encapsulamento é mostrado na figura 3.26 e a pinagem utilizada na tabela 3.4.

Figura 3.26 – Encapsulamento do LM358N

Tabela 3.4 – Pinagem do CI LM358N (U3A e U4A) utilizado no Projeto.

Pino	Descrição	Função
1	Saída A	Liga o Pino 2 (OSC1) do HC908Q
2	Entrada A (-)	Liga o R2 e R3 ao LM358N

3	Entrada A (+)	Liga o FSR2 e R1 ao LM358N
4	Terra	Terra de alimentação do CI.
5	Entrada A (-)	Liga o R7 e R8 ao LM358N
6	Entrada A (+)	Liga o FSR1 e R6 ao LM358N
7	Saída A	Liga o Pino 3 (OSC2) do HC908Q
8	Vcc	Alimentação Positiva do CI

3.3.4 – ServoMotor

O servomotor é mais que apenas um motor. É um motor que apresenta um certo grau de inteligência. Os motores DC são mais comuns e têm o seu funcionamento mais conhecido. Quando é aplicada a alimentação, este tipo de motor começa a rotacionar em determinada direção. Essa rotação acontece enquanto a alimentação. Em nosso dispositivo o servomotor rotaciona com 45, 90 e 180° controlado pelo tempo de alimentação.

Conforme os dados descritos, chegamos ao circuito total (figura 3.27).

3.4 – Gabaritos

Tendo em vista as informações obtidas por Souza (2003), desenvolvemos os gabaritos mostrados nas figuras 3.26 a 3.29.

Figura 3.29 – Gabarito 4

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1 - Calibração

Para calibrar o dispositivo aplicamos pesos de chumbo de 50g e medimos a tensão de saída do circuito acoplado ao FSR. Desta forma foram encontradas experimentalmente as tabelas 4.1 e 4.2 que mostram a tensão de saída em volts para a primeira e a segunda gama de medida respectivamente. Para obter duas gamas de medidas adicionamos uma arruela de borracha de espessura 1mm sobre a área de contato e o circuito passou a detectar valores somente acima de 500g. Esse valor foi adquirido experimentalmente.

Tabela 4.1 – Relação da tensão de saída em função da carga utilizando o dispositivo 1 – sem arruela

Força (g)	Tensão (Volts)	Força (g)	Tensão (Volts)
0	0,71	700	2,00
50	0,91	750	2,10
100	1,10	800	2,15
150	1,30	850	2,24
200	1,40	900	2,31
250	1,50	950	2,51
300	1,55	1000	2,54
350	1,55	1050	2,56
400	1,55	1100	2,60
450	1,55	1150	2,75
500	1,67	1200	2,81
550	1,75	1250	2,86
600	1,80	1300	2,87
650	1,94		

Tabela 4.2 – Relação da tensão de saída em função da carga utilizando o dispositivo 2 – com arruela de borracha

Força (g)	Tensão (Volts)	Força (g)	Tensão (Volts)
0	0,71	950	1,55
50	0,71	1000	1,55
100	0,71	1050	1,67
150	0,71	1100	1,75
200	0,71	1150	1,80
250	0,71	1200	1,94
300	0,71	1250	2,00
350	0,71	1300	2,10
400	0,71	1350	2,15
450	0,71	1400	2,24
500	0,71	1450	2,31
550	0,71	1500	2,51
600	0,91	1550	2,54
650	1,10	1600	2,56
700	1,30	1650	2,60
750	1,40	1700	2,75
800	1,50	1750	2,81
850	1,55	1800	2,86
900	1,55		

O conjunto de dados obtidos para calibração do componente FSR foi lançado em uma planilha de cálculo para obtenção das curvas características mostradas nas figuras 4.1 e 4.2.

Desenvolvemos um programa de ajuste de curva especificamente para essa aplicação utilizando de calculo a regressão linear. O programa está no apêndice 2. A figura 4.3 mostra os valores e a equação da reta (1) gerada pelo programa.

$$F(x) = 622,5886.X - 12,62657 + 500 \quad (1)$$

Onde $F(x)$ é a força aplicada

e X é a tensão encontrada

sendo que o valor 500 corresponde ao efeito causado pela arruela de borracha.

Figura 4.3 – Tela do programa de equação da reta

4.2 – Testes com voluntários

Solicitamos que três voluntários realizassem diversos tipos de traços utilizando uma caneta comum onde fixamos um FSR (Figura 4.4 e 4.5).

Figura 4.4 – Caneta usada na primeira coleta de dados

Figura 4.5 – Experimento utilizado na primeira coleta de dados

O primeiro traço solicitado foi uma reta horizontal e com o programa de coleta de dados utilizando o gravador do microcontrolador (Figura 4.6), levantamos a força aplicada no corpo da caneta em função do tempo. Na Tabela 4.3 apresentamos a média das tensões coletadas durante o traço realizado pelos três voluntários com força normal.

Tabela 4.3 – Relação tensão x tempo x força usando força normal

Tempo (s)	Tensão (Volts)	Força (g)
0,0	0,00	475
0,5	0,70	915
1,0	1,00	1103
1,5	1,10	1166
2,0	1,20	1229
2,5	1,20	1229
3,0	1,20	1229
3,5	1,20	1229

Figura 4.6 – Placa do gravador do microcontrolador usado na aquisição de dados

Podemos observar que a máxima tensão detectada durante o tempo de 3,5s que os voluntários levaram para traçar uma reta horizontal, foi de 1,2v e a força máxima exercida foi de 1229g.

Após esse teste, pedimos aos voluntários que executassem o mesmo traço, porém exercendo sobre o corpo da caneta a maior força possível. Os dados coletados são apresentados na tabela 4.4.

Tabela 4.4 – Relação tensão x tempo x força usando força acima do normal

Tempo (s)	Tensão (Volts)	Força (g)
0,0	1,00	1103
0,5	1,60	1480
1,0	2,40	1983
1,5	2,90	2297
2,0	3,00	2360
2,5	3,00	2360
3,0	3,00	2360
3,5	3,00	2360
4,0	3,00	2360
4,5	3,00	2360
5,0	3,00	2360

Observamos que quando os voluntários traçaram a reta exercendo uma força acima do normal, o tempo para completar o traçado aumentou até 5s sendo que a maior força registrada foi de 2360g. A partir desse valor o dispositivo saturou.

Após esse experimento, foi solicitado aos voluntários que efetuassem um traçado em dente de serra. Os resultados estão na tabela 4.5 para a força normal e na tabela 4.6 para a força acima do normal.

Tabela 4.5 – Relação tensão x tempo x força com força normal para traçado dente de serra

Tempo (s)	Tensão (Volts)	Força (g)
0,0	0,30	663
0,5	0,80	977
1,0	1,00	1103
1,5	1,20	1229
2,0	1,40	1355
2,5	1,20	1229
3,0	1,00	1103

Tabela 4.6 – Relação tensão x tempo x força com força acima do normal para traçado dente de serra

Tempo (s)	Tensão (Volts)	Força (g)
0,0	3,00	2360
0,5	3,00	2360
1,0	3,00	2360
1,5	3,00	2360
2,0	3,00	2360
2,5	3,00	2360
3,0	3,00	2360
3,5	3,00	2360
4,0	3,00	2360
4,5	3,00	2360
5,0	3,00	2360

Podemos notar que na tabela 4.5 a força máxima exercida foi de 1355g, possivelmente na transição do fim da subida e começo da descida do traçado dente de serra, ponto onde se suponha que a dificuldade é maior. Além disso, o traçado dente de serra leva um tempo bem maior que o traço horizontal, uma vez que o traço horizontal tem um comprimento de 18cm e o dente de serra 5cm na subida e 5cm na descida.

Na tabela 4.6, observamos que o voluntário apertou a caneta logo no início e a manteve pressionado fortemente até o final do traçado. Com isso observamos que a força durante todo o traçado foi de 2360g, mas pode ter sido maior, uma vez que o FSR satura para esse valor.

Após esses experimentos, colocamos o FSR na bola da caneta, dentro do cubo e passamos a experimentar a força exercida pelos voluntários ao pressionar a caneta contra o plano. O sensor (FSR) utilizado é o mesmo do experimento anterior.

Como primeiro passo, pedimos aos voluntários para efetuar o traçado dente de serra utilizando uma força normal de escrita. Os valores estão na tabela 4.7.

Tabela 4.7 – Relação tensão x tempo x força com força normal (experimento 2)

Tempo (s)	Tensão (Volts)	Força (g)
0,0	1,00	1103
0,5	1,50	1417
1,0	1,70	1543
1,5	2,00	1732
2,0	1,80	1606
2,5	1,80	1606
3,0	1,50	1417
3,5	1,30	1292
4,0	1,30	1292

O valor máximo de força foi de 1732g. Esse valor está bem acima da força aplicada no corpo da caneta para efetuar o mesmo traçado.

Solicitamos aos voluntários que efetuassem o traçado empregando força acima do normal. Os resultados são mostrados na tabela 4.8.

Tabela 4.8 – Relação tensão x tempo x força com força acima do normal (experimento2)

Tempo (s)	Tensão (Volts)	Força (g)
0,0	1,50	1417
0,5	2,00	1732
1,0	2,20	1857
1,5	2,40	1983
2,0	2,60	2109
2,5	2,80	2235
3,0	2,90	2297

3,5	2,90	2297
4,0	2,80	2235
4,5	2,60	2109
5,0	2,40	1983

Observamos que o voluntário não consegue exercer uma força constante como quando apertou o corpo da caneta. A força foi aumentando até chegar ao topo do traçado, e na descida houve uma diminuição da força.

Colocamos o FSR no corpo da caneta desenvolvida para o dispositivo, como mostrado na figura 4.7. e obtivemos os mesmos valores.

Figura 4.7 – Dispositivo com o FSR no corpo da caneta do dispositivo

4.3 – Calibração do microcontrolador

Com essas informações, configuramos o microcontrolador para atuar em função da força aplicada na caneta. O microcontrolador, foi escolhido pela facilidade de programação e para poder atuar em tempo real. Montamos uma tabela onde são comparados os valores de entrada com as tensões de referência para controlar o motor. O tempo de aquisição dos dados é de 20ms.

O tamanho dos traçados foi previsto para que o freio possa atuar nos pontos críticos. Essa atuação foi verificada visualmente e foi considerada satisfatória pelos voluntários e pelos fisioterapeutas.

Os valores de referência apresentados na tabela 4.9 podem ser modificados seguindo as indicações do fisioterapeuta.

Tabela 4.9 – Valores de referência para atuação no motor

Força (G)	Tensão (V)	Giro (°)
1500 a 1600	1,63 a 1,79	45
1700 a 1800	1,95 a 2,11	90
Acima 2000	Acima 2,43	180

Os voluntários testaram o freio utilizando forças abaixo e acima dos valores de referência. Observamos as tensões num osciloscópio e verificamos se o giro do motor corresponde a esses limites. Quando apertarem demais a caneta contra a mesa chegando a 1500g, o motor girou 45° soltando parcialmente o freio. O freio se manteve assim enquanto a força não foi inferior a 1500g ou não chegou a 1700g. Quando o valor alcançou 1700g, o motor girou mais 45°, totalizando assim 90°. O freio se manteve assim enquanto a força não foi igual ou inferior a 1600g ou não chegou a 2000g. Quando a carga aplicada chegou a 2000g, o motor girou mais 90°, e soltou o freio totalmente liberando a caneta para se mover livremente.

Quando os voluntários colocaram uma força maior que 1600g no FSR posicionado no corpo da caneta, o sinal sonoro foi acionado.

As figuras (4.8 a 4.12) mostram fotos dos voluntários executando os traçados e a coleta dos dados sendo feita e a figura 4.13 mostra o dispositivo.

Figura 4.8 – Voluntário 1 executando traçado

Figura 4.9 – Voluntário 2 executando traçado

Figura 4.10 – Voluntário 3 executando traçado

Figura 4.11 – Detalhe do voluntário 3 executando traçado

Figura 4.12 – Detalhe do voluntário 1 executando traçado

Figura 4.13 – Protótipo do dispositivo usado em testes

Para verificar se o dispositivo respondeu adequadamente registramos o nível de atuação do motor e do buzzer (sinal sonoro) em função da tensão aplicada. Os dados obtidos na atuação do motor são mostrados na tabela 4.9. e o apito foi acionado quando o microcontrolador detectou a tensão de 1,8v.

Tabela 4.9 – Distribuição de atuação do Motor

Força (G)	Tensão (V)	Giro (°)
1500	1,63	45
1700	1,95	90 (+ 45)
2000	2,43	180 (+90)
1800	2,11	90 (-90)
1600	1,79	45 (-45)
1480	1,60	0 (-45)

Sendo que quando ligamos o dispositivo, o motor está em zero, isto é parcialmente freado.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

5.1 – Conclusões

A proposta de um novo dispositivo para auxiliar na reabilitação dos movimentos dos membros superiores envolvidos na grafia e de baixo custo, está de acordo com as solicitações dos pesquisadores do centro de fisioterapia da Universidade de Mogi das Cruzes. Vem atender as dificuldades encontradas por esses profissionais na reabilitação de crianças com comprometimento motor dos membros superiores. Constatamos que houve uma relação tranqüila dos voluntários com os materiais do experimento e que o dispositivo é bem integrado na realidade dos usuários, não provocando rejeição ou desconforto.

A pesquisa proporciona uma nova concepção da tentativa de integração das crianças portadoras de deficiência à sociedade, uma vez que permitirá que elas superem suas dificuldades numa área tão valorizada pela sociedade que é a grafia.

O dispositivo deverá ser útil para professores de alfabetização em salas de aulas em escolas especiais que lidam com as dificuldades de aprendizagem dessas crianças.

Esperamos que esta pesquisa não contribua apenas com aspectos técnicos, mas também impulse as pessoas a se conscientizarem da importância de auxiliar a criança portadora de deficiência a superar suas dificuldades.

5.2 – Trabalhos futuros

Como proposta futura, almejamos ampliar os recursos de hardware e software de forma a contribuir para o desenvolvimento de melhores estratégias para a reabilitação das habilidades motoras utilizadas na grafia. Assim sendo, podemos aprimorar o sistema para avaliar o desempenho da reabilitação, o cansaço, assim como a evolução das patologias.

Para melhorar o sistema, a atuação do freio poderá ser progressiva.

BIBLIOGRAFIA

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMATE, F. C. S. et. al. (2002) Análise dos Movimentos Finos de Crianças com Ataxia. Anais XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Vol. 2, p. 166-167.

ANDRADE, J. M. P. (1999), Revista eletrônica
<http://www.delnet.org.br>.

BENDERLY, B. L. (1999). A tecnologia assistencial se expande para atender às crescentes necessidades. Revista Sociedade & Valores dos EUA., Janeiro 1999, p. 48-53.

FREITAS, S. G. (2000) – TECNOLOGIA ASSISTIVA: contribuição para a melhoria da qualidade de vida dos deficientes físicos. Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, São Paulo.

INTERLINK ELECTRONICS, FSR (2004) Integration Guide and Evaluation Parts Catalog With Suggested Electrical Interfaces, ed. 1, VersaPoint Technology.

KREBS, H. I. et. al. (2000). A Novel Approach to Stroke Rehabilitation – Robot-Aided Sensorimotor Stimulation. American Academy of Neurology. p. 1938-1944.

KREBS, H. I. et. al. (1998) Increasing Productivity and of Care: Robot-Aided Neuro-Rehabilitation. Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol. 37, p. 639-652.

KREBS, H. I. et. al. (1998) Procedural Motor Learning in Parkinson's Disease. Springer-verlag, Published online. P. 425-437.

KREBS, H. I. et. al. (1998). Robot-Aided Functional Imaging: Application to a Motor Learning Study, Human Brain Mapping, vol. 6, n. 1, P. 59-72.

KREBS, H. I. et. al. (1998). Robot-Aided Neurorehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and rehabilitation Engineering. Vol. 6, n. 1, p. 75-87.

KREBS, H. I. et. al. (1999). Robot Training enhanced Motor Outcome in Patients with Stroke Maintained over 3 years. American Academy of Neurology. P. 1874-1876.

KREBS, H. I. et. al. (2000) The effect of Robot-Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery Following Stroke, Arch Neurol, Vol. 54, p. 443*-446.

LE BOULCH, Jean. Educação Psicomotora: Psicocinética da Idade Escolar. Porto Alegre, Editora Artes Médicas, 1987.

MELLO M.A.F. et. al. (1999). Tecnologia Assistiva. In: Medicina de Reabilitação aplicada à Ortopedia e Traumatologia. Ed. Roca, São Paulo.

NAKAMURA, M. et. al. (2000). Compensation of Hand Movement for Patients by Assistant Force: Relationship Between Human Hand Movement and Robot Arm Motion. IEEE Transactions on Neural Systems and rehabilitation Engineering, vol. 8, n. 3, p. 176-189.

O' SULLIVAN, Susan B.; SCHMITZ, Thomas J. Fisioterapia: avaliação e tratamento. São Paulo, Editora Manoele, 1993.

PEREIRA, Fábio (2004). Microcontroladores HC908Q – Teoria e Prática. Ed. Érica, São Paulo, 1 edição, 2004.

PIRET, Susanne; BEZIÉRES, Marie Madeleine. A Coordenação Motora: Aspecto Mecânico da Organização Psicomotora do Homem. São Paulo, Editora Summus, 1992.

RICHARDSON, B. et. al. (2001). The TDS: A New Device for Comparing Active and Passive-Guided Touch. IEEE Transactions on Neural Systems and rehabilitation Engineering, vol. 8, n. 3, p. 414-417.

ROCHA, E.F.(1997). Recursos Tecnológicos e Equipamentos. In: Anais do V Congresso Brasileiro de Terapia Ocupacional, Belo Horizonte.

SCHIMIDT, Richard A.; WRISBERG, Craig A. Aprendizagem e Performance Motora: Uma abordagem Baseada no Problema. Porto Alegre, Editora Artmed, 2001.

SOUZA, Selma R. S. Dispositivo para medir o desempenho da habilidade gráfica de crianças em fase de alfabetização. Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, 2003.

UMPHRED, D. A. (1994). Fisioterapia Neurológica, Ed. Manole Ltda, 2º edição.

ZAZZO, Renné. Manual para o Exame Psicológico da Criança. São Paulo, Editora Mestre Jou, 1968.

APÊNDICE 1

PROGRAMA PARA CONTROLE DO SERVOMOTOR

```

*****
;
;* Resumo: Um microcontrolador Motorola HC908QT4 eh utilizado.*
;*      Um valor de tensao eh lido no pino 3 (canal 2 do          *
;*      conversor AD) e determina o periodo de ativacao de      *
;*      uma saida PWM, utilizando o modo com buffer, conec-     *
;*      tada a um servomotor (pino 7, TCH0).                    *
*****
;

```

Include 'qtqy_registers.inc' ; Nomes dos SFRs.

```

***** Parametros
;

```

```

;* Obs: Na placa de demonstracao, o bus clock eh de 5 MHz.
;*      O TIM (timer interface module) eh configurado com
;*      prescaler de 1:4, resultando numa resolucao de 0,8 us.

```

```

periodoH    equ    $61          ; MSB para modulo do TIM.
periodoL    equ    $A7          ; LSB para modulo do TIM.
; Estes valores determinam
; o periodo do sinal PWM.
; $61A8 = 25000, resultando
; num periodo de 20 ms.

```

cicloMinH	equ \$04	; MSB do ciclo ativo minimo.
cicloMinL	equ \$E2	; LSB do ciclo ativo minimo.
		; \$04E2 = 1250 => 1 ms

cicloMaxH	equ \$09	; MSB do ciclo ativo maximo.
cicloMaxL	equ \$C4	; LSB do ciclo ativo maximo.
		; \$09C4 = 2500 => 2 ms

ciclo0H	equ \$04	; 1250: 1 ms => 0 grau.
---------	----------	-------------------------

ciclo0L	equ \$E2
---------	----------

ciclo90H	equ \$06	; 1666: 4/3 ms => 90 graus.
----------	----------	-----------------------------

ciclo90L	equ \$82	;
----------	----------	---

ciclo180H	equ \$08	; 2083: 5/3 ms => 180 graus.
-----------	----------	------------------------------

ciclo180L	equ \$23
-----------	----------

ciclo270H	equ \$09	; 2500: 2 ms => 270 graus.
-----------	----------	----------------------------

ciclo270L	equ \$C4
-----------	----------

,***** Mapeamento entrada AD-angulo de giro do servomotor

val0Max	equ 50	; Max. valor para giro de 0 grau.
---------	--------	-----------------------------------

val90Min	equ 100	; Min. valor para giro de 90 graus.
----------	---------	-------------------------------------

val90Max	equ 120	; Max. valor para giro de 90 graus.
----------	---------	-------------------------------------

val180Min	equ 150	; Min. valor para giro de 180 graus.
-----------	---------	--------------------------------------

val180Max	equ 190	; Max. valor para giro de 180 graus.
-----------	---------	--------------------------------------

val270Min	equ 210	; Min. valor para giro de 270 graus.
-----------	---------	--------------------------------------

***** Dados

ORG \$80

ciclo	ds	2	; "Duty cycle".
mudaCiclo	ds	1	; 0 para indicar que o duty ; cycle nao deve ser alterado.

***** Memoria de Programa

```
ORG $EE00
```

Inicio:

```
mov    #0, CONFIG1    ; Desligo o watch dog.
```

Ida OSCTRIM

cmp #\$ff

beq TrimOK

sta OSCTRIM

TrimOK: ; Ajuste interno do oscilador.

```
rst                                ; Inicializo pilha.
```

```
mov #%00100010, ADSCR      ; Configuro conversor AD:
                             ; - sem interrupcoes
                             ; - modo continuo
                             ; - canal ADC2 (PTA4 - pino 3)
```

```
mov #0x11100000, ADICLK ; Configuro clock de conversao:
                          ; - 1/16 do bus clock.
                          ; - @20 MHz -> 312,5 kHz
                          ; - uma conversao: 51,2 us
```

```
mov #0x00110000, TSC ; Configuro TIM:
; - interrupcao desabilitada
```



```

; - timer parado
; - contagem reinicializada
; - fator do prescaler 1:1
; - @20 MHz -> 5 MHz

```

```

mov #periodoH, TMODH
mov #periodoL, TMODL          ; Configuro periodo PWM.

mov #cicloMinH, TCH0H
mov #cicloMinL, TCH0L        ; Inicio com ciclo ativo minimo.

```

```

.*****
;
;* CalculaCiclo: dado um valor no acumulador, calcula o ciclo *
;*          ativo, retornando o valor em "ciclo" (MSB)          *
;*          e "ciclo + 1" (LSB), lembrando que a CPU eh        *
;*          Big Endian.                                         *
.*****
;

mov #0, mudaCiclo
cmp    #val0Max
bls Giro0
cmp #val90Min
bhs GE90
rts

```

```

Giro0:                                ; Giro de 0 grau.
    mov    #ciclo0H, ciclo
    mov #Ciclo0L, ciclo + 1
    inc mudaCiclo
    rts

```

```

GE90:                                ; Giro de 90 graus.

```

```

    cmp    #val90Max
    bhi Testa180
    mov     #ciclo90H, ciclo
    mov     #ciclo90L, ciclo + 1
    inc mudaCiclo
    rts

```

Testa180: ; > val90Max

```

    cmp    #val180Min
    bhs    GE180
    rts

```

GE180: ; Giro de 180 graus.

```

    cmp    #val180Max
    bhi Testa270
    mov     #ciclo180H, ciclo
    mov     #ciclo180L, ciclo + 1
    inc mudaCiclo
    rts

```

Testa270: ; > val180Max

```

    cmp    #val270Min
    bhs    GE270
    rts

```

GE270: ; Giro de 270 graus.

```

    mov     #ciclo270H, ciclo
    mov     #ciclo270L, ciclo + 1
    inc mudaCiclo
    rts

```

```

,*****
,

```

```

;* Interrupcoes espurias                                     *
;*      (interrupcoes indesejaveis)                         *
;*****
;
IntEspuria:
    nop
    rti

;*****
;* Rotina de tratamento da interrupcao do TIM.             *
;*      Faz a conversao AD, calcula o novo ciclo e atualiza *
;*      o canal inativo do TIM.                             *
;*****
TIM_int:
    brclr 7, ADSCR, $ ; Espero a conversao AD completar.
    lda  ADR
    bsr  CalculaCiclo ; Calculo o duty cycle baseado
                     ; no valor lido do ADC.

    lda  #1
    cbeq mudaCiclo, Atualiza
    rti

Atualiza:
    bclr 7, TSC ; Apago o TOF (overflow flag).
    brset 7, TSC0, Canal0Ativo ; Testo o canal ativo
Canal1Ativo: ; Canal 0 inativo, 1 ativo.
    bclr 7, TSC1
    mov  ciclo, TCH0H
    mov  ciclo + 1, TCH0L
    rti

Canal0Ativo:
    bclr 7, TSC0
    mov  ciclo, TCH1H

```



```

mov  ciclo + 1, TCH1L
rti

```

```

*****
;
.*          Vetores de Interrupcao          *
;
*****
;

```

```

ORG $FFDE

```

```

fdbIntEspuria          ; $FFDE: ADC
fdbIntEspuria          ; $FFE0: KBI
fdbIntEspuria          ; $FFE2
fdbIntEspuria          ; $FFE4
fdbIntEspuria          ; $FFE6
fdbIntEspuria          ; $FFE8
fdbIntEspuria          ; $FFEA
fdbIntEspuria          ; $FFEC
fdbIntEspuria          ; $FFEE
fdbIntEspuria          ; $FFF0
fdbTIM_Int             ; $FFF2: TIM
fdbIntEspuria          ; $FFF4: TIM - canal 1
fdbIntEspuria          ; $FFF6: TIM - canal 0
fdbIntEspuria          ; $FFF8
fdbIntEspuria          ; $FFFA: IRQ
fdbIntEspuria          ; $FFFC: SWI e break
fdbInicio              ; $FFFE: Reset

```

```

END

```

APÊNDICE 2

PROGRAMA DE AJUSTE DE CURVA POR RETA

```
program AJ_RETA;
uses
  crt;
var
  X, Y: array [1..50] of real;
  SXY, SX2, SX, SY, A, B: real;
  LIN, COL, I, N: integer;
begin
  clrscr;
  writeln('Ajustamento de Curva através de uma RETA (Regressão Linear)');
  writeln;
  write('Quantos pontos possui a tabela? ->');
  readln(N);
  writeln;
  writeln('  X      Y=f(x)');
  LIN:= 6;
  COL:= 3;
  for I:= 1 to N do
  begin
    if I = 16 then
    begin
      gotoxy(30,5);
```

```

        writeln('X      Y=f(x)');
        LIN:= 6;
        COL:= 30;
    end;
    gotoxy(COL, LIN);
    read(X[I]);
    gotoxy(COL + 8, LIN);
    read(Y[I]);
    LIN:= LIN + 1;
end;
SX:= 0;
SX2:= 0;
SY:= 0;
SXY:= 0;
for I:= 1 to N do
begin
    SX:= SX + X[I];
    SX2:= SX2 + X[I] * X[I];
    SY:= SY + Y[I];
    SXY:= SXY + X[I] * Y[I];
end;
B:= ( SXY * SX - SY * SX2 ) / ( SX * SX - N * SX2);
A:= (SY - B * N) / SX;
gotoxy(3,21);
writeln('A equa#o da reta que melhor se ajusta aos pontos da tabela');
writeln('fornecida , -> ',A:10:5,' x + (',B:10:5,')');
readkey;
end.

```



```

***** Circuito *****
;
;* Entrada do FSR:      pino 7 (AD0/PTA0)
;* Saida do LED vermelho: pino 6 (PTA1) 0: acende
;* Saida do LED verde:   pino 2 (PTA5) 0: acende
;* Interrupcao externa:  pino 5 (!IRQ)
*****

```

```

Include 'qtqy_registers.inc' ; Nomes dos SFRs.

```

```

***** Parametros
;

```

```

;* Obs: Na placa de demonstracao, o bus clock eh de 5 MHz.
;* O TIM (timer interface module) eh configurado com
;* prescaler de 1:4, resultando numa resolucao de 0,8 us.

```

```

periodoH equ $F4 ; MSB para modulo do TIM.
periodoL equ $24 ; LSB para modulo do TIM.
; Estes valores determinam
; o periodo de amostragem.
; $F424 = 62500, resultando
; num periodo de 50 ms.

```

```

;***** Configuracao do conversor AD e do timer.
;

```

```

adConfig equ %00100000 ; Conf. para FSR do buzzer (canal 0).
;|||
;||+-----> Somente uma conversao.
;|+-----> Interrupcao desabilitada.
;+-----> CoCo bit.

```

```

adClock equ %00000000 ; Clock para conversor A/D.

```

```

; 1:1 do clock de barramento.
; Freq. de conversao = 5 MHz.

```

```

tConfig equ %01000010 ; Conf. do timer.
;|||| |||
;|||| ++++-----> 1:4 da freq. de barramento.
;|||+-----> Contagem reinicializada.
;||+-----> Timer parado.
;|+-----> Interrupcao habilitada.
;+-----> TOF (timer overflow flag).

```

```

COCO equ 7

```

```

TOF equ 7

```

```

TSTOP equ 5

```

```

LEDverde equ 5

```

```

LEDvermelho equ 1

```

```

;***** Dados

```

```

ORG $80

```

```

nAmostras ds 1 ; Numero de amostras.

```

```

amostras ds 100 ; Vetor de amostras do conversor A/D.

```

```

;***** Memoria de Programa

```

```

ORG $EE00

```


Inicio:

```
mov #$1, CONFIG1 ; Desligo o watch dog.
```

```
lda OSCTRIM
```

```
cmp #$ff
```

```
beq TrimOK
```

```
sta OSCTRIM
```

```
TrimOK: ; Ajuste interno do oscilador.
```

```
rsp ; Inicializo pilha.
```

```
mov #adConfig, ADSCR ; Configuro conversor AD:
```

```
; - sem interrupcoes
```

```
; - modo continuo
```

```
; - canal ADC0 (pino 7)
```

```
mov #adClock, ADICLK ; Configuro clock de conversao:
```

```
; - 1/1 do bus clock.
```

```
; - @20 MHz -> 5 MHz
```

```
; - uma conversao: 0,2 us
```

```
mov #tConfig, TSC ; Configuro TIM:
```

```
; - interrupcao desabilitada
```

```
; - timer parado
```

```
; - contagem reinicializada
```

```
; - fator do prescaler 1:1
```

```
; - @20 MHz -> 5 MHz
```

```
bset LEDvermelho, DDRA ; Saida para LED vermelho.
```

```
bset LEDverde, DDRA ; Saida para LED verde.
```

```
bclr LEDverde, PORTA ; LED verde aceso.
```

```
bset LEDvermelho, PORTA ; LED vermelho apagado.
```

```
bset 6, CONFIG2 ; Habilito interrupcao externa.
```

```
cli      ; Habilito todas interrupcoes.
```

```
mov #0, nAmostras ; Inicializo contador de amostras.
```

```
ldhx #amostras ; Inicializo H:X.
```

```
Espera:
```

```
lda nAmostras
```

```
cmp #100
```

```
bne Espera
```

```
bclr LEDverde, PORTA ; LED verde aceso.
```

```
bclr LEDvermelho, PORTA ; LED vermelho aceso.
```

```
Aqui:
```

```
bra Aqui
```

```

;*****
;
;* Interrupcoes espurias                                *
;*              (interrupcoes indesejaveis)              *
;*****
;
```

```
IntEspuria:
```

```
    nop
```

```
    cli
```

```
    rti
```

```

;*****
;
;* Rotina de tratamento da interrupcao do TIM.          *
;* Faz a conversao AD e salva o valor lido no vetor de  *
;* amostras.                                             *
;*****
;
```

```
TIM_int:
```

```
bclr TOF, TSC ; Apago o TOF (overflow flag).
```

```
EsperaADC:
```

```
brset COCO, ADSCR, LeADC
```

```
bra EsperaADC
```

LeADC:

```
lda ADR
sta ,X
inc X
inc nAmostras
cli
rti
```

```
*****
;
;* Rotina de tratamento da interrupcao externa. *
;* Inicializa o contador de amostras e a contagem. *
*****
;
```

IRQ_int:

```
mov #0, nAmostras ; Inicializo contador de amostras.
ldhx #amostras ; Inicializo H:X.
bclr TSTOP, TSC ; Libero a contagem do timer.
cli
rti
```

```
*****
;
;* Vetores de Interrupcao *
*****
;
```

ORG \$FFDE

```
fdb IntEspuria ; $FFDE: ADC
fdb IntEspuria ; $FFE0: KBI
fdb IntEspuria ; $FFE2
fdb IntEspuria ; $FFE4
fdb IntEspuria ; $FFE6
fdb IntEspuria ; $FFE8
fdb IntEspuria ; $FFEA
```



```
fdb IntEspuria    ; $FFEC
fdb IntEspuria    ; $FFEE
fdb IntEspuria    ; $FFF0
fdb TIM_Int       ; $FFF2: TIM
fdb IntEspuria    ; $FFF4: TIM - canal 1
fdb IntEspuria    ; $FFF6: TIM - canal 0
fdb IntEspuria    ; $FFF8
fdb IRQ_Int       ; $FFFA: IRQ
fdb IntEspuria    ; $FFFC: SWI e break
fdb Inicio        ; $FFFE: Reset
END
```

APÊNDICE 4

FIGURAS COTADAS DAS PEÇAS USADAS NA MONTAGEM DO DISPOSITIVO

Figura AP4.1 – Vista 3d do dispositivo

Figura AP4.8 – Haste

Figura AP4.9 – Limitador

Figura AP4.19 – Montagem final