

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

ANDRÉ LUIZ GONÇALVES PEPINO

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO PORTÁTIL  
COM OITO CANAIS SÍNCRONOS**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA  
2011



ANDRÉ LUIZ GONÇALVES PEPINO

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO PORTÁTIL  
COM OITO CANAIS SÍNCRONOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Miguel Gewehr

CURITIBA  
2011

---

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

---

P422    Pepino, André Luiz Gonçalves  
      Sistema de eletroestimulação portátil com oito canais síncronos / André Luiz Gonçalves  
      Pepino .— 2011.  
      122 f. : il. ; 30 cm

      Orientador: Pedro Miguel Gewehr.

      Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2011.

      Bibliografia: f. 105-108.

      1. Estímulos elétricos. 2. Eletroterapia. 3. Reabilitação. 4. Instrumentos e aparelhos médicos. 5. Engenharia biomédica. 6. Simulação (Computadores). 7. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Gewehr, Pedro Miguel, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Título da Dissertação Nº 561:

## “Sistema de Eletroestimulação Portátil com Oito Canais Síncronos”

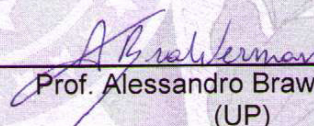
por

### André Luiz Gonçalves Pepino

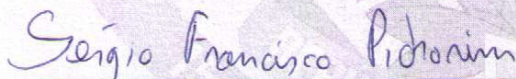
Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 15h do dia 06 de junho de 2011. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



Prof. Pedro Miguel Gewehr, Dr.  
(Presidente – UTFPR)



Prof. Alessandro Brawerman, Dr.  
(UP)

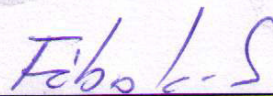


Prof. Sérgio Francisco Pichorim, Dr.  
(UTFPR)



Prof. Gilberto Branco, Dr.  
(UTFPR)

Visto da coordenação:



Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.  
(Coordenador do CPGEI)

Dedico este trabalho a Deus, por dar sentido e vontade de continuar lutando.

À minha família, pelo apoio e confiança em mim depositada.

À minha amada esposa, pela compreensão e amor incondicional.

Ao meu orientador, pela crença e paciência apresentada.

A todos que de certa maneira me incentivaram para chegar até aqui.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, que sempre me conduziu sabiamente ao longo da minha vida, me dando oportunidades para continuar vencendo os obstáculos.

À minha família, que me apoiou e acreditou nas minhas decisões durante toda minha jornada.

À minha amada esposa Ivy Faigle, por caminhar ao meu lado durante todos os períodos difíceis e colaborar com palavras de amor e confiança.

Ao meu orientador Professor Dr. Pedro Miguel Gewehr, por me orientar pacientemente e dar liberdade para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, pelas horas de estudo conjunto, companheirismo em congressos e incentivo, em especial, Carmen Rasera, Gabrieli Simionato, Silvio Akiyoshi, Leonardo Grilo, Luiz Giacomossi e Terezinha Strapasson.

Aos professores do CPGEI, por disseminar seus conhecimentos.

À equipe da empresa BioSmart, por contribuir no desenvolvimento técnico deste projeto.

Ao meu amigo e professor MSc. José Carlos da Cunha, que sempre acreditou no meu potencial para a realização deste estudo.

Aos amigos Ace, Paul, Gene e Peter, pelo incentivo constante durante todo o meu período acadêmico.

À equipe do Centro de Ingeniería Biomédica para la Integración del Discapacitado – CIBID de Cartagena/Espanha, em especial o Professor Dr. Joaquín Roca Dorda, pela calorosa recepção e pelas valiosas trocas de conhecimento durante as apresentações deste projeto em seus laboratórios.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pela ajuda financeira dada a este trabalho.

## RESUMO

PEPINO, André Luiz Gonçalves. Sistema de Eletroestimulação Portátil com Oito Canais Síncronos. 122p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

A Estimulação Elétrica Funcional (EEF), que utiliza pulsos elétricos para a reprodução de movimentos artificialmente, é uma técnica consolidada no tratamento de pacientes em reabilitação. Para tal, são usados equipamentos específicos para a geração destes sinais, chamados de eletroestimuladores. O presente trabalho descreve o desenvolvimento de um eletroestimulador portátil com oito canais independentes e síncronos entre si, permitindo a programação temporal de ativação dos seus canais, o que proporciona a reprodução de movimentos artificiais similares aos reais. O *hardware* do dispositivo possui dimensões reduzidas (115 mm X 162 mm X 43 mm) e gera estímulos elétricos bifásicos com amplitudes de  $\pm 100$  mA. Estes pulsos possuem durações de 100 a 800  $\mu$ s e frequência de 50 a 1000 Hz. Utilizou-se uma interface em *display* líquido (LCD) sensível ao toque (*touchscreen*), para a interação do usuário com o *software* embarcado, que é responsável por controlar todo o sistema. Um *software desktop* foi criado para a geração dos programas estimulatórios, contendo também um simulador virtual que por meio de um modelo humano 3D permite ajustes no programa estimulatório antes de executá-lo em um paciente. O equipamento foi desenvolvido de forma a cumprir as normas de segurança elétrica da ABNT referentes a equipamentos eletromédicos para estimulação neuromuscular. Testes *in vitro* foram feitos seguindo os roteiros descritos nessas normas para garantir a conformidade de seu funcionamento e dos pulsos elétricos fornecidos pelo dispositivo. O equipamento apresentou resultados dentro dos limites de segurança, de temperaturas excessivas, de exatidão de dados de operação, de proteção contra características de saída incorreta e, contra erros humanos. Também, 10 voluntários participaram de testes *in vivo* com o objetivo de validação clínica do dispositivo. A validação consistiu na comparação de amplitudes de movimento obtidas pelos voluntários em reproduções de movimentos funcionais durante o uso do eletroestimulador desenvolvido e de um comercial. Com erro máximo de 3%, o eletroestimulador desenvolvido foi capaz de executar movimentos funcionais por meio de parâmetros da EEF, podendo ser útil no tratamento de reabilitação física.

**Palavras-chave:** Estimulação Elétrica Funcional – EEF. Reabilitação Física. Eletroestimulador. Portabilidade. Segurança.



## ABSTRACT

PEPINO, André Luiz Gonçalves. Portable Electrical Stimulation System with Eight Synchronous Channels. 122p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

The use of electrical pulses for artificial reproduction movements, or Functional Electrical Stimulation (FES), is a consolidated technique for treating patients in rehabilitation. For this use, special instruments are employed to generate the signals, known as electrostimulators. This work describes the development of a portable electrostimulator with eight independent and synchronous channels, allowing a temporal activation program of their channels and making it possible to reproduce artificial movements similar to real ones. The hardware of this device has small dimensions (115 mm X 162 mm X 43 mm) and generates biphasic electrical pulses with maximum amplitudes of  $\pm 100$  mA. The pulses have durations from 100 to 800  $\mu$ s and frequency from 50 to 1000 Hz. Also, there is an interface with a touchscreen liquid crystal display (LCD) for user interaction with the embedded software, which is responsible for controlling the complete system. A desktop software was developed to generate stimulatory programs, containing a virtual simulator that, using a 3D human model, allows adjustments in the stimulatory program before running it on a patient. The instrument complies with the electrical standards of the ABNT relating to electromedical equipment for neuromuscular stimulation. *In vitro* tests were performed following the rules described in standards to ensure compliance of functioning, and the electrical pulses provided by the device. As a result, the device showed values within the standard limits of safety, excessive temperatures, accuracy of operating data, protection of incorrect output, and human errors. Also, ten volunteers participated of *in vivo* tests to validate the instrument. The *in vivo* tests consisted on a comparison of movement ranges obtained by the volunteers in reproduction of functional movements during the use of a commercial electrostimulator and the developed one. With a maximum error of 3%, the developed instrument was capable to perform functional movements, and thus may be useful in treatment of physical rehabilitation.

**Keywords:** Functional Electrical Stimulation - FES. Physical Rehabilitation. Electrical Stimulator. Portability. Security.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Sistema Nervoso Central e Periférico .....	17
Figura 2 - Constituição de um neurônio .....	18
Figura 3 - Propagação de um Potencial de Ação em um axônio.....	19
Figura 4 - Despolarização e Repolarização da membrana .....	21
Figura 5 - Diagrama das estruturas das fibras musculares .....	22
Figura 6 - Ilustração de uma contração muscular .....	22
Figura 7 - Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos externos.....	24
Figura 8 - Respostas fisiológicas devido à amplitude e duração do pulso .....	25
Figura 9 - Curvas de resposta ao estímulo em músculos íntegros (a) e lesados (b).29	
Figura 10 - Variações de amplitude na estimulação farádica .....	32
Figura 11 - Formas de onda utilizadas na técnica TENS .....	34
Figura 12 - Saída de um DAC com baixa (esquerda) e alta (direita) resolução .....	37
Figura 13 - Arquitetura de um RTOS.....	43
Figura 14 - Categorias de Serviços fornecidos por um <i>Kernel</i> de RTOS .....	43
Figura 15 - Arquitetura do Microsoft Windows CE 5.0.....	47
Figura 16 – Composição do sistema desenvolvido .....	52
Figura 17 - Modularização do <i>hardware</i> do projeto .....	56
Figura 18 - Módulo de Processamento e Interface com o Usuário.....	56
Figura 19 - Diagrama em blocos do eletroestimulador.....	60
Figura 20 - Esquema elétrico da fonte de alimentação .....	61
Figura 21 - Tempos envolvidos no sinal de eletroestimulação .....	63
Figura 22 - Circuito adaptador dos sinais gerados pela interface de programação...64	
Figura 23 – Circuito Amplificador Diferencial para saturação do sinal (a), Amplificador Diferencial (b) e saída do adaptador não inversor (c). .....	65
Figura 24 - Circuito adaptador de sinais – parte inversora .....	66
Figura 25 - Composição do sinal de referência para ser convertido em corrente .....	67
Figura 26 - Entrada e saída do circuito – modulado por uma onda trapezoidal .....	68
Figura 27 - Entrada e saída do circuito – modulado por uma onda semi-senoidal....68	
Figura 28 - Circuitos para conversão das referências de tensão em corrente .....	69
Figura 29 - Espelho de corrente com resistor de emissor .....	69
Figura 30 - Tela inicial do <i>Software Desktop</i> .....	70
Figura 31 - Quadro para edição dos programas estimulatórios.....	71
Figura 32 - Associação do grupo muscular com o canal estimulatório.....	72
Figura 33 - Campo para seleção da duração do programa estimulatório.....	72
Figura 34 - Alterações no modelo humano 3D durante simulação.....	73
Figura 35 - Comando do simulador de programas estimulatórios .....	73
Figura 36 - Tela de seleção do usuário .....	75

Figura 37 - Tela de seleção dos programas existentes para o usuário. ....	76
Figura 38 – Tela de execução de um programa estimulatório .....	76
Figura 39 - Sistema informando o final do programa estimulatório .....	78
Figura 40 - Fluxograma do funcionamento do <i>firmware</i> .....	79
Figura 41 - Pulsos das saídas do dsPIC30F3011 .....	80
Figura 42 - Protótipo desenvolvido.....	81
Figura 43 - Canais estimulatórios do sistema.....	83
Figura 44 - Disposição das baterias abaixo do dispositivo .....	83
Figura 45 – Cabo com interface mini-USB e <i>snap</i> conectado ao eletrodo .....	84
Figura 46 - Eletrodos Compex no formato quadrado .....	85
Figura 47 - Corrente fornecida pelo sistema para uma carga de 500 $\Omega$ .....	86
Figura 48 - Pulso (V) com período de 100 $\mu$ s.....	86
Figura 49 - Pulso (V) com período de 800 $\mu$ s.....	86
Figura 50 - Tela do <i>software</i> durante a configuração para o teste de sincronia .....	87
Figura 51 - Instante em que o Canal 1 é desabilitado e o Canal 2 é ativado .....	88
Figura 52 - Temperaturas mensuradas ( $^{\circ}$ C) durante testes .....	89
Figura 53 - Tensão de saída dos canais 1 (a), 2 (b), 3 (c), 4 (d), 5 (e), 6 (f), 7 (g) e 8 (h) após incremento via <i>software</i> .....	91
Figura 54 - Média das respostas obtidas para Período dos Pulsos (a), Frequência dos Pulsos (b) e Amplitude (c) .....	92
Figura 55 - Voluntário com o sistema fixado .....	98
Figura 56 - Movimento Funcional Comer/d550 (CIF) .....	99
Figura 57 - Final do segundo movimento .....	99
Figura 58 - Programação do Movimento Comer/d550 (CIF) .....	100

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características das Correntes Galvânicas .....	28
Tabela 2 - Características das Correntes Farádicas .....	31
Tabela 3 - Tabela verdade do controle lógico do dsPIC30F3011.....	58
Tabela 4 - Parâmetros Elétricos do Eletroestimulador Desenvolvido .....	59
Tabela 5 – Dimensões, em milímetros, de Eletroestimuladores Portáteis .....	82
Tabela 6 - Parâmetros estimulatórios obtidos com variação na alimentação.....	94
Tabela 7 - Limites da corrente eficaz fornecida pelo equipamento .....	95
Tabela 8 - Corrente eficaz máxima obtida segundo a frequência selecionada .....	95
Tabela 9 - Lado dominante dos voluntários .....	97
Tabela 10 - Médias das Respostas Angulares Obtidas – Membros Dominantes....	101
Tabela 11 - Médias das Respostas Angulares Obtidas – Membros Não-Dominantes .....	101

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

”	Polegadas
°C	Graus Celsius
μ	Micro
3D	Três Dimensões
A	Ampère
a.C.	Antes de Cristo
ARM	<i>Advanced RISC Machine</i>
ATP	<i>Adenosine Triphosphate</i>
B	Byte (8 bits)
bits	Menor unidade de informação
CA	Corrente Alternada
CC	Corrente Contínua
CISC	<i>Complex Instruction Set Computer</i>
Cl <sup>-</sup>	Íon de Cloro
COM	<i>Component Object Model</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
DAC	<i>Digital-Analog Converter</i>
DLL	<i>Dynamic-link Library</i>
DSP	<i>Digital Signal Processor</i>
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i>
FF	Contração rápida e fatigável
FR	Contração rápida e resistente à fadiga
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
Hz	Hertz
I/O	<i>Input/Output</i>
IRQ	<i>Interrupt Request</i>
ISR	<i>Interrupt Service Routine</i>
J	Joule
JNM	Junção Neuromuscular
K <sup>+</sup>	Íon de Potássio
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
m	Metro
mAh	Miliampere hora
Na <sup>+</sup>	Íon de Sódio
OAL	<i>OEM Adaptation Layer</i>
OEM	<i>Original Equipment Manufacturer</i>
PRM	Potencial de Repouso da Membrana

PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i>
ROM	<i>Read Only Memory</i>
RTOS	<i>Real-time Operating System</i>
S	Contração lenta e muito resistente à fadiga
s	Segundo
SMD	<i>Surface Mount Technology</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
TENS	<i>Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation</i>
TTL	<i>Transistor-Transistor Logic</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
V	Volt
W	Watt
$\Omega$	Ohm

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
1.1 MOTIVAÇÃO.....	14
1.2 OBJETIVOS.....	15
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	15
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>16</b>
2.1 FISIOLOGIA NEUROMUSCULAR.....	16
2.1.1 Sistema Nervoso.....	16
2.1.2 Potenciais de Ação.....	19
2.1.3 A célula muscular e sua contração.....	21
2.1.4 Unidade motora muscular.....	23
2.1.5 Estimulação elétrica clínica do nervo e do músculo.....	24
2.2 ELETROTERRAPIA.....	26
2.2.1 Correntes Galvânicas.....	27
2.2.2 Correntes Farádicas.....	30
2.2.3 Neuroestimulação Elétrica Transcutânea - TENS.....	33
2.2.4 Eletroestimulação Funcional.....	35
2.3 ELETROESTIMULADORES.....	35
2.4 SISTEMAS EMBARCADOS.....	38
2.5 PROCESSADORES ARM.....	40
2.6 SISTEMAS OPERACIONAIS EMBARCADOS.....	42
2.6.1 <i>Real Time Operational System</i> – RTOS.....	42
2.6.2 Microsoft Windows CE 5.0.....	45
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>52</b>
3.1 USABILIDADE DO SISTEMA.....	53
3.2 <i>HARDWARE</i> .....	55
3.2.1 Módulo de Processamento e Interface com o Usuário.....	56
3.2.2 Módulo de Controle de Estimulação.....	57
3.2.3 Módulo de Potência.....	59
3.3 <i>SOFTWARE DESKTOP</i> .....	70
3.3.1 Geração do Programa Estimulatório.....	71
3.3.2 Simulação do Programa Estimulatório.....	72
3.4 <i>SOFTWARE EMBARCADO</i> .....	74
3.4.1 Sistema de Controle e Interface.....	74
3.4.2 Sistema Gerador de Pulsos.....	78
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	<b>81</b>
4.1 DISPOSITIVO DESENVOLVIDO.....	81
4.2 EXPERIMENTOS IN VITRO.....	85
4.3 SEGURANÇA DO EQUIPAMENTO.....	88
4.3.1 Temperaturas Excessivas.....	88
4.3.2 Erros Humanos.....	89
4.3.3 Exatidão de Dados de Operação.....	90
4.3.4 Proteção contra Características de Saída Incorreta.....	93

4.4 EXPERIMENTOS IN VIVO .....	96
<b>5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>103</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>105</b>
<b>APÊNDICES .....</b>	<b>109</b>
APÊNDICE A – ESQUEMAS ELÉTRICOS DO MÓDULO DE POTÊNCIA.....	110
APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	113
<b>ANEXOS .....</b>	<b>115</b>
ANEXO A – EVOLUÇÃO DO MICROSOFT WINDOWS CE. ....	116
ANEXO B – ARTIGO PUBLICADO NO XXII CBEB.....	118
ANEXO C – CARTA DO CIBID - CARTAGENA/ESPANHA. ....	122



## 1 INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica é utilizada para produzir a excitação das células nervosas ou fibras musculares. Desde as primeiras experiências com nervos de rãs (GEDDES, 1994), esta técnica tem sido utilizada em diversos tratamentos clínicos e pesquisas fisiológicas, tais como alívio da dor, fortalecimento muscular, estimulação cardíaca artificial, distribuição de medicamentos via iontoforese e Estimulação Elétrica Funcional (EEF). Esta última, que possui fins reabilitatórios, provou sua importância em meados da década de 70, sendo utilizada cada vez mais para proporcionar uma melhor qualidade de vida a portadores de algum tipo de deficiência motora (GRAUPE e KOHN, 1994; ISAKOV e MIZAH, 1986).

### 1.1 MOTIVAÇÃO

Segundo estudos realizados nas últimas décadas, estima-se que apenas no Brasil e nos Estados Unidos, existem cerca de 300.000 pessoas com lesões medulares, e que há aproximadamente 10.000 novos casos a cada ano (MEADOWS, 1991; IBGE, 2010). Há, em muitas destas pessoas, uma perda permanente da função motora devido à lesão, resultando em incapacidade de locomoção. Se, nestas pessoas que perderam a função motora, a geração e os meios de propagação dos estímulos ainda estão intactos, existe a possibilidade de ativar esses músculos através de sistemas de EEF, conseguindo resultados muito úteis nos seus cotidianos, como por exemplo, redução de padrão motor espástico, bipedestação e deambulação, controle de movimentos de membro superior como a preensão manual, movimentos para vencer a ação da gravidade e até movimentos finos como escrever (HAN-CHANG, SHUENN-TSONG e TE-SON, 2000).

Atualmente, diversas técnicas utilizam a estimulação elétrica para substituir ou melhorar funções destes indivíduos, e estas tem sido tema de intensa investigação por mais de 30 anos. Os resultados desses esforços da comunidade científica têm levado um significativo desenvolvimento para a indústria médica, na fabricação de dispositivos de estimulação elétrica para a aplicação terapêutica.

## 1.2 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de um eletroestimulador portátil de oito canais programáveis e síncronos entre si, possibilitando ao usuário, por meio da eletroestimulação funcional – EEF, realizar contrações musculares controladas temporalmente, resultando em movimentos funcionais. A portabilidade, a interface com o usuário e a segurança do sistema são itens que merecem destaque no desenvolvimento deste dispositivo.

Outro objetivo, porém não menos importante, é a integração da tecnologia mais recente disponível com o estudo da fisiologia humana, utilizando conceitos de sistemas embarcados, desenvolvimento de *software* para dispositivos móveis e para *desktop* e desenvolvimento de circuitos de baixa e alta potência, a fim de auxiliar a reabilitação de portadores de deficiências físicas.

Ao fim deste desenvolvimento espera-se obter um sistema funcional, cujo desempenho possa comparado ao de dispositivos comerciais com mesma finalidade, trazendo uma contribuição técnico-científica para a área de Engenharia Biomédica.

## 1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está estruturado de maneira a fornecer uma rápida abordagem sobre conceitos fisiológicos e técnicos no Capítulo 2, que servem como base para o entendimento do seu próprio desenvolvimento. No Capítulo 3 estão descritos os materiais e métodos utilizados durante a implementação do dispositivo, separado em dois tópicos de *software* e *hardware*, respectivamente.

No Capítulo 4 são discutidos os resultados *In vitro* e *In vivo* obtidos com o sistema de acordo com a conformidade de segurança segundo as normas vigentes. Por fim, no Capítulo 5 são apresentadas as conclusões e sugestões para futuros trabalhos que utilizem este como base.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta uma rápida abordagem sobre os conceitos e tecnologias utilizadas no projeto, fornecendo uma visão holística do que compreende sua base conceitual. Por ser um projeto que emprega a multidisciplinaridade, serão descritos assuntos referentes à fisiologia humana e, posteriormente, às tecnologias que envolvem o desenvolvimento de sistemas embarcados.

### 2.1 FISILOGIA NEUROMUSCULAR

Neste item são apresentados conceitos relacionados à estimulação elétrica neuromuscular, descrevendo-se as características de contração muscular pelo sistema nervoso central e por meio de eletroestimulação, apresentando algumas diferenças entre elas.

#### 2.1.1 Sistema Nervoso

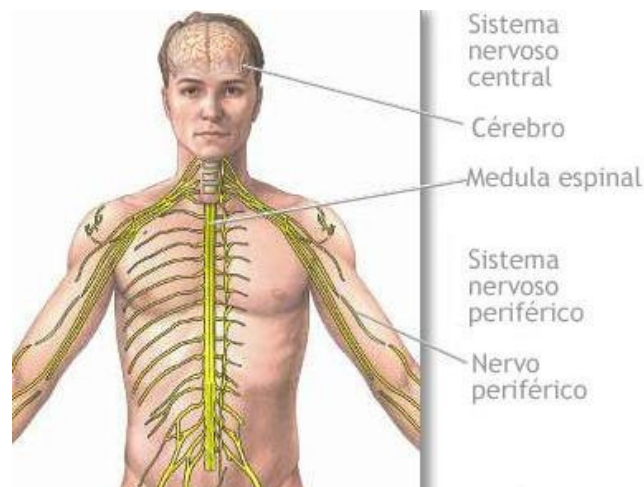
No corpo humano, o sistema nervoso compreende o encéfalo, a medula espinhal e milhões de células nervosas. Juntos, eles formam uma complexa rede, através do qual, impulsos nervosos são levados de um ponto a outro do corpo. É assim, que o sistema nervoso controla a maior parte das atividades do organismo. Para isso, monitora a todo o tempo, as alterações que ocorrem no corpo e no ambiente externo. Estas informações são captadas e processadas pelos neurônios de associação (GUYTON, 1988).

Os neurônios de associação, situados no encéfalo e na medula espinhal, são majoritários. Eles processam informações recebidas de todo o organismo e transmitem instruções ao corpo. Os demais neurônios situam-se fora do cérebro e da medula. Longos e finos, formam feixes semelhantes a cordões, chamados nervos, que estabelecem ligações entre o encéfalo e a medula, e com o resto do corpo (GUYTON, 1988).

Enquanto uma pessoa realiza uma atividade qualquer, como a leitura de um texto, sua pulsação cardíaca, os movimentos de seus intestinos, de sua bexiga, a abertura de suas pupilas e muitas outras funções do corpo, estão sendo realizadas sem que a mesma se dê conta disto. Estas ações involuntárias estão sob o controle

de uma rede de nervos chamado sistema nervoso autônomo. Os nervos dessa rede saem da base do cérebro e da medula espinhal e seguem até os órgãos de todo o corpo. O sistema nervoso autônomo subdivide-se em dois, o parassimpático e o simpático, que trabalham em conjunto para provocar efeitos antagônicos em muitas áreas do organismo (GUYTON, 1988).

A estrutura nervosa pode ser dividida em duas partes: sistema nervoso central (SNC) e sistema nervoso periférico (SNP), figura 1. O sistema nervoso central, composto por encéfalo e medula espinhal, é o centro de controle de todo o sistema nervoso. As células que o formam estão todo o tempo recebendo e processando informações, e transmitindo instruções ao corpo. O sistema nervoso periférico é composto pelos nervos (GUYTON, 1988)



**Figura 1 - Sistema Nervoso Central e Periférico**

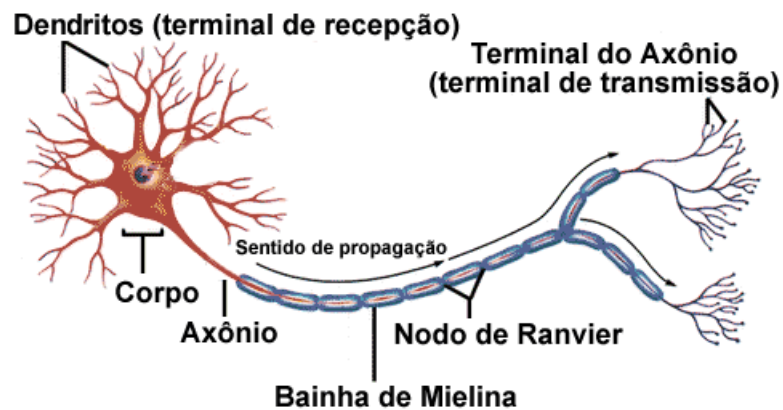
**Fonte: Guyton (1988).**

Os nervos constituem-se na rede de comunicação do sistema nervoso. Eles transportam mensagens do encéfalo e da medula espinhal para o restante do corpo, e vice-versa. Os maiores, que se estendem da medula aos pés, chegam a ter até 1 m de comprimento. Cada nervo é feito de feixes de fibras nervosas, que se mantêm unidas por bainhas externas. No interior dos nervos há dois tipos de células: neurônios sensoriais e neurônios motores. Os neurônios dividem-se em três partes (BERNE e LEVY, 1996):

- Dendritos: filamentos responsáveis em transmitir ao corpo celular, as mensagens recebidas de outros neurônios, ilustrados na figura 2 pelas letras “d”;

- Corpo Celular: estrutura capaz de processar os estímulos recebidos pelos dendritos, gerando um estímulo (impulso) resultante, representado na figura 2 como a maior estrutura ao centro;

- Axônio: fibra nervosa que leva o impulso gerado no corpo celular a músculos, tecidos ou outros neurônios por ele controlados, além de liberar substâncias conhecidas como neurotransmissores, através das quais suas mensagens são enviadas.



**Figura 2 - Constituição de um neurônio**

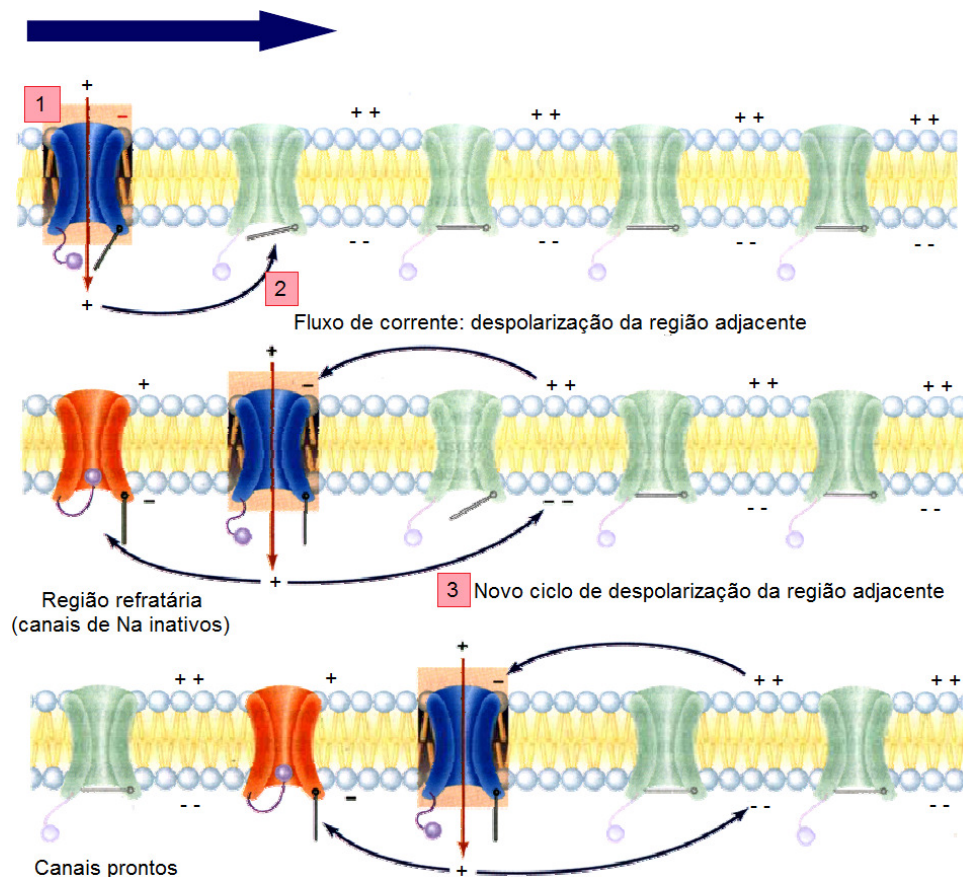
Fonte: Adaptado de Berne e Levy (1996).

Nas fibras nervosas, os impulsos nervosos são transmitidos de um neurônio a outro, através de um efeito em cadeia, onde os dendritos de um neurônio, ao receber diversos estímulos que são processados em seu corpo celular, geram um impulso resultante que é transmitido ao longo de seu axônio, até que este chegue ao neurônio seguinte. Este efeito é interrompido no momento em que o impulso nervoso chega ao seu destino, por exemplo, um grupo muscular que deverá ser contraído (GUYTON, 1988; BERNE e LEVY, 1996).

A maneira na qual os estímulos propagam-se ao longo de um neurônio, se dá em sua membrana, através de uma mudança na diferença de potencial entre o seu meio intra e extracelular. Geralmente, esta diferença de potencial permanece, em condições normais – estado de repouso, em torno de -70 mV (negativo no interior, e positivo no exterior da célula). Esta diferença de potencial se deve as diferentes concentrações iônicas de  $K^+$ ,  $Na^+$  e  $Cl^-$  (entre outros íons) no interior e no exterior da célula.

Uma vez que o valor da diferença de potencial na membrana celular é localmente alterado (a partir de um estímulo recebido), as trocas iônicas

intensificam-se de modo a compensar dois fatores: a nova diferença de potencial e os diferentes gradientes de concentrações iônicas. Estas trocas iônicas, que ocorrem em um espaço bem definido, alteram o balanço químico nos pontos vizinhos da membrana, mudando os valores da diferença de potencial de suas proximidades, que por sua vez intensificam as trocas iônicas, propagando o impulso através da célula nervosa, mostrado na figura 3. A diferença de potencial capaz de desencadear um impulso nervoso é conhecida como potencial de ação, e seu valor comum é de 35 mV (positivo no interior e negativo no exterior da célula) (GUYTON, 1988; BERNE e LEVY, 1996).



**Figura 3 - Propagação de um Potencial de Ação em um axônio**

Fonte: Berne e Levy (1996).

### 2.1.2 Potenciais de Ação

Como já dito, os neurônios estão conectados uns aos outros, através de sinapses, formando as chamadas redes neuronais, as quais transmitem informações

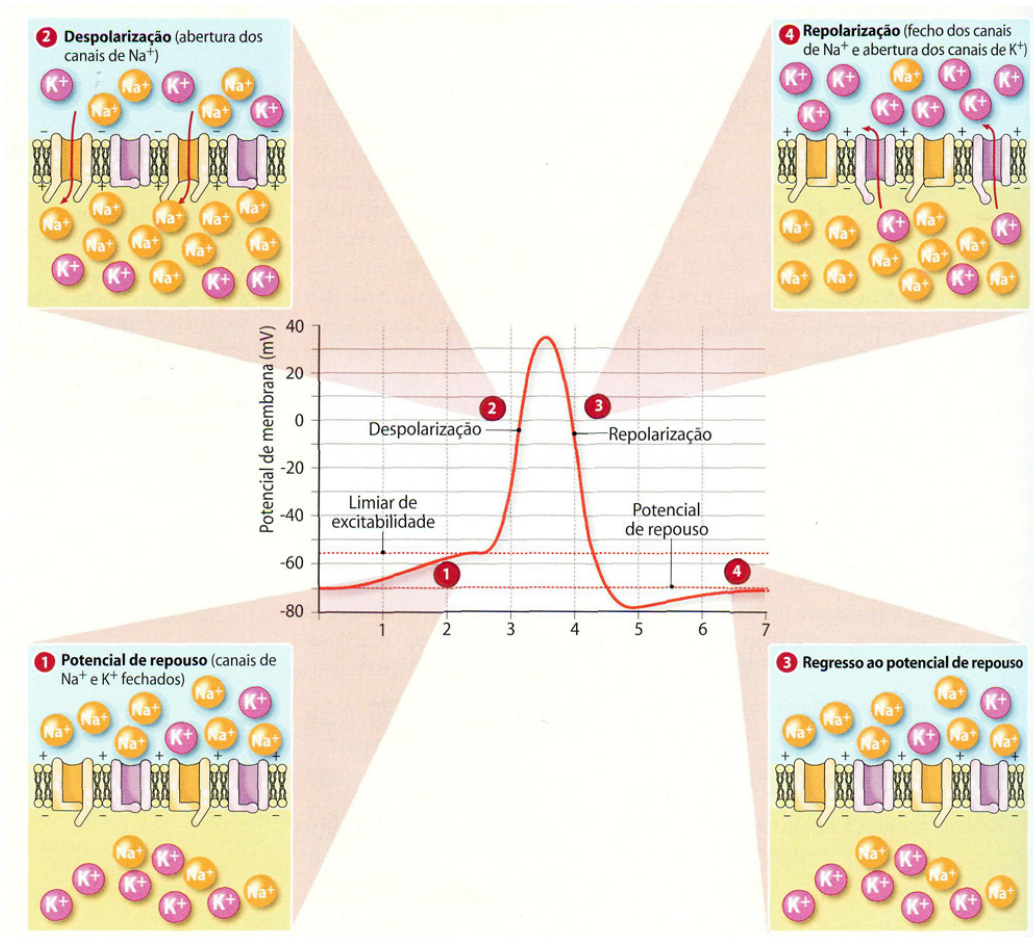
a outros neurônios ou músculos. Por essas redes caminham os impulsos nervosos, ou mais comumente, chamados potenciais de ação. Dois tipos de fenômenos estão envolvidos no processamento do potencial de ação: elétrico e químico. Os eventos elétricos propagam um sinal dentro de um neurônio, e o químico transmite o sinal de um neurônio a outro ou a uma célula muscular.

O potencial de ação é uma alteração brusca e rápida da diferença de potencial transmembrana. Uma vez que o valor da diferença de potencial na membrana celular é localmente alterado a partir de um estímulo recebido, as trocas iônicas intensificam-se de modo a compensar dois fatores: a nova diferença de potencial e os diferentes gradientes de concentrações iônicas. Estas trocas iônicas a nível local alteram o balanço químico nos pontos vizinhos da membrana, mudando os valores da diferença de potencial, que por sua vez intensificam as trocas iônicas, e assim, o impulso se propaga ao longo da célula nervosa. É assim que esta diferença de potencial é capaz de desencadear o potencial de ação.

Na membrana celular do neurônio existem alguns tipos de proteínas, entre elas as proteínas de canal, que recebem este nome pois em certas condições formam um canal onde circulam íons como sódio ( $\text{Na}^+$ ) e potássio ( $\text{K}^+$ ), e as proteínas transportadoras, que podem transferir substâncias através da membrana contra o gradiente de concentração (GUYTON, 1988).

Pela ação destas proteínas, a membrana possui uma bomba sódio-potássio, capaz de mover estes íons mesmo contra as forças eletroquímicas. Devido a estas e outras características, a concentração de sódio é maior fora da célula, e a de potássio é maior no interior da membrana. Esta diferença de concentração provoca o potencial de repouso da membrana (PRM), de valor típico de -90 à -75 mV, dependendo do tipo de tecido (GUYTON, 1988).

Na figura 4 é possível observar que quando o estímulo adequado é aplicado na célula excitável, canais de sódio são abertos, e estes íons entram para o interior de célula, aumentando sua diferença de potencial. Este aumento, por sua vez, abre os canais de potássio, fazendo estes migrar para o exterior da célula. Pela diferença temporal em que estes processos ocorrem, há uma despolarização e uma repolarização da membrana da célula, gerando assim o potencial de ação.



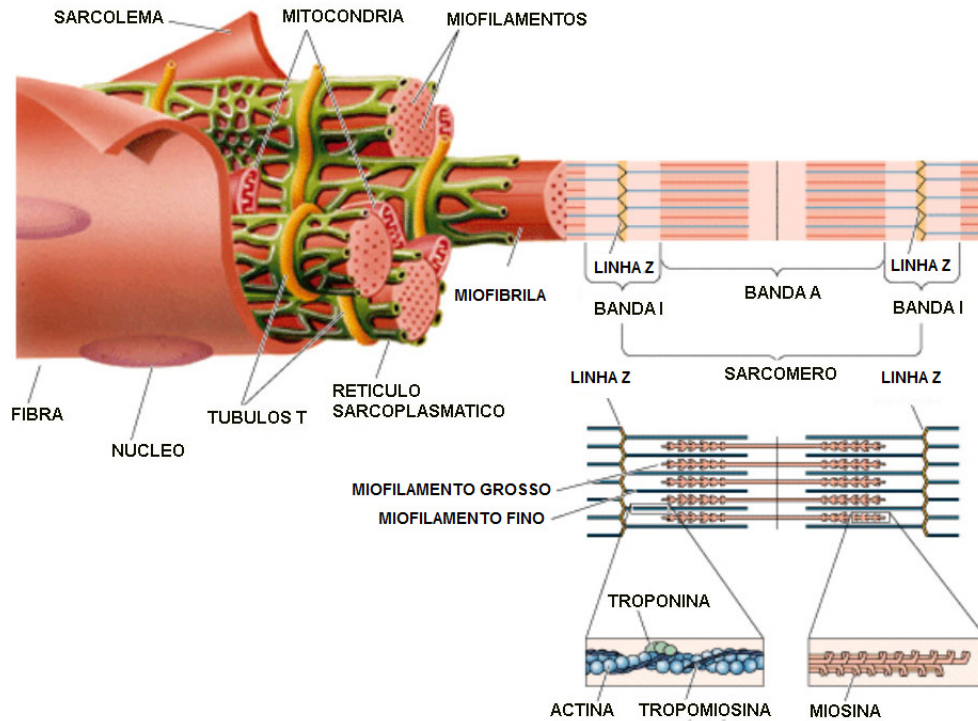
**Figura 4 - Despolarização e Repolarização da membrana**

**Fonte: Adaptado de Berne e Levy (1996).**

### 2.1.3 A Célula Muscular e sua Contração

Na figura 5, tem-se uma diagramação da estrutura do músculo até as microestruturas protéicas no interior da célula muscular. As moléculas de miosina são chamadas de filamentos grossos, e as moléculas de actina de filamentos finos. Os filamentos finos são constituídos ainda de outras duas proteínas reguladoras: a troponina e a tropomiosina. A primeira liga-se a íons de cálcio livres e controla a posição da segunda, sendo que esta é uma proteína longa e fina que atua no acoplamento actina-miosina no estado de repouso (BERNE e LEVY, 1996).

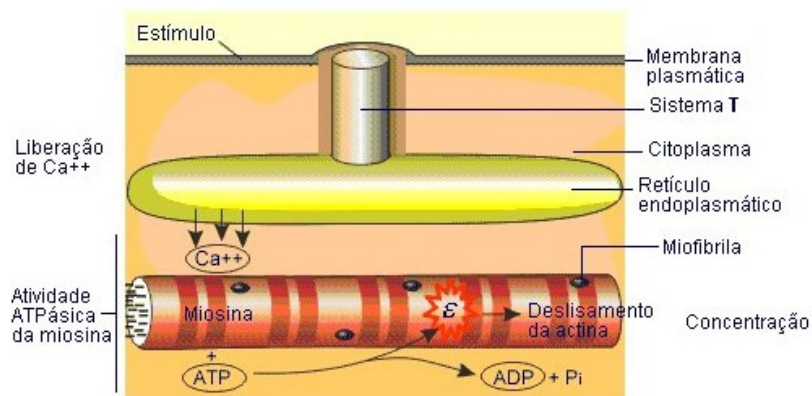




**Figura 5 - Diagrama das estruturas das fibras musculares**

Fonte: Adaptado de Berne e Levy (1996).

A terminação de um axônio junto a uma célula muscular chama-se junção neuromuscular – JNM. Para a transmissão de um estímulo elétrico para a célula, o axônio libera um transmissor: a acetilcolina. Quando a acetilcolina entra em contato com a membrana muscular, ela aumenta a permeabilidade dos íons de sódio para o interior da célula. Tomando por base a figura 6, a contração muscular ocorre conforme descrito a seguir (JACOB, FRANCONI E LOSSOW, 1990).



**Figura 6 - Ilustração de uma contração muscular**

Fonte: Adaptado de Jacob, Franconi e Lossow (1990).

Quando os íons sódio entram na célula pela ação da acetilcolina, o potencial transmembrana é reduzido. Os íons de cálcio se direcionam para a proteína reguladora com quem possui afinidade, a troponina. Estes íons que alcançam a troponina possuem outras fontes, porém este processo é desencadeado pelo sódio que entrou pela membrana (JACOB, FRANCONI e LOSSOW, 1990).

A ligação das moléculas de troponina com os íons cálcio muda a estrutura e forma da molécula, e por ser ligada a tropomiosina, ela puxa esta, mudando-a de posição. Esta mudança de posição aciona as moléculas de actina, que se une à cabeça da miosina, fazendo as pontes cruzadas. Este processo se desencadeia aos milhares, e provoca o giro da cabeça das moléculas de miosina, puxando os filamentos finos em direção aos sarcômeros, encurtando-as. A ação destas moléculas produz a força de contração muscular (JACOB, FRANCONI e LOSSOW, 1990).

A contração continuará sendo produzida enquanto houver ATP disponível. Tão logo ocorra a entrada de sódio para o interior da célula por ação da acetilcolina, a célula inicia o recolhimento dos excessos para dentro do retículo sarcoplasmático, usando ATP. Caso não haja uma nova ação via estímulo axônico, os íons de cálcio ligados a troponina são liberados. Estas voltam a sua forma original, fazendo a tropomiosina voltar também, desfazendo a ligação da actina com a miosina. Este processo desfaz a contração, gerada anteriormente.

#### 2.1.4 Unidade motora muscular

O músculo esquelético é composto por unidades motoras, que podem ser de três tipos: FF – Contração rápida e fatigável, FR – contração rápida e resistente à fadiga, S – contração lenta e muito resistente à fadiga.

Em uma contração muscular convencional, as unidades S são as primeiras a serem recrutadas. Se o nível de força necessário for mais intenso, são recrutadas as do tipo FR, e em casos de extrema força as do tipo FF são acionadas. Este é um recrutamento natural das unidades motoras de um músculo.

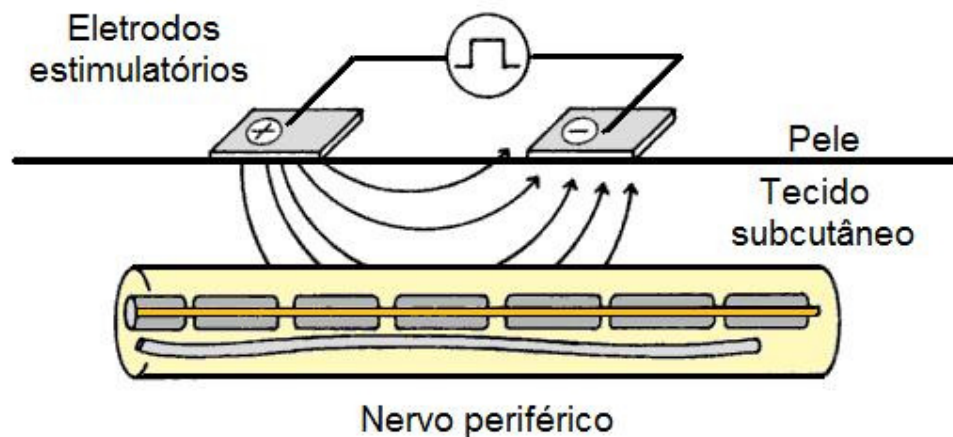
É claro que esta descrição não se aplica literalmente a todos os músculos. Na realidade o recrutamento é variável de músculo para músculo, que possuem proporções diferentes dos três tipos de unidades motoras conforme a sua utilidade. As unidades S e FR geram tensão por períodos longos sem fadiga, logo são

substancialmente utilizadas na maioria das contrações voluntárias (JACOB, FRANCONI e LOSSOW, 1990).

### 2.1.5 Estimulação elétrica clínica do nervo e do músculo

Pelo princípio de funcionamento e pelos resultados obtidos, a contração muscular em resposta à estimulação elétrica parece ser semelhante ao estímulo enviado pelo SNC, porém existem diferenças.

Tomando por base a figura 7, quando aplicada uma diferença de potencial sobre dois eletrodos, há circulação de corrente no interior do tecido, que por ser predominantemente aquoso, se dá pela movimentação de íons.



**Figura 7 - Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos externos**

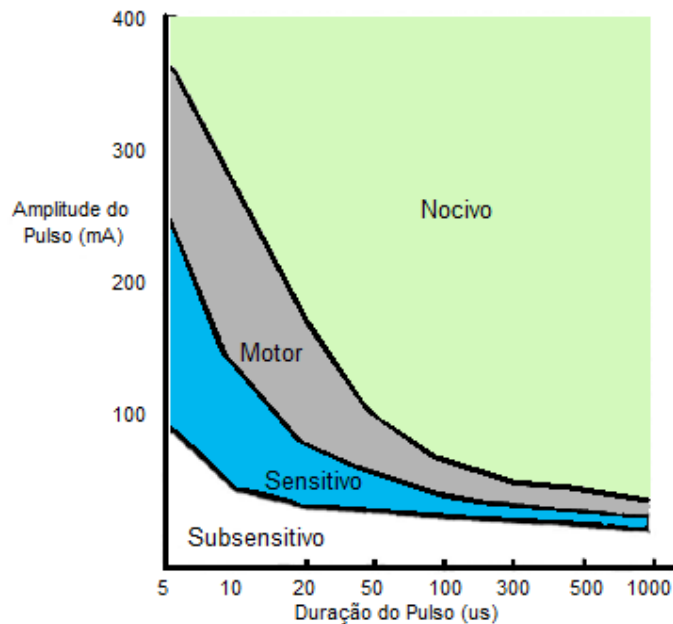
**Fonte: Adaptado de Robinson e Snyder-Mackler (2007).**

Quando, em alguns instantes, a corrente circula através da membrana celular, ela provoca a despolarização da membrana, que dependendo de sua intensidade, é suficiente para provocar um potencial de ação, que se propagará através da membrana. Este potencial de ação é o mesmo produzido pelo SNC, porém se propaga nas duas direções da fibra nervosa.

A amplitude e a duração do estímulo elétrico devem ter um valor mínimo para evocar um potencial de ação, isto é, acima de um limiar, como mostra a figura 8. A proximidade do eletrodo com a fibra nervosa e seu diâmetro, entre outras características, determinam a velocidade de recrutamento, bem como o número de fibras recrutadas (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2007).

É importante deixar claro que os tecidos possuem terminações nervosas sensitivas, os estímulos elétricos poderão excitá-las, provocando sensações de agulhadas ou mesmo respostas dolorosas. Observando a figura 8, a relação entre tempo e intensidade do estímulo elétrico pode ser: subsensitivo ou sem efeito, sensitivo que provocam sensações de agulhadas, motor que gerará contração muscular, nocivo que causará dores e/ou queimaduras.

Outra diferença da contração muscular através da eletroestimulação é a ordem de recrutamento das unidades motoras, iniciando-se pelo tipo FF, depois o tipo FR, e por último o tipo S, o inverso do recrutamento convencional. Isto pode causar fadiga mais rapidamente, e baixa tolerância a eletroestimulação, o que ocorre normalmente no início do tratamento (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2007).



**Figura 8 - Respostas fisiológicas devido à amplitude e duração do pulso**

**Fonte: Adaptado de Robinson e Snyder-Mackler (2007).**

Esta diferença de recrutamento também causa um rápido incremento de contração com pequenos níveis de eletroestimulação, justamente pelo recrutamento precoce das unidades FF.

Apesar das diferenças, é comprovado o auxílio da eletroestimulação clínica na recuperação muscular e dos movimentos (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2007).

## 2.2 ELETROTERRAPIA

A Eletroterapia consiste no uso de correntes elétricas dentro da terapêutica. Embora seu desenvolvimento tenha se aperfeiçoado apenas nas últimas décadas, já na Antiguidade seu uso era empregado. Os registros mais antigos datam de 2.750 a.C., quando eram utilizados peixes elétricos para produzir choques nos doentes e assim obter analgesia local (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2007).

Em 1855, Guillaume Duchenne, considerado o pai da eletroterapia, anunciou que a eletricidade alternada era superior à direta para o acionamento eletro-terapêutico de contrações musculares. O que ele chamou de "efeito de aquecimento" da corrente direta irritava a pele. Além disso, a corrente alternada produzia fortes contrações musculares independente da condição do músculo, enquanto a corrente direta induzia contrações fortes em músculos fortes, e fracas em músculos fracos (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2007).

Desde essa época, quase toda reabilitação envolvendo contração muscular tem sido feita com ondas simétricas bifásicas. Porém, nos anos 40, o Departamento de Guerra dos Estados Unidos, ao investigar a aplicação da eletroterapia, descobriu que a estimulação elétrica não somente retardava e prevenia atrofia, como também restaurava a massa muscular e força. Eles empregaram o que foi chamado exercício galvânico nas mãos de pacientes que tiveram lesão nos nervos. Esses exercícios galvânicos utilizavam corrente direta monofásica (LOW e REED, 1995).

Atualmente, diversos profissionais da área da saúde, como fisioterapeutas, reumatologistas, neurologistas e especialistas em medicina esportiva, utilizam técnicas da eletroterapia em seus nichos de competência, compreendendo o uso das correntes galvânicas e farádicas, as quais possuem frequências de 0Hz a 1000 Hz e são empregadas para diagnóstico e tratamento de lesões neuromusculares. Em diagnóstico, o objetivo é detectar lesões neuromusculares pela estimulação dos pontos motores, observando as respostas do músculo, mensurando tempos de latência, velocidade de condução nervosa, etc. A literatura é confusa na conceituação e definição dos dois primeiros tipos de correntes, isto devido à maneira na qual estas correntes foram definidas e produzidas no passado. As diversas modificações feitas posteriormente nas

correntes utilizadas, onde os equipamentos geradores dessas correntes passaram a usar circuitos cada vez mais complexos e modernos, baseados no início em válvulas, depois em transistores e, mais recentemente, em circuitos integrados, contribuíram para aumentar a confusão desses conceitos. Abaixo é feita uma revisão sobre estas correntes (LOW e REED, 1995; ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2007).

### 2.2.1 Correntes Galvânicas

Inicialmente as correntes galvânicas foram definidas como aquelas nas quais o fluxo de corrente circula apenas em uma direção, ou seja, não há fluxo elétrico (conseqüentemente iônico) em dois sentidos, como na corrente alternada - CA. Portanto, a corrente galvânica seria uma corrente direta ou, mais comumente chamada, corrente contínua – CC (LIANZA, 2003).

Este tipo de corrente possui um valor terapêutico limitado, embora ainda venha sendo utilizada em algumas aplicações. Essas correntes sofreram várias modificações, passando-se a empregar correntes CC pulsadas, também referidas como correntes galvânicas interrompidas, que tem maior valor terapêutico. Como essas correntes ainda tem os inconvenientes de provocar polarização de eletrodos, passagem de íons preferencialmente em uma direção, formação de substâncias químicas indesejáveis, irritação da pele e lesão tecidual, outras modificações foram introduzidas na corrente CC pulsada para minimizar esses efeitos (LIANZA, 2003).

Uma forma encontrada foi permitir que a corrente fluísse na direção oposta, mudando de polaridade, gerando as correntes conhecidas com o nome de correntes despolarizadas, que anulam as desvantagens citadas. Nesse momento começou-se a criar certa confusão nas definições das correntes galvânicas e farádicas, pois as correntes despolarizadas têm algumas das características das correntes farádicas, que serão discutidas mais adiante, visto que há fluxo de corrente nas duas direções. Então, na realidade, embora originalmente as correntes galvânicas tenham sido produzidas e definidas como correntes CC, as várias modificações pelas quais passaram, acabaram por aproximá-las de algumas das características das correntes farádicas, aumentando a confusão nas definições dos termos (LIANZA, 2003).

Entretanto, há duas características básicas das correntes galvânicas que as distinguem das farádicas: a duração dos pulsos e a frequência de repetição. Nas correntes galvânicas a duração dos pulsos é longa, no mínimo 10 ms, podendo chegar a 3000 ms, mas com valores típicos de 100 ms, 300 ms e 600 ms (KITCHEN e BAZIN, 1998). Com essas durações, as frequências de repetição dos pulsos não podem ser muito elevadas, sobretudo se for considerado que a razão entre o tempo de alta com o tempo de baixa, chamada de *dutycycle*, é, geralmente, muito maior do que 50% (LIANZA, 2003).

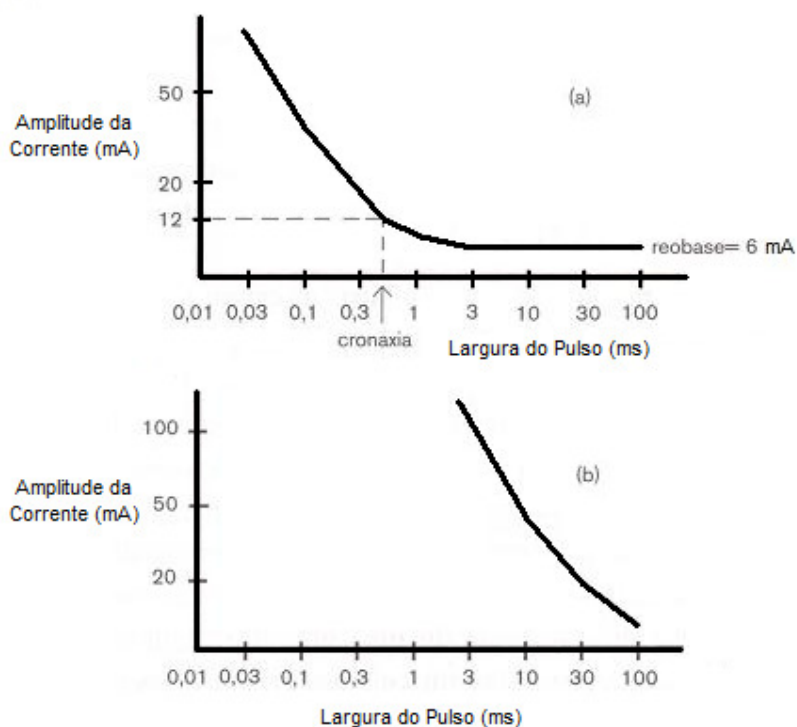
As frequências de repetição mais utilizadas são geralmente muito baixas, da ordem de 30 pulsos/minuto, o que equivale a 0,5 Hz, contrastando muito com as correntes farádicas, nas quais as frequências empregadas são maiores (50 Hz a 100 Hz), e tem durações de pulsos consideravelmente menores do que 10 ms. A tabela 1 mostra as principais características das correntes galvânicas (LIANZA, 2003).

**Tabela 1 - Características das Correntes Galvânicas**

<b>Parâmetro</b>	<b>Valor Padrão</b>
Frequência de Repetição	< 5 Hz
Largura dos Pulsos	10 ~3000 ms
Amplitude	até 100 V ou 100 mA

**Fonte: Lianza (2003).**

Dentre as várias utilidades das correntes galvânicas, pode-se destacar como principais: a estimulação de músculos desenergizados, iontoforese e eletrólise e a determinação de curvas de intensidade/duração. As curvas de intensidade/duração permitem levantar os principais parâmetros dos tecidos excitáveis, como músculo e nervo, e são úteis, por exemplo, para analisar a contração muscular com o nervo lesado ou intacto. A figura 9 mostra duas curvas de intensidade/duração, uma para o músculo com o nervo íntegro (a) e outra para o músculo com o nervo lesado (b).



**Figura 9 - Curvas de resposta ao estímulo em músculos íntegros (a) e lesados (b)**  
**Fonte: Adaptado de Geddes e Baker (1989).**

Qualquer ponto dessas curvas representa uma combinação de largura de pulso (eixo das abscissas) e amplitude de corrente (eixo das ordenadas), capaz de causar uma resposta contrátil do músculo. Os dois principais parâmetros obtidos com essas curvas são a reobase e a cronaxia. A reobase é definida como a menor intensidade de corrente capaz de causar uma resposta contrátil, quando a duração do pulso é relativamente grande, em torno de 100 ms. A cronaxia é o tempo encontrado na abscissa, para um valor da ordenada equivalente a duas vezes a reobase. Em músculos com inervação intacta, pulsos com duração maiores do que 1 ms necessitam, aproximadamente, da mesma amplitude de corrente para provocar uma resposta contrátil. Para durações menores do que 1 ms as intensidades de corrente necessárias para provocar uma resposta do músculo aumentam rapidamente. Quando o músculo está desenergado, para se obter uma contração muscular, as fibras musculares têm de ser estimuladas diretamente, o que exige intensidades de correntes bem maiores, sobretudo para pulsos de curta duração.

Essas curvas ajudam a entender por que são necessários pulsos de corrente com durações elevadas (galvânicas) para estimular o músculo



desenergado, e também por que se utilizam correntes farádicas (pulsos de curta duração) para estimular músculos com nervos íntegros. Embora as durações usadas para obter as curvas de intensidade/duração incluam durações típicas de correntes farádicas, são utilizados apenas pulsos unidirecionais. A faixa de duração dos pulsos estende-se até valores elevados, próprios das correntes galvânicas, de modo que as correntes usadas para este objetivo são tradicionalmente consideradas correntes galvânicas (LIANZA, 2003).

Um dos efeitos desejados na aplicação de correntes galvânicas é a produção de contrações em músculos desenergados. Nesta aplicação as correntes galvânicas são utilizadas com o propósito de manter o músculo em boas condições, quando este perdeu temporariamente a sua inervação, até que haja a recuperação desta, caso contrário o músculo atrofia. Quando não há possibilidade de recuperação de inervação muscular, não há indicação de estimulação elétrica. A corrente galvânica é a única forma de produzir a contração do músculo desenergado. A estimulação das fibras sensoriais com esse tipo de corrente causa a dilatação reflexa dos vasos sanguíneos (eritema) e sensação de queimação (GEDDES e BAKER, 1989).

A iontoforese é um processo que permite promover a penetração de medicamentos através da pele ou mucosas, por via eletrolítica, aplicando-se correntes galvânicas não interrompidas. Seu uso atualmente é limitado, embora ainda seja aplicada em bursites, quelóides, tratamento de afecções reumáticas crônicas e nevralgias (LIANZA, 2003). A eletrólise também usa a corrente galvânica não interrompida para provocar a destruição tecidual, sendo muito empregada para a remoção de pêlos supérfluos, verrugas e tratamento de microvarizes.

### 2.2.2 Correntes Farádicas

As correntes farádicas foram inicialmente produzidas e definidas como correntes que apresentam fluxo elétrico (ou iônico) em ambas as direções, caracterizando-se como correntes CA. São assim chamadas por terem sido produzidas com “bobinas farádicas”, como as que podem ser obtidas no secundário de um transformador, cujo primário é alimentado por uma fonte de corrente CC, interrompida a intervalos regulares. O resultado é uma corrente com duração dos

pulsos positivos muito curta, na ordem de 1 ms, e com a parte negativa de longa duração.

As correntes farádicas, assim como as galvânicas, sofreram várias modificações desde sua primeira utilização. Os geradores de correntes farádicas, que atualmente empregam complexos circuitos eletrônicos, podem até produzir pulsos unicamente positivos (unidirecionais) e ainda assim fala-se em corrente farádica, mesmo tratando-se de corrente CC, pois as durações dos seus pulsos são tão curtas que elas se comportam, do ponto de vista da excitação de músculos e nervos, como farádicas. A ausência da parte negativa de longa duração traz poucos efeitos indesejáveis de reações químicas ou polarização, tal como mencionado para os casos de correntes galvânicas, porque a duração do pulso é tão curta que a formação de substâncias químicas e outros efeitos deletérios são desprezíveis. O fato de se utilizar correntes CC que apresentam características de correntes farádicas também contribuiu para causar a confusão de conceitos entre as duas correntes, como já explicado anteriormente (LIANZA, 2003).

As freqüências empregadas no uso das correntes farádicas são, no mínimo, uma ordem de magnitude maior do que as das correntes galvânicas, tipicamente da ordem de 50 Hz. A tabela 2 a seguir mostra as principais características das correntes farádicas.

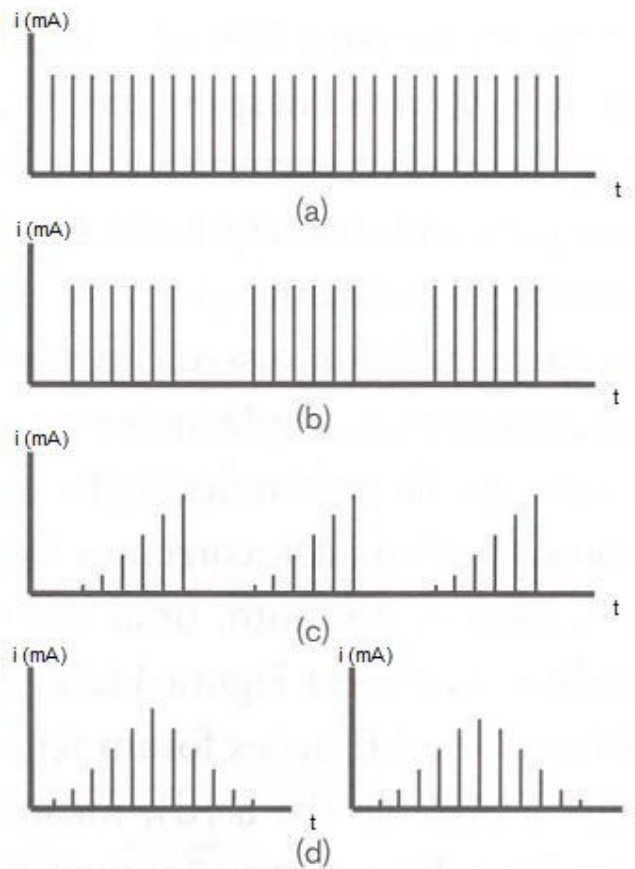
**Tabela 2 - Características das Correntes Farádicas**

<b>Parâmetro</b>	<b>Valor Padrão</b>
Freqüência de Repetição	50 ~100 Hz
Largura dos Pulsos	0,1 ~1 ms
Amplitude	até 100 V ou 100 mA

**Fonte: Lianza (2003).**

Estas freqüências são tetanizantes e, portanto, uma estimulação contínua com correntes farádicas, como visto na figura 10 (a), leva a uma rápida fadiga muscular. Muitas modificações foram feitas então para evitar a fadiga. Os itens (b), (c) e (d) da figura 10 mostram algumas destas modificações, de modo a obter contrações mais próximas das contrações voluntárias. As mais utilizadas são aquelas nas quais as correntes apresentam uma “rampa de subida” na sua

intensidade, seguindo-se uma diminuição repentina, como visto na figura 10 (c), ou uma “rampa de descida”, exemplificado pela figura 10 (d). Essas correntes podem apresentar envoltórias triangulares, dente de serra, exponenciais, etc. Enquanto as correntes galvânicas têm pulsos de duração geralmente acima dos 100 ms, os pulsos das correntes farádicas apresentam durações que variam entre 0,1 ms e 1 ms (GEDDES e BAKER, 1989).



**Figura 10 - Variações de amplitude na estimulação farádica**

**Fonte: Lianza (2003).**

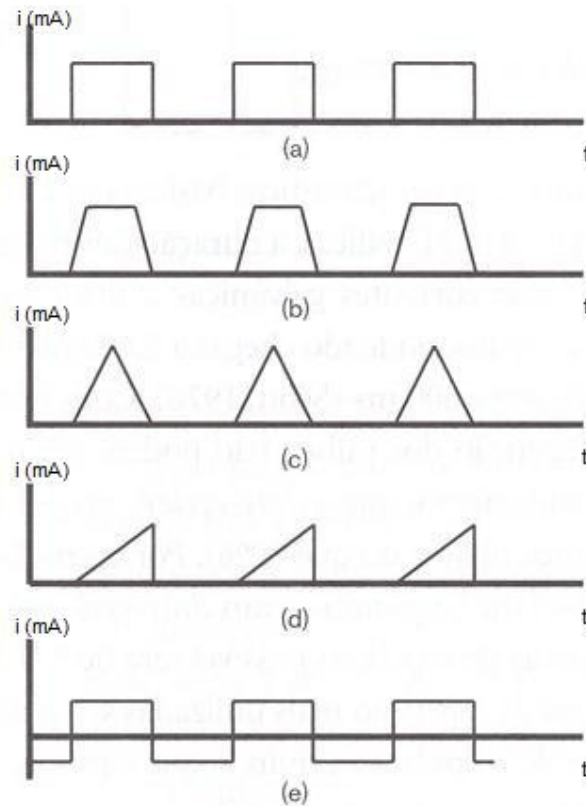
Em virtude destas características, as correntes farádicas são muito utilizadas para promover contração muscular pela estimulação dos nervos motores presentes no corpo humano. Portanto, é utilizada em músculos cuja inervação esteja intacta. Os efeitos fisiológicos produzidos pelas correntes farádicas envolvem aumento do metabolismo, da demanda de oxigênio e outros elementos nutrientes, da produção de metabólitos, do retorno venoso, da drenagem linfática e vasodilatação com aumento do fluxo sanguíneo muscular. Ela pode ser empregada

para facilitar a contração voluntária dificultada pela dor ou por lesão recente, nos casos de artrite reumatóide dolorosa e outras, assim como para reeducação da contração muscular viciada de forma errônea, ou para treinamento de novas contrações musculares após cirurgia reparadora ou transplantes de tendão (LIANZA, 2003).

### 2.2.3 Neuroestimulação Elétrica Transcutânea - TENS

A Neuroestimulação Elétrica Transcutânea, ou TENS (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*) é uma técnica que usa correntes com características de correntes farádicas para estimular as fibras sensoriais, por meio de eletrodos colocados na pele, como o objetivo de diminuir ou abolir a dor. Ao invés de estimular as fibras eferentes (motoras), para provocar a contração dos músculos, a intenção é estimular os nervos sensoriais. É possível conseguir, com essa estimulação, uma espécie de bloqueio da dor, ao nível do sistema nervoso central, efeito preconizado na teoria das comportas de Melzack e Wall (1965). A técnica mostrou-se eficiente no tratamento da dor das mais variadas etiologias, como bursite, tendinites, artrite reumatóide, neuropatias diabéticas, ciática, dores pós-cirurgias, etc. Por ser de simples aplicação, baixo custo e desprovida de efeitos colaterais, tem sido muito bem aceita nos centros médicos.

No emprego da TENS as formas de ondas mais utilizadas são mostradas na figura 11. As frequências de repetição dos geradores de TENS variam entre 10 Hz e 150 Hz.



**Figura 11 - Formas de onda utilizadas na técnica TENS**

Fonte: Lianza (2003).

Além da frequência, podem ser ajustadas a amplitude e a largura dos pulsos, que pode variar em uma faixa compreendida geralmente entre 0,05 ms e 0,5 ms. É difícil afirmar quais os valores de amplitude usados, pois estes variam muito dependendo da forma de onda escolhida, da frequência, da localização dos eletrodos e de outros fatores. A amplitude é aumentada gradativamente durante o processo de aplicação da corrente, até o paciente relatar sensação de formigamento, procurando-se ajustar a intensidade para obter o resultado desejado. Cuidados devem ser tomados para não estimular a via eferente, a fim de não provocar contrações musculares. No caso de geradores de corrente constante, a corrente máxima é, em média, 100 mA para uma carga de 500  $\Omega$ . Os geradores de TENS empregados atualmente são em geral compactos e alimentados por baterias, de modo que o paciente possa aprender a operar e utilizá-lo em sua residência (LIANZA, 2003).

#### 2.2.4 Eletroestimulação Funcional

A Eletroestimulação Funcional (FES – *Funcional Electrical Stimulation*), também chamada de Estimulação Neuromuscular Funcional (ENF) ou Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM), consiste na técnica de aplicar pulsos controlados de corrente elétrica para a ativação de nervos musculares, lesados ou não capazes de responder ao SNC, artificialmente. A estimulação elétrica é comumente utilizada por fisioterapeutas com o objetivo de aumentar o fortalecimento muscular, a amplitude de movimento, reeducar a função motora voluntária e inibir, temporariamente, a espasticidade muscular (LIANZA, 2003).

A FES é, de fato, o uso da corrente elétrica para a restauração de movimentos funcionais, perdidos devido a um comprometimento neurológico ou na medula espinhal. Mesmo sendo considerada uma tecnologia relativamente nova e moderna, sua origem pode ser relatada no início da década de 60, quando propuseram o uso da FES para auxiliar pessoas com o conhecido problema do “pé caído”, por meio de um eletroestimulador portátil (LIBERSON, HOLMQUEST e SCOT, 1961). Mais tarde, na mesma década, usaram eletrodos implantáveis combinados com a transmissão de radiofrequência para a estimulação induzida através da pele (WILEMON, MOONEY e McNEAL, 1971). Com um maior avanço na pesquisa em Engenharia Biomédica durante os anos 70 e 80, novos protótipos foram criados para utilizar a FES com objetivos de restaurar funcionalidades motoras em diversos casos de paralisia cerebral. Esta evolução na técnica, junto com seu crescente uso, resultou em vários estudos clínicos em grandes centros de pesquisa na década de 90, que culminaram na criação de órgãos reguladores voltados para dispositivos comerciais.

É visível que, com a evolução da microeletrônica e do conhecimento da neurociência básica e clínica, a Engenharia de Reabilitação conta hoje com um melhor acervo tecnológico e científico para o desenvolvimento de modernas aplicações voltadas para a FES.

### 2.3 ELETROESTIMULADORES

Um eletroestimulador, ou estimulador elétrico, é o aparelho utilizado para gerar padrões de estimulação elétrica. Durante as últimas décadas, vários

eletroestimuladores foram desenvolvidos para vários tipos de aplicações (CHEEVER et al., 1998; KRUEGER-BECK et al., 2010). Segundo Wu, Young e Kuo (2000), ao projetar eletroestimuladores, várias características específicas devem ser consideradas:

- Estimulação Multicanal: Comparado com a estimulação de apenas um canal, a saída multicanal coordenada fornece um controle mais preciso no recrutamento de diferentes grupos musculares e, portanto, funções complexas podem ser obtidas;

- Estimulação Bifásica: A estimulação elétrica monofásica pode induzir o acúmulo de cargas elétricas, que são prejudiciais para os tecidos. A estimulação bifásica não só neutraliza este efeito, mas também produz estimulação mais eficiente;

- Corrente de Saída Constante: Devido à variação inevitável de impedância dos tecidos, a estimulação de corrente constante fornece respostas mais estáveis, previsíveis e seguras;

- Padrões Estimulatórios Programáveis: Diferentes formas de onda podem resultar em respostas diferentes durante a utilização da eletroestimulação, portanto, se os usuários puderem projetar seus próprios padrões, estimulações mais complexas poderiam ser produzidas, servindo de base para pesquisas avançadas;

- Isolação Elétrica: Além das considerações de segurança, a isolamento elétrica garante ruídos e artefatos irrelevantes ao usuário;

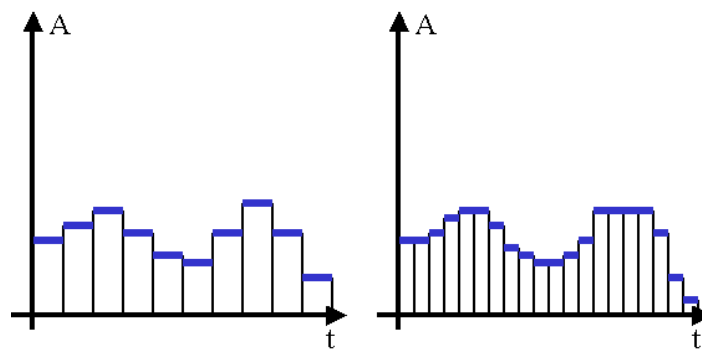
- Alto *Compliance*: A capacidade de fornecer uma estimulação com grande quantidade de corrente, obedecendo os limites de segurança, mesmo em tecidos de alta impedância, é chamada *compliance*. Um estágio de saída de alto *compliance* pode expandir o alcance dinâmico de estimulação elétrica;

- Capacidade de *Feedback*: Já é reconhecida a importância da utilização de um circuito em malha fechada para o controle da eletroestimulação, o que contribui para um melhor desempenho na FES;

- Interface Amigável: O sistema deve ser fácil de operar, ainda mais na existência de customização do padrão estimulatório.

A estrutura dos eletroestimuladores pode ser funcionalmente dividida em duas partes: Circuito de Geração dos Padrões e Circuito de Potência. A primeira é responsável pela geração dos padrões estimulatórios, que tipicamente são

compostos por uma série de sinais e pulsos de tensão ou corrente. Para tal, os microcontroladores são amplamente utilizados para gerar estes padrões de acordo com os parâmetros estimulatórios desejados, como duração do estímulo e entre os pulsos, frequência e amplitude. Porém, as saídas dos microcontroladores normalmente são níveis de sinal lógico TTL (*Transistor-Transistor Logic*), ou seja, 0 V ou 5 V, e a amplitude dos pulsos ideal possui uma resolução infinita. Assim, são utilizados conversores digital-analógico (DAC) para sintetizar esta amplitude, formando uma saída muito próxima de uma analógica. Sua limitação é em relação a resolução destes conversores. Quanto maior for esta resolução, menor são os degraus do sinal gerado, tornando-o próximo do ideal, ou seja, um sinal analógico. A diferença entre uma saída com maior e menor resolução pode ser vista na figura 12.



**Figura 12 - Saída de um DAC com baixa (esquerda) e alta (direita) resolução**

**Fonte: Autoria Própria.**

A segunda parte, o Circuito de Potência, é responsável por amplificar os sinais gerados pelo Circuito de Geração dos Padrões de tensões ou correntes necessárias para a aplicação da eletroestimulação. É comum o uso de fontes de corrente ou de tensão constantes, prevenindo aumentos repentinos e nocivos da amplitude dos pulsos aplicados ao usuário. Este problema pode ocorrer devido às inevitáveis variações da impedância no acoplamento eletrodo/pele. Assim, tem-se utilizado mais frequentemente as fontes de corrente constante, as quais garantem um limite máximo de potência aplicada. No entanto, quando a fonte de corrente constante é aplicada ao tecido com alta impedância ( $> 5 \text{ k}\Omega$ ), a alta tensão (100 V a 300 V) pode induzir e, então, acumular cargas elétricas nos tecidos estimulados, podendo provocar lesões. Portanto, o uso de equipamentos com este tipo de fonte



deve possuir outro cuidado em sua aplicação. Uma alternativa que reduz este efeito é o uso de estímulos bifásicos, que equilibram as cargas acumuladas.

Para o estágio de geração da forma de onda, os eletroestimuladores atuais utilizam processadores de alto desempenho, como DSP (*Digital Signal Processor*), ARM, x86 e outros. No que se refere à amplificação do sinal, transformadores lineares e transistores de potência assumem a tarefa de converter os sinais de baixa potência em sinais próprios para a estimulação elétrica, seguindo as características anteriormente descritas.

Devido ao desejo de adaptabilidade, ou seja, o mesmo dispositivo poder ser utilizado para diferentes técnicas de estimulação, este geralmente possibilita ao usuário a criação de estímulos complexos, que variam em amplitude e frequência durante a execução de uma sessão de estimulação. Para permitir esta criação, além do eletroestimulador, existem aplicativos para computadores com interfaces amigáveis para que tornem possível a configuração do programa estimulatório desejado. Porém, estes aplicativos exigem um computador e um conhecimento mais aprofundado sobre fisiologia e o uso de programas computacionais.

## 2.4 SISTEMAS EMBARCADOS

Sistemas embarcados estão cada vez mais presentes em nosso cotidiano devido ao baixo custo tecnológico para fabricá-los, o que aumentou a capacidade dos *hardwares*, e viabilizou o desenvolvimento de aplicações mais complexas. O surgimento de novas aplicações é impulsionado pelo crescimento do mercado e um melhor conhecimento das necessidades humanas (SANTO, 2001).

Como Li e Yao (2003) relatam, o termo sistema embarcado (*Embedded System*) não possui uma definição direta e universal, porém há algumas definições propostas por especialistas da área, como pode ser visto a seguir:

- Sistemas embarcados são sistemas onde *hardware* e *software* normalmente são integrados e seu projeto visa o desempenho de uma função específica. A palavra “embarcados” leva à idéia que estes sistemas são parte de um sistema maior. Este sistema maior pode ser composto por outros sistemas embarcados (LI e YAO, 2003);

- Um sistema embarcado é um sistema baseado em um microprocessador, que é projetado para controlar uma função ou uma gama de

funções, e não para ser programado pelo usuário tal como acontece com os computadores pessoais (HEATH, 2003);

- Um sistema embarcado é qualquer dispositivo que possua um controlador programável, mas este não é projetado para ser um computador de uso geral (WOLF, 2001).

Além disso, devem ser confiáveis, pois muitos destes sistemas realizam funções críticas, nos quais falhas podem causar sérios problemas ao usuário. A principal razão para que estes sistemas sejam à prova de falhas, é que eles interagem com o meio, causando impactos a este. Segundo Marwedel (2003), dizer que um sistema é confiável significa que este possui as seguintes características:

- Estabilidade: é a capacidade do sistema não falhar;
- Recuperação: é a capacidade de que se uma falha no sistema ocorrer, ela será corrigida em um intervalo de tempo conhecido;
- Disponibilidade: é a capacidade de prever que um sistema estará disponível por um certo tempo. Alta estabilidade e recuperação levam a uma alta disponibilidade;
- Segurança: Um sistema deve ser seguro em dois aspectos, para o meio ambiente, ou seja, uma falha não implica em danos ao meio, ou para seus usuários, além de manter as informações confidenciais sempre protegidas, não permitindo que pessoas não autenticadas manipulem estas informações.

Por fim, além de confiabilidade, o desenvolvedor de um sistema embarcado deve levar em conta algumas peculiaridades deste tipo de dispositivo. Dentre elas, segundo Wolf (2003), podem-se destacar as seguintes características relevantes para seu desenvolvimento:

- Consumo de energia: Tendo em vista que muitos sistemas embarcados são móveis e alimentados por baterias, estes devem ser projetados para consumir o mínimo de energia possível. A tecnologia na fabricação de baterias evolui em ritmo muito menor que as aplicações que fazem uso destas baterias, logo a energia disponível deve ser aproveitada da melhor maneira possível;
- Tamanho de código: Todo código da aplicação que é executada em um sistema embarcado deve estar presente neste, quase sempre em memória. Muito raramente sistemas embarcados possuem dispositivos de armazenamento

magnético, como discos rígidos, logo a disponibilidade de memória é muito limitada, por isso o desperdício de memória deve ser evitado pelos programadores de *software* embarcado;

- Execução eficiente: O uso de recursos de *hardware* deve ser restrito ao que é realmente necessário para implementar uma certa função. Os requisitos de tempo devem ser satisfeitos empregando-se o mínimo de recursos possível e minimizando o consumo de energia. Visando reduzir o consumo de energia, a frequência do *clock* e a tensão de alimentação devem ser as menores possíveis. Somente os componentes de *hardware* necessários devem estar presentes. Um sistema embarcado que não realiza conversão de tensão analógica para valores digitais não necessita de conversores analógico/digital, a presença deste *hardware* ocupará espaço e causará um consumo de energia desnecessário. Componentes que não reduzem o tempo de execução podem ser omitidos;

- Peso: Sistemas móveis devem ser leves. Os celulares de primeira geração mostram que sistemas móveis pesados tendem a desaparecer;

- Custo: O uso eficiente de componentes de *hardware* pode baixar o custo final de um sistema embarcado. No mercado de eletrodomésticos, por exemplo, a competitividade é importantíssima, e o custo é um fator decisivo para dizer se um produto possui mercado.

## 2.5 PROCESSADORES ARM

Os processadores ARM (*Advanced RISC Machine*) são um marco na indústria de semicondutores. Nunca uma arquitetura foi tão rapidamente difundida e maciçamente fabricada como a arquitetura ARM. Parte desse sucesso deve-se às suas características atraentes que incluem um *design* simples, alta velocidade, grande diversidade de modelos e fabricantes e quantidade de *software* disponível. Por estes e outros motivos, estes processadores estão presentes na maioria dos equipamentos portáteis vendidos atualmente, incluindo telefones celulares, computadores de mão, MP3 *Players*, controladores de rede, etc. (PEREIRA, 2007).

Estes processadores são CPUs (*Central Processing Unit*) de 32 *bits* que utilizam a filosofia RISC (*Reduced Instruction Set Computer*) e surgiram no início da década de 80, resultantes do projeto inovador de um grupo inglês de computadores chamado Acorn Computer Group. Esta empresa fabricava microcomputadores que

utilizavam microprocessadores de 8 *bits* e, como diferencial de mercado, iniciaram um projeto de um microprocessador de 32 *bits*, que fosse rápido, de programação simples e de construção barata. Com estes objetivos, foram lançadas as primeiras versões ARM que, após alguns anos, virou referência em sistemas embarcados. Mesmo que atualmente a arquitetura já conta com 11 versões diferentes, as versões mais antigas ainda são usadas e desenvolvidas, já que o uso de cada família é destinado para um nicho de mercado distinto (PEREIRA, 2007).

Entre suas principais características, pode-se destacar:

- Processador de 32 *bits*;
- 16 registradores de uso geral;
- Conjunto de instruções extensível com o uso de co-processadores;
- Instruções de três endereços;
- Capacidade de executar instruções 16 *bits* usando a arquitetura *Thumb*;
- Baixo consumo de energia;
- Tamanho do núcleo reduzido;
- Até 16 co-processadores lógicos.

Sua arquitetura foi desenvolvida para possibilitar implementações muito reduzidas, sem deixar de lado o alto desempenho. Isso só é possível pela simplicidade dos processadores ARM. Como já dito, o ARM é tipicamente um RISC, isto é, uma linha de arquitetura de processadores que favorece um conjunto simples e pequeno de instruções que levam aproximadamente a mesma quantidade de tempo para serem executadas em um processador CISC (*Complex Instruction Set Computer*), comumente encontrado em computadores pessoais e servidores, porém, com um custo bem menor.

Possuem 31 registradores de propósito gerais, todos de 32 *bits*. Em qualquer momento apenas 16 dos 31 registradores são visíveis. Os registradores restantes são usados em operações de exceção, quando o processador entra em um de seus modos especiais de operação e substitui alguns dos 16 registradores comuns por registradores específicos do modo.

Outra peculiaridade dos ARM são seus sete modos de operação:

- *User*: execução normal de programas. Possui restrições de acesso a registradores;
- FIQ (*Fast Interrupt Request*): suporta a transferência rápida de dados;

- IRQ (*Interrupt Request*): usado para manipulação de interrupções de propósito geral;
- *Supervisor*: é um modo protegido para o sistema operacional;
- *Abort*: implementa memória virtual e/ou proteção de Memória;
- *Undefined*: suporta emulação em *software* de co-processadores;
- *System*: executa tarefas privilegiadas do sistema operacional, existente a partir da versão 4 do ARM.

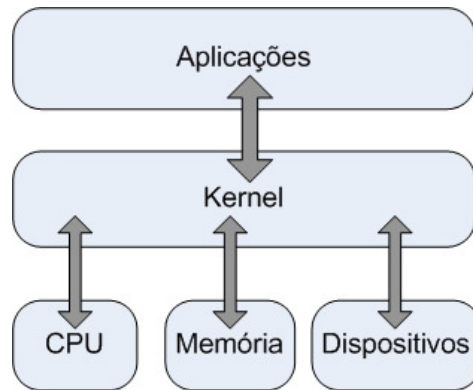
Os modos de operação podem mudar através de controle de *software* ou através de interrupções externas. Durante a execução normal de um programa o processo encontra-se no modo *User*.

## 2.6 SISTEMAS OPERACIONAIS EMBARCADOS

### 2.6.1 *Real Time Operational System* – RTOS

Como visto anteriormente, sistemas embarcados e de tempo real operam em ambientes restritos, onde memória e poder de processamento são limitados. Eles devem prestar os seus serviços dentro de prazos estipulados para seus usuários e para todo o resto do sistema que faz sua interface com o meio externo. São essas limitações de desempenho, de memória e de tempo que fazem necessário o uso de um Sistema Operacional de Tempo Real em sistemas embarcados (LI e YAO, 2003).

A figura 13 representa a arquitetura de um RTOS, onde é possível ver que seu núcleo é constituído pelo *Kernel*, responsável por fazer a interface entre *software* e *hardware* e fornece os serviços básicos para a aplicação de *software* rodando no processador.



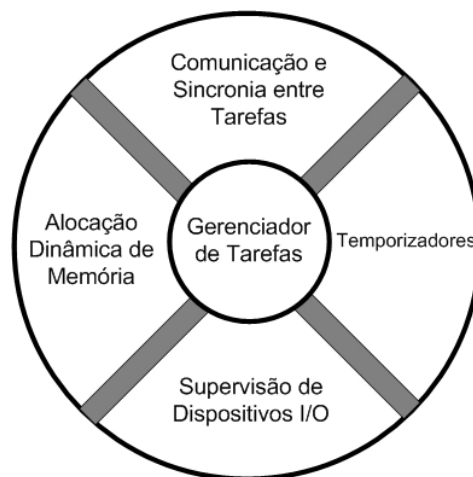
**Figura 13 - Arquitetura de um RTOS**

Fonte: Adaptado de Li e Yao (2003).

Dentre estes serviços, os mais comuns são:

- Agendamento de tarefas de *software* aplicativo;
- Comunicação e sincronização entre as tarefas;
- Alocação dinâmica de memória RAM;
- Serviços de temporização (*Timer*);

Segundo Kamal (2009), o *Kernel* de um RTOS fornece uma camada de abstração que “esconde” do *software* os detalhes do *hardware* do processador (conjunto de registradores) sobre a qual o *software* aplicativo será executado. Ao fazer isso, ele fornece cinco principais categorias de serviços básicos à aplicação de *software*, como mostrado na figura 14.



**Figura 14 - Categorias de Serviços fornecidos por um *Kernel* de RTOS**

Fonte: Adaptado de Kamal (2009).

A categoria mais básica de serviços do *Kernel* é a de Gerenciamento de Tarefas. Este conjunto de serviços permite aos desenvolvedores de *software* projetar e dividir sua aplicação como um conjunto de "pedaços" de *software*, onde cada parte pode apresentar um objetivo e, talvez, prazos e tempos de resposta distintos. Cada parte separada deste *software* é chamado de tarefa. Serviços nesta categoria incluem a habilidade de gerenciar as tarefas e atribuir prioridades de execução a elas. O principal serviço desta categoria é o agendamento ou escalonamento de tarefas durante a execução do sistema embarcado. O escalonador de tarefas controla a ordem de envio de tarefas do aplicativo ao processador, fazendo com que a execução do sistema obedeça às prioridades e objetivos definidos.

A segunda categoria de serviços do *Kernel* é a Comunicação e Sincronia entre as tarefas. Estes serviços permitem que as tarefas possam transmitir informações de umas para as outras, sem o risco de que estas informações sejam danificadas ou perdidas. Além disso, proporcionam às tarefas uma produtiva cooperação entre elas, otimizando o tempo de execução de cada uma delas. A ausência da sincronização entre as tarefas pode causar conflitos entre elas, já que a mesma informação pode estar sendo utilizada por mais de uma tarefa. Outra característica destes serviços é a presença de temporizadores, que fazem o ajuste temporal de execução das tarefas no processador, com atrasos e tempos de espera.

A maioria dos RTOS fornece serviços de Alocação Dinâmica de Memória, permitindo às tarefas "emprestar" espaços de memória RAM temporariamente para seu uso. Sua utilização vai além, sendo extremamente necessária para a transferência rápida de grandes quantidades de dados entre tarefas, por meio da troca de endereçamento de memória alocada. Entretanto, devido a alguns dispositivos possuírem pouca quantidade de memória, alguns RTOS não oferecem este pacote de serviços (KAMAL, 2009).

Outra categoria de serviços bem utilizada é a de Supervisão de Dispositivos I/O, que fornecem uma maneira uniforme de organizar e acessar os *drives* dos periféricos do processador. Tendo em vista que a maioria dos sistemas embarcados possui estes periféricos, este conjunto de serviços é de extrema necessidade para as aplicações modernas.

Além dos serviços básicos do *Kernel*, diversos RTOS oferecem uma série de outros componentes de sistema, opcionalmente, tais como Organização de

Arquivos do Sistema, Rede de Comunicação, Gerenciamento de Rede, Gerenciamento de Banco de Dados e Interface Gráfica com o Usuário. Embora muitos desses componentes adicionais sejam maiores e mais complexos do que o *Kernel*, eles necessitam da presença deste para acessar recursos e serviços básicos. Para manter um baixo consumo de memória no dispositivo, cada um desses componentes é incluído em um sistema embarcado apenas se seus serviços forem necessários.

### 2.6.2 Microsoft Windows CE 5.0

O Microsoft Windows CE 5.0, ou apenas WinCE 5.0, é um sistema operacional de tempo real - RTOS, ou seja, possui todas as características já descritas acima. Um termo associado ao WinCE 5.0 é sobre sua robustez, isso quer dizer que ele executa suas funções programadas mesmo diante de situações adversas não previstas. Assim, é cada vez mais encontrado no desenvolvimento ágil de dispositivos embarcados de última geração.

O WinCE 5.0 é uma versão da popular linha de sistemas operacionais Microsoft Windows® para dispositivos portáteis e Tablet PCs, equipando desde mini-computadores, até telefones celulares. Sua evolução ao longo do tempo é descrita no Anexo A. Logo, como característica fundamental, é suportado por diferentes tipos de processadores atuais como Intel x86, MIPS, ARM e outros.

Portanto, inúmeros trabalhos associados ao sistema operacional Windows CE podem ser encontrados na literatura. No trabalho de Huan, Hang e Xia (2005) o Windows CE é utilizado para validação de modelos de controle de acesso em sistemas embarcados. Os autores Junju e Biquin (2002) implementam uma interface de comunicação *Bluetooth* no Windows CE.

Uma interessante aplicação na educação pode ser vista no trabalho de Ibach *et al.* (2005), onde robôs móveis de baixo custo são controlados com o auxílio deste sistema operacional. Uma recente comparação entre o Windows CE e outros sistemas operacionais com suporte para tempo real comerciais é feita em Santo (2005). Em Simões (2000), o Windows CE é usado no desenvolvimento de um espectrômetro de massa digital. O trabalho de Fang, Bao e He (2005) apresenta as vantagens deste sistema para coleta de dados. Uma aplicação do Windows CE em



sistemas reconfiguráveis é apresentada em George e Wong (2004), sendo um exemplo importante da versatilidade deste sistema operacional.

### **Arquitetura do Windows CE 5.0**

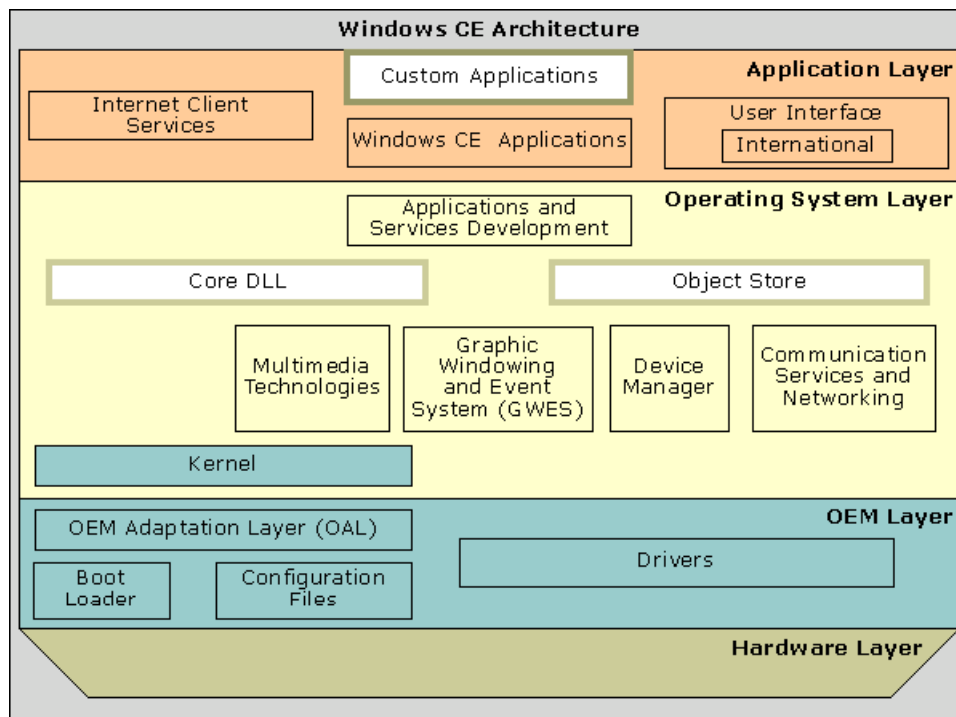
A principal característica que possibilita este sistema operacional possuir grande versatilidade e aceitação no mercado de sistemas embarcado é sua modularidade no seu desenvolvimento. Ele é dividido, como visto na figura 15, em 4 camadas (MICROSOFT, 2010):

- *Hardware*: Parte eletrônica do sistema, que deve conter um processador compatível, memórias RAM e ROM e mecanismos de interface. Além destes, uma variedade de componentes pode existir de acordo com a necessidade da aplicação;

- OEM (*Original Equipment Manufacturer*): Responsável pela interface do sistema operacional com o *hardware*. Geralmente é disponibilizada pelo fabricante do *hardware* por possuir o acesso direto aos registradores do processador e das memórias utilizadas, por meio de códigos chamados de *Device Drivers* ou simplesmente de *Drivers*. É constituída também por arquivos de configurações iniciais do dispositivo, que são executados por um código chamado "*Boot Loader*", requisitado toda vez que o sistema é inicializado. Não menos importante, há ainda a região OAL (*OEM Adaptation Layer* – Camada de Adaptação OEM), que fornece o acesso lógico e abstrato aos *Drivers* para o *Kernel* do sistema operacional. Por último, é nesta região que ficam as Requisições de Interrupções geradas pelo *hardware* (IRQ), que são tratadas pelo *Kernel* através de Rotinas do Serviço de Interrupções (ISR);

- Sistema Operacional: Possui toda a parte de controle lógico para o funcionamento adequado dos aplicativos desenvolvidos utilizando o *hardware* escolhido. Como já explicado, possui o *Kernel* e demais objetos controladores de interfaces;

- Aplicação: Camada onde ficam os aplicativos executáveis do sistema. É dividido entre serviços para interface, aplicativos próprios do sistema operacional e aplicativos feitos pelos desenvolvedores. Esta camada é a mais alta e a última para a utilização do dispositivo.



**Figura 15 - Arquitetura do Microsoft Windows CE 5.0**

Fonte: Microsoft (2010).

Pelo fato do Windows CE 5.0 ser um RTOS, seu *Kernel* possui todas as características já descritas e algumas peculiaridades. Dentre estas, pode-se mencionar que há suporte até 32 processos simultâneos (podendo cada processo ser uma aplicação), embora cada processo possa ter um número de *threads* apenas limitado pela quantidade de memória disponível (SHELTON, 2000). Apenas as *threads* podem ter um dos diferentes 256 níveis de prioridade que variam de `THREAD_PRIORITY_TIME_CRITICAL` até `THREAD_PRIORITY_IDLE`.

Cada *thread* pode ser executada em um dos dois modos:

- Modo *Kernel* - Onde tem acesso a todos os recursos do sistema operacional e, portanto pode potencialmente alterar o próprio código (Exemplos: *Threads* próprias e ISRs);
- Modo Utilizador - Este modo oferece um ambiente de execução protegido onde uma aplicação errada não atinge outras que eventualmente possam estar sendo executadas. Aplicações normais e *Device Drivers* executam neste modo (MICROSOFT, 2010).

O Escalonador de Processos usa a técnica “*Round-Robin*” para seleccionar a próxima *thread* a ser executada, começando naturalmente pelas *threads* com maior prioridade e descendo de nível quando as *threads* de um nível de prioridade superior terminam. O escalonador é orientado à *thread* e não ao processo, o que quer dizer que se um processo tem nove *threads* e outro tem apenas um, todas as *threads* recebem 1/10 de tempo do processador.

O Windows CE tem um espaço de endereçamento virtual até 2 GB usado por todas as aplicações, embora o espaço de memória de cada uma seja protegido e, portanto, não possa ser acessado por outras aplicações (MICROSOFT, 2010).

O espaço de endereçamento de 2 GB até aos 4 GB é para uso exclusivo do *Kernel*. Quando um processo é carregado e designado para o próximo *slot* (divisão do espaço de memória) livre, as bibliotecas DLL são carregadas na parte inferior do *slot*, em seguida o *stack* (estrutura baseada em pilha – *last in, first out*) e a *heap* (estrutura de dados, que na verdade é apenas um vetor ordenado seguindo um critério bem definido para trabalhar com processos) do processo e finalmente o executável da aplicação.

Quando o processo é seleccionado pelo escalonador, é então copiado para o *slot* 0 para ser executado. Já os processos do *Kernel*, do sistema de arquivos e de janelas são executados nos seus próprios *slots*.

O Windows CE foi desenhado para sistemas que normalmente não têm disco rígido e, portanto, ele não faz um conhecido método de alocação de espaço, chamado “*swap*”, que aloca espaço em disco e simula possuir mais memória do que realmente se tem.

A memória RAM é dividida em duas partes: uma para armazenamento de aplicações e dados que não estejam na ROM e outra usada para a execução dos programas. O sistema de armazenamento consiste em um ou mais *chips* de memória RAM não volátil, dividido pela Microsoft (2010) em:

- Sistema de arquivos: contém os dados e aplicações, que estão sempre comprimidos, tendo que ser descompactados para poderem ser executados;
- Base de dados do Windows CE 5.0: proporciona um meio de armazenamento estruturado em vez de arquivos simples;
- Registro: árvore de dados que contém informações de configuração do sistema e das aplicações.

## Windows CE 5.0 em Sistemas de Tempo Real

É importante distinguir um Sistema de Tempo Real (RTS – *Real Time System*) de um Sistema Operacional de Tempo Real (RTOS – *Real Time Operational System*). O Sistema de Tempo Real é um conjunto de todos os elementos especificados para essa finalidade, como *hardware*, sistema operacional e aplicativos. O RTOS é um elemento do sistema completo de tempo real (OLIVEIRA, 2001).

Um sistema é classificado como de tempo real quando a execução de toda e qualquer tarefa deve se dar dentro de uma faixa de tempo estipulada e com prioridades definidas. Isto é importante para que este sistema possa realizar tarefas periódicas ou reagir a estímulos do meio sempre dentro de um tempo previsível. No caso de uma aplicação como na automação industrial ou médica, esse tempo depende das constantes de tempo do processo a ser controlado (OLIVEIRA, 2001).

Aplicações em tempo real com restrições de tempo real são menos interessadas em uma distribuição uniforme dos recursos e mais interessadas em atender requisitos tais como períodos de ativação e *deadlines*, ou seja, limites de tempo para execução. Essas aplicações são usualmente organizadas na forma de várias *threads* ou tarefas concorrentes, logo um requisito básico para os sistemas operacionais de tempo real é oferecer suporte para tarefas e *threads* (OLIVEIRA, 2001).

Tarefas ou processos são abstrações que incluem: um espaço de endereçamento próprio (possivelmente compartilhado), um conjunto de arquivos abertos, um conjunto de direitos de acesso, um contexto de execução formado pelos registradores do processador. *Threads* são tarefas leves, únicos atributos são aqueles associados com o contexto de execução.

Portanto, a alternância entre duas *threads* de uma mesma tarefa é muito mais rápido. Uma aplicação em tempo real é tipicamente um programa concorrente formado por tarefas e/ou *threads* que se comunicam e se sincronizam. Existem duas grandes classes de soluções para programação concorrente: Troca de mensagens e variáveis compartilhadas.

Sistemas de Tempo Real lidam com periféricos especiais, ou seja, diferentes tipos de sensores e atuadores, usados na automação industrial e controle de equipamentos em laboratório. O projetista da aplicação deve ser capaz de

desenvolver os seus próprios tratadores de dispositivos (*Device Drivers*) e incorporá-los ao sistema operacional (OLIVEIRA, 2001).

O Sistema Operacional Windows CE é interessante para aplicações em tempo real que possuam periodicidade crítica. Para tal, geralmente são implementadas técnicas e componentes controladores de alto processamento para que haja uma taxa de atualização pequena o bastante para se obter um controle aceitável.

Sua aplicabilidade é apresentada em Andrew (1999) como um sistema operacional baseado em tempo real, determinístico e multitarefa. É uma plataforma de baixo custo e desenvolvido com base nos padrões Microsoft. Além disso, oferece um controle em tempo real com um custo baixo e capaz de controlar diversos subsistemas, isto em virtude do Windows CE possuir uma tecnologia intrínseca chamada COM, que possibilita a comunicação entre diversos outros módulos externos e diminui a distância de comunicação entre componentes *Fieldbus Foundation* (protocolo de comunicação de redes de alta velocidade).

O Windows CE provê algumas tecnologias que são fundamentais para o desenvolvimento de aplicações de tempo real. Algumas delas são (MICROSOFT, 2010):

- 256 níveis de prioridades para as *threads*: É a partir desta flexibilidade disponibilizada pelo sistema que são implementadas as políticas de escalonamento;

- Interrupções aninhadas: Permite que interrupções de prioridade mais alta sejam atendidas imediatamente ao invés de esperar que uma rotina de interrupção de prioridade mais baixa termine. O *Kernel* é capaz de alinhar tantas interrupções quanto a CPU suportar;

- *Per-thread quantum*s: Permite que uma aplicação defina o *quantum* das *threads*;

- Inversão de prioridade: É uma situação onde o uso de um *mutex*, uma seção crítica, ou um semáforo por uma *thread* de menor prioridade impede a execução de uma *thread* de mais alta prioridade quando estas estão utilizando os mesmos recursos. Para corrigir este tipo de situação e garantir o funcionamento correto do sistema, o Windows CE permite que a *thread* de prioridade mais baixa, herde a prioridade da *thread* de maior prioridade e utiliza-se a CPU com esta prioridade mais alta até que se termine utilizar o recurso.

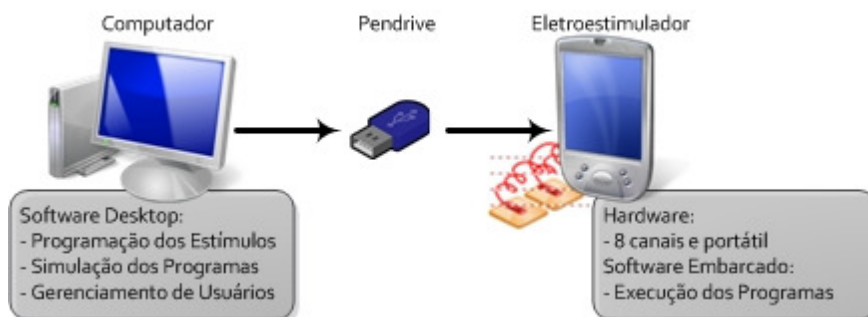
Contudo, o Windows CE é um sistema operacional confiável, seguro, versátil e que possui as características necessárias para aplicações críticas em Sistemas de Tempo Real. Isto, obviamente, se corretamente configurado. Segundo Andrew (1999), 99% de problemas de aplicações utilizando o Windows CE como RTOS, possuem sua origem na má escrita do código do aplicativo feito pelo desenvolvedor. Portanto, apesar de possui diversas funcionalidades úteis e uma infinidade de aplicações que podem contar com seus recursos, o grande divisor entre uma alta performance e um sistema aquém do desejável, está na correta utilização do sistema operacional.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo é apresentado o princípio de funcionamento do eletroestimulador desenvolvido e a descrição completa da implementação de todo o sistema, desde a geração dos programas estimulatórios até a aplicação dos estímulos elétricos no usuário. Além disto, são demonstradas as funcionalidades dos *softwares* desenvolvidos.

A composição do eletroestimulador desenvolvido (figura 16) se dá por duas partes: uma contendo *hardware* e *software*, chamada de Eletroestimulador Portátil, que fornece os estímulos elétricos para a realização da eletroestimulação e a interface com o usuário.

A outra parte utiliza um computador *desktop* comum como suporte ao *software* de geração de programas estimulatórios desenvolvido. É neste *software* que o profissional de saúde faz a configuração e os ajustes desejados para determinado paciente. Conta também com um simulador virtual de estimulação elétrica, permitindo um melhor acerto da programação de estímulos antes de aplicar efetivamente no usuário. A transferência destes programas estimulatórios do computador até o eletroestimulador portátil é feita através de um *pendrive* com no mínimo 512 MB de capacidade.



**Figura 16 – Composição do sistema desenvolvido**

Fonte: Autoria Própria.

Todas as partes são discutidas com maiores detalhes adiante, e para tal, este capítulo foi subdividido em: Usabilidade do Sistema, *Hardware*, *Software Desktop* e *Software Embarcado*.

### 3.1 USABILIDADE DO SISTEMA

A estimulação elétrica funcional, se não for usada de forma controlada e corretamente aplicada, pode lesionar tecidos e ocasionar problemas de saúde ao usuário. Por este motivo, o uso do sistema deve ser realizado com o acompanhamento de um profissional de saúde, que fará a programação do equipamento, com o objetivo de configurar todos os parâmetros estimulatórios a serem utilizados e de fixar os eletrodos de superfície nos locais corretos do usuário.

Objetivando o uso correto do dispositivo, os passos a seguir foram definidos para assegurar sua utilização adequada, junto com suas considerações.

#### **1º Passo:** Geração dos Programas Estimulatórios

Os programas estimulatórios são conjuntos de instruções para cada canal de estimulação elétrica, possuindo como estrutura básica a amplitude do sinal em relação ao momento escolhido para a ativação desta amplitude. Ou seja, é a seleção da amplitude desejada para um determinado instante de tempo, resultando no formato dos “envelopes”, ou *bursts*, dos padrões estimulatórios. Além desta configuração, é feita a seleção dos períodos dos pulsos que são usados durante a sessão de estimulação elétrica. Estas configurações são feitas pelo profissional de saúde capacitado e são fundamentais para a utilização do dispositivo.

Todas essas configurações são escolhidas através de um *software* de computador PC, que utiliza uma interface gráfica para facilitar a visualização e o manuseio destes parâmetros estimulatórios. Além disto, é disponibilizado para este profissional um simulador de programas estimulatórios, que possibilita visualizar o programa configurado por meio de um modelo humano interativo, tornando possível pequenos ajustes antes da aplicação do programa no usuário.

#### **2º Passo:** Transferência dos Programas Estimulatórios

Com os programas estimulatórios criados, testados e gravados no *software* do computador, é necessária a transferência desses dados para o sistema embarcado, que fará a reprodução desses programas no usuário. Esta transferência é realizada com o uso de um *pendrive*, de no mínimo 512 MB, pelo profissional responsável pela programação dos canais estimulatórios.



O processo de transferência é simples e basta o profissional encaixar o *pendrive* em uma porta USB do computador e solicitar o envio dos dados gravados no *software* para ela. Após isso, o *pendrive* com os dados é conectado à porta USB do eletroestimulador portátil e, através de um comando no *software* embarcado, inicia o processo de atualização da base de dados do equipamento. No fim no processo é exibida uma tela solicitando sua retirada junto com a informação de conclusão.

A transferência dos programas só é realizada sob demanda, em outras palavras, apenas quando há alguma alteração na base de dados de um usuário ou programa estimulatório. Assim, não há a necessidade deste passo na utilização de programas estimulatórios já configurados.

### **3º Passo:** Fixação dos eletrodos

Uma vez que o *software* embarcado está atualizado, o profissional responsável pela sessão deve colocar os eletrodos autoadesivos de superfície sobre os grupos musculares desejados. Para isso, há a necessidade de uma limpeza da pele do usuário, com álcool, nas áreas de contato com os eletrodos. Dependendo da quantidade de pelos do usuário, é também necessária a retirada destes por meio de uma depilação local, buscando um acoplamento ótimo entre pele e eletrodos.

Os eletrodos escolhidos para o dispositivo foram os da marca Compex de formato quadrado, com dimensões de 5 cm x 5 cm. Logo, é indicado o uso de eletrodos de qualidade e com características similares a estes, evitando problemas com uma alta densidade de corrente no tecido epitelial e, assim, provocando queimaduras.

Com os eletrodos corretamente colocados, é feita a conexão entre eletrodos e eletroestimulador por meio de cabos específicos. Estes cabos possuem em uma ponta um conector MINI-USB Macho, o qual é usado para encaixar no dispositivo, e na outra dois conectores *snaps* de 2,5 mm, que se encaixam nos eletrodos.

### **4º Passo:** Seleção dos Usuários e Programas

Após todo o sistema estar configurado e pronto para o uso, o usuário poderá interagir com o *Software* Embarcado por meio de uma tela de LCD *touchscreen* de 3,5", e selecionar o seu usuário correspondente na tela de seleção.

Com apenas um toque na tela sobre seu ícone, uma tela exibirá todos os programas disponíveis para o usuário escolhido, que uma vez selecionado, solicitará confirmação para o início da estimulação elétrica.

#### **5° Passo:** Execução do Programa Estimulatório

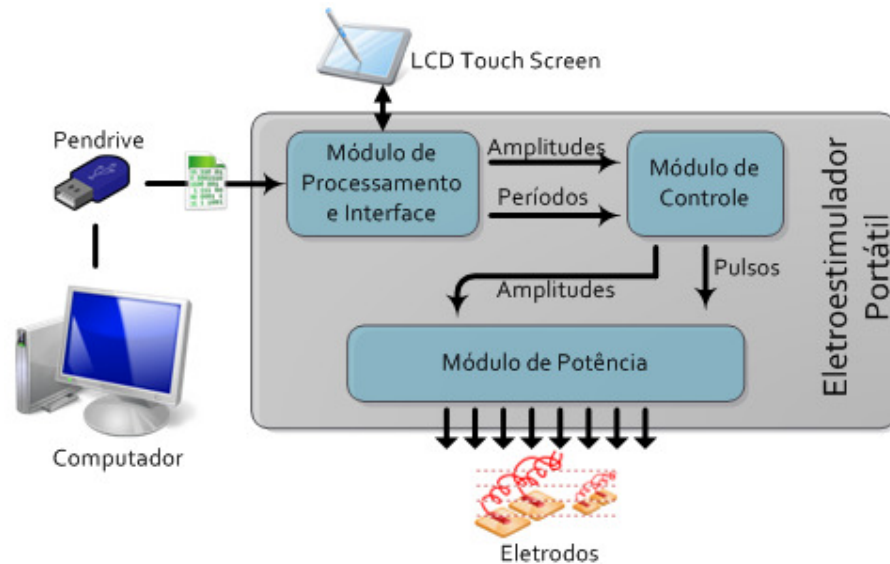
O programa configurado é executado, realizando as estimulações elétricas controladas. Por medida de segurança, um botão de “PARAR” fica evidente na tela do dispositivo para cancelar a estimulação imediatamente após sua seleção. Após o encerramento do programa, um aviso de conclusão é dado ao usuário, cabendo então a decisão de realizar novamente o programa, iniciar outro programa ou desligar o equipamento.

### 3.2 *HARDWARE*

Seguindo as exigências referentes aos conceitos de sistemas embarcados e de eletroestimuladores portáteis, o *hardware* desenvolvido foi projetado para cumprir, além destas, as normativas de segurança específicas para este tipo de equipamento vigentes no Brasil.

Com o objetivo de minimizar as dimensões espaciais do dispositivo, apenas uma placa foi desenvolvida, porém, contendo diversos módulos, que para uma melhor compreensão, são descritos neste capítulo separadamente. Esta placa única é integrada junto a uma placa de processamento e interface. Assim, focalizou-se na solução do problema e na garantia de qualidade de sinal gerado.

A figura 17 ilustra a modularização da placa desenvolvida, permitindo a visualização completa da integração do *hardware*. Em seguida, cada módulo integrante é descrito com suas características técnicas e detalhes de como foram desenvolvidos durante o projeto.



**Figura 17 - Modularização do hardware do projeto**

Fonte: Autoria Própria.

### 3.2.1 Módulo de Processamento e Interface com o Usuário

Este módulo (figura 18) é constituído pela placa comercial MINI2440, distribuído pela empresa DevelopmentBoard, localizada na China. Esta placa é baseada em um processador Samsung S3C2440 da família ARM9 com 400 MHz de *clock* e 64 MB de memória *flash*, capaz de suportar o processamento do *software* embarcado e o de realizar a interface, através de uma tela sensível ao toque (*touchscreen*) de 3,5", com o usuário. Através de sua interface MINI-IDE, esta placa disponibiliza o acesso a portas de I/O e comunicação digital, as quais são utilizadas para se comunicar com outros módulos.



**Figura 18 - Módulo de Processamento e Interface com o Usuário**

Fonte: DevelopmentBoard (2010).

Por fornecer várias características que atendem a necessidade deste projeto, esta foi escolhida como base de desenvolvimento. Podem-se destacar as seguintes (DEVELOPMENTBOARD, 2010):

- Dimensão reduzida (100 mm x 100 mm), favorecendo a portabilidade do sistema;
- Processador Samsung S3C2440A ARM920T de 400 MHz, fornecendo capacidade computacional para o controle geral do equipamento;
- Memória SDRAM de 64 MB para barramento de 32 bits;
- Memória *Flash* NAND de 128 MB para o armazenamento da imagem do Sistema Operacional e do Aplicativo desenvolvido com seus dados;
- Memória *Flash* NOR de 2 MB para o armazenamento do *bootloader*, que é a aplicação responsável por configurar o *hardware* ao ligar e iniciar o sistema operacional;
- 2 portas USB, sendo 1 USB-A Host para receber o *pendrive* e 1 USB-B *Device* para futuras aplicações;
- RTC: *Real Time Clock* com bateria CR-2032, responsável por manter o relógio do sistema correto;
- *Beeper*: 1 componente *buzzer* PWM, que faz a interface auditiva com o usuário por meio de *beeps*.
- 1 Interface LCD *Touchscreen* para displays TFT, que possuem resolução de até 1024x768 e padrão de cores *TrueColor*;
- 1 barramento MINI-IDE de expansão com 34 pinos GPIO, que permite fazer a interface direta entre o meio externo e os registradores do processador ARM.

Além disto, por possuir um processador ARM9 como núcleo, suporta um desenvolvimento baseado em Windows CE, agregando todas as facilidades de seu emprego.

### 3.2.2 Módulo de Controle de Estimulação

Conectado à placa MINI2440 através do barramento GPIO de 34 pinos, este módulo é responsável pelo controle da amplitude e da duração dos pulsos dos estímulos elétricos. Mesmo o processador ARM sendo capaz de cumprir esta tarefa, optou-se por separar este processamento em virtude da finalidade deste projeto

poder lesar fisicamente seus usuários se algo não previsto ocorrer. Assim, como a resolução do Sistema Operacional Windows CE 5.0 não é menor que 1 ms e a resolução desejada do eletroestimulador deve ser próxima a 5  $\mu$ s, a solução encontrada foi o uso de um processador dedicado à geração dos pulsos estimulatórios.

Logo, este é constituído por um microprocessador DSP (*Digital Signal Processor* – Processador Digital de Sinal) dsPIC30F3011, que recebe os parâmetros dos tempos de alta e baixa dos pulsos dos 8 canais por meio de uma das portas de comunicação digital SPI (*Serial Peripheral Interface*) do Módulo de Processamento e Interface com o Usuário. Após este recebimento, que ocorre sempre antes de cada execução do programa estimulatório, o microcontrolador gera os pulsos de cada um dos canais através de seus pinos I/O, que são interpretados pelo módulo de potência como ativação/desativação de pulsos estimulatórios. Estes pinos são os controles lógicos que selecionam a polaridade da tensão nos canais estimulatórios, variando entre  $\pm 100$  V. Por motivo de segurança, a lógica utilizada foi a do “ou exclusivo” (XOR), que implica na seguinte tabela 3.

**Tabela 3 - Tabela verdade do controle lógico do dsPIC30F3011**

Porta 1	Porta 2	Saída
1	0	Amplitude Positiva
0	1	Amplitude Negativa
0	0	0 V
1	1	0 V

**Fonte: Autoria Própria.**

Isto garante que se houver algum erro ou atraso no envio dos sinais I/O do microcontrolador para o módulo de potência, a tensão aplicada ao usuário será de 0 V. Em outras palavras, para existir uma tensão efetiva no eletroestimulador, os pulsos gerados devem ser únicos e estarem síncronos entre si.

O módulo de controle ainda possui um conversor DAC AD8801, da Analog Devices, o qual possui 8 saídas analógicas independentes. Este componente recebe, em formato digital, da outra porta SPI disponível no processador ARM as

amplitudes correspondentes às saídas desejadas. Estas, que variam de tensão entre 0 V e 5 V, possuem uma resolução de 8 *bits*, resultando em um incremento de tensão de aproximadamente 0,02 V a cada unidade enviada a ele. Os níveis de amplitude da saída do conversor são controlados pelo usuário por meio da interface gráfica em conjunto com o *software* embarcado.

### 3.2.3 Módulo de Potência

Este é o módulo mais crítico do sistema, o qual deve fornecer energia necessária para o correto funcionamento do dispositivo e manter sua segurança elétrica, não permitindo, sob nenhuma hipótese, a aplicação de correntes não controladas no usuário. As especificações elétricas definidas, com base no objetivo proposto para o equipamento, podem ser visualizadas na tabela 4.

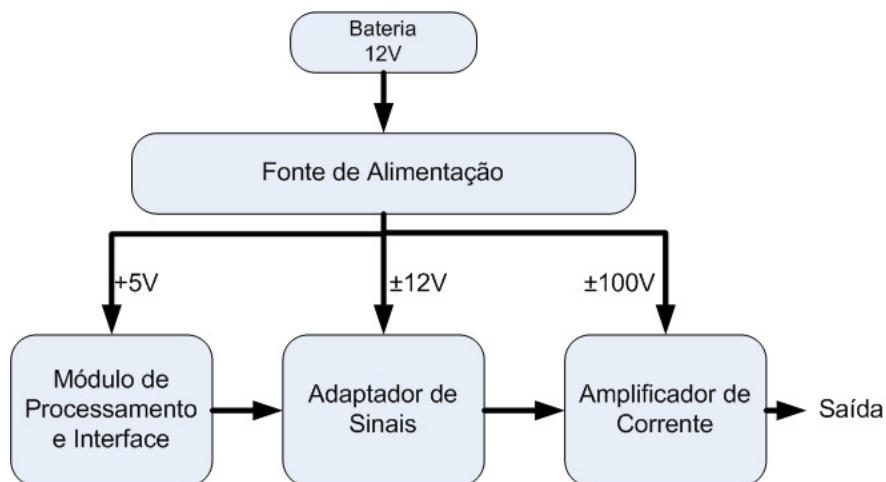
**Tabela 4 - Parâmetros Elétricos do Eletroestimulador Desenvolvido**

<b>Parâmetro</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>	<b>Unidade</b>
<b>Nº Canais</b>	1	8	-
<b>Consumo Elétrico</b>	550	2500	mA
<b>Carga Necessária por Canal</b>	400	1000	$\Omega$
<b>Corrente Aplicada por Canal</b>	0	100	mA
<b>Período do Pulso Bifásico</b>	100	800	$\mu$ s
<b>Freqüência dos Pulsos</b>	50	1000	Hz

**Fonte: Autoria Própria.**

Na figura 19, pode-se visualizar de forma simplificada os elementos constituintes do eletroestimulador.

O primeiro bloco, à esquerda, representa a interface de programação do eletroestimulador. A saída deste bloco fornece para o estágio seguinte os dados relacionados aos parâmetros dos estímulos elétricos que são utilizados na forma de dois pulsos defasados, com tempo ligado conforme o estímulo a ser aplicado, e um sinal analógico que irá modular a amplitude dos pulsos na saída conectada aos eletrodos.



**Figura 19 - Diagrama em blocos do eletroestimulador**

**Fonte: Autoria Própria.**

O segundo bloco (Adaptador de Sinais) recebe estes três sinais e os transforma em um sinal de baixa potência que será amplificado pelo último estágio, já na forma final em que será utilizado.

O último bloco (Amplificador de Corrente) amplifica o sinal gerado, transformando-o em um sinal de corrente que será ligado aos eletrodos para a eletroestimulação.

O bloco fonte de alimentação é responsável por gerar as tensões utilizadas pelo eletroestimulador. Considerando todo o consumo elétrico do sistema, foram definidas as tensões necessárias para seu funcionamento, que são de +5 V para a interface com o usuário, de  $\pm 12$  V para a alimentação dos demais componentes para os módulos internos, e  $\pm 100$  V para o estágio de amplificação, que foi calculado considerando uma impedância ideal de  $500 \Omega$  para a estimulação elétrica. Como fonte de energia para a geração destas tensões, é utilizada uma bateria de 12V/3000 mAh.

Nos itens a seguir a fonte de alimentação, amplificador de corrente e adaptador de sinais serão detalhados. Todas as figuras destes itens não possuem em sua totalidade os valores dos componentes eletrônicos, salvo aqueles que possuem relevância significativa para sua explicação conceitual. Para tais dados, os esquemas elétricos completos estão no Apêndice A.

## Fonte de Alimentação

A fonte de alimentação, cujo esquema elétrico é visualizado na figura 20, é formada por um conversor *flyback* com três saídas, sendo uma de +5V regulada para alimentar a interface de programação e controle, uma simétrica de  $\pm 100V$  para o amplificador de corrente e outra saída simétrica para alimentação dos circuitos internos em  $\pm 12V$ .

O conversor *flyback* foi escolhido para este projeto devido às seguintes características:

- Baixo custo;
- Permite a utilização de múltiplas saídas;
- Aceita grande variação de carga;
- Fornece isolamento entre entrada e saída caso seja necessário;
- Boa característica de regulação cruzada;
- Não necessita de indutor de filtragem após o estágio de retificação;
- Trabalha tanto em condução contínua ou descontínua;
- Fácil de ser estabilizado.

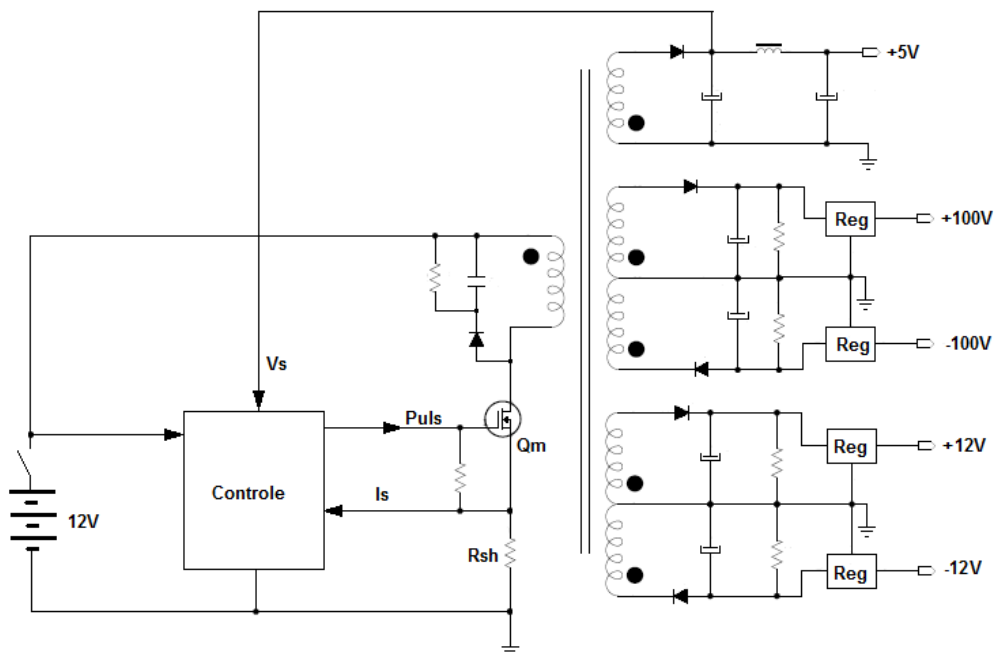


Figura 20 - Esquema elétrico da fonte de alimentação

Fonte: Autoria Própria.



Foi utilizado o controle em modo corrente, ou seja, são utilizados dois sinais de controle. O primeiro é dado pela tensão de saída de +5 V ( $V_s$ ), que passando por um compensador, produz um sinal de erro que é comparado ao sinal de corrente amostrado no resistor  $R_{sh}$  ( $I_s$ ). Em função destes dois parâmetros, é controlada a largura de pulso (Puls) aplicada ao transistor MOSFET  $Q_m$  (MMBT6517LT1 - ON Semiconduct), centro da imagem, o qual controla a transferência de energia para os secundários. Caso a tensão da saída de +5 V aumente, o controle irá diminuir a largura de pulso para compensar e caso diminua, a largura de pulso é aumentada. Desta forma, a tensão de saída permanece estável.

O controle foi implementado utilizando-se o circuito integrado UC3845 (Família UC3842/3/4/5) da Texas Instruments, que fornece um sinal PWM em modo corrente, permitindo ao controle trabalhar com tensão de *start-up* (início de operação) de aproximadamente +9 V e permanece em funcionamento com tensões entre 7,6 V e 30 V. Uma vez que o sistema é alimentado por tensões que variam de 10,5 V a 13,6 V, decorrentes de variação da bateria, o componente escolhido se mostra adequado para esta faixa de operação. Assim, este componente possui todos os elementos necessários para o controle da fonte desenvolvida.

Nas demais saídas foram utilizados reguladores lineares para garantir os valores de tensão desejados. Isto se faz necessário devido ao fenômeno conhecido como “regulação cruzada”, que faz com que as outras saídas não controladas variem seus valores de tensão devido a variação da carga aplicada à saída regulada (no caso +5 V).

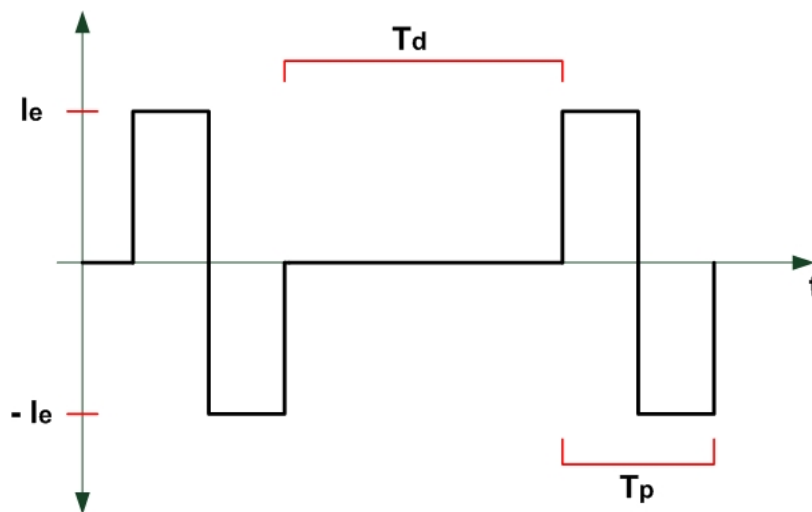
A seguir são apresentadas algumas características para o projeto do conversor chaveado.

### **Cálculo das potências envolvidas**

A potência é calculada em função das tensões de saída e correntes de carga. Para as saídas de  $\pm 12$  V, que alimentam os amplificadores operacionais e comparadores, foi adotado o valor máximo de 100 mA por saída. Logo, a potência destas saídas são respectivamente 1,2 W (produto tensão corrente), totalizando 2,4 W ( $P_{O12} = 2,4$  W).

A corrente necessária para a alimentação do módulo de processamento e interface (MINI2440) de +5 V (saída controlada) é de 2 A. Portanto, a potência utilizada é de 10 W ( $P_{O5} = 10 \text{ W}$ ).

A corrente das saídas de  $\pm 100 \text{ V}$  deve ser calculada em função dos tempos de aplicação dos pulsos e dos intervalos entre os pulsos, considerando a estimulação elétrica crítica, isto é, a qual fornece maior quantidade de energia. A figura 21 apresenta a forma da corrente de saída com a denominação dos respectivos tempos, onde  $T_d$  é o período entre os pulsos,  $T_p$  é o período do pulso (incluindo as partes positiva e negativa) e  $I_e$  é a amplitude de corrente.



**Figura 21 - Tempos envolvidos no sinal de eletroestimulação**  
**Fonte: Autoria Própria.**

Cada saída é responsável por um semiciclo do pulso. Então, para calcular a corrente da saída ( $I_o$ ) de maior tensão, tem-se a equação (1):

$$I_o = I_e \frac{T_p}{2(T_p + T_d)} \quad (1)$$

Logo, para  $T_p = 800 \mu\text{s}$  (período máximo projetado) e  $T_d = 1 \text{ ms}$ , o valor de corrente assume o valor de 7,15 mA. Como o espelho de corrente utiliza esta corrente nos dois ramos, o valor total é de 14,3 mA e a potência por saída é de

1,43 W. Logo, a potência total necessária para fornecer, em caso crítico, as oito saídas estimulatórias é de 11,44 W.

A potência total da fonte será a soma das potências obtidas para as diversas saídas. Portanto, a potência total é a soma das potências calculadas em cada estágio (2,4 W + 10 W + 11,44 W), resultando em 23,84 W. Adotando-se 10% a mais do calculado, para compensar perdas nos secundários (BARBI, 2001), a potência final será de 26,23 W. Considerando um rendimento de 75% para a fonte (BARBI, 2001), a potência de entrada é de 35 W.

### Adaptador de Sinais

O adaptador de sinais, apresentado na figura 22, tem por função transformar os sinais recebidos da interface de programação, que são monopolares, e transformá-los em um sinal bipolar em tensão modulado por amplitude já no formato adequado e que será, posteriormente, convertido em um sinal de corrente.

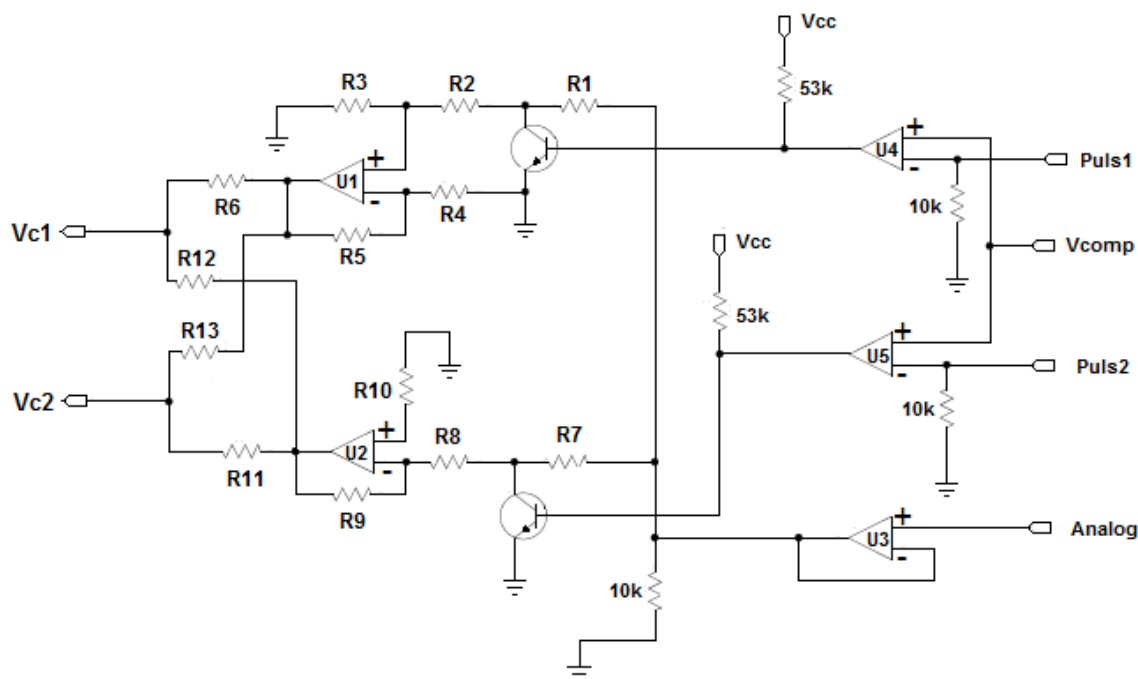
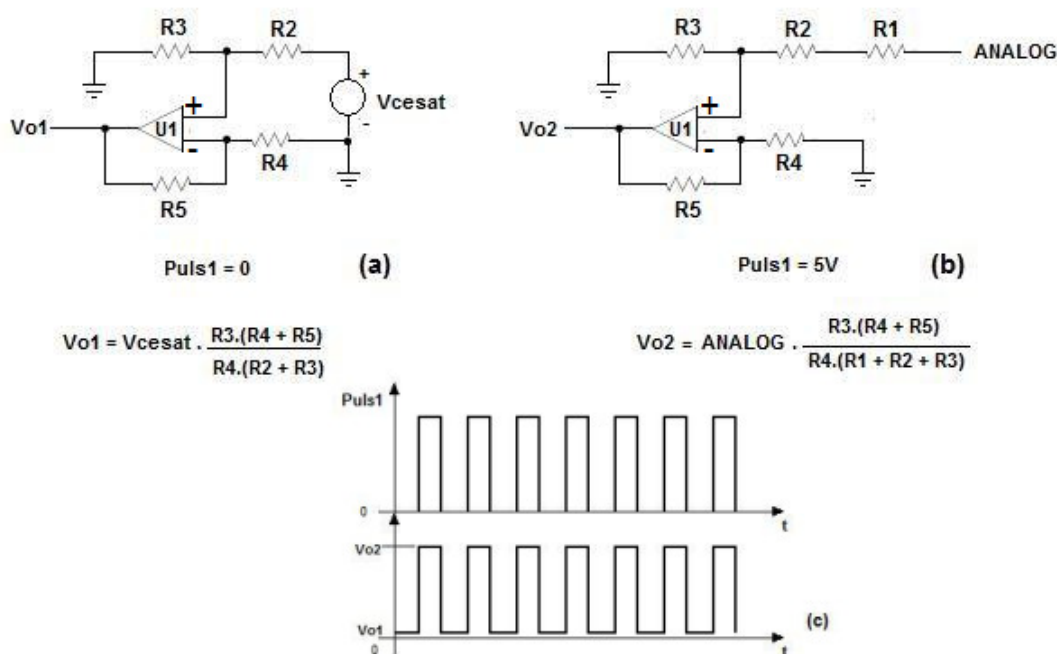


Figura 22 - Circuito adaptador dos sinais gerados pela interface de programação

Fonte: Autoria Própria.

O circuito trabalha, ora amplificando o sinal analógico de entrada positivo no amplificador operacional U1 (TL074AC), ora inibindo a entrada deste sinal, saturando o transistor acionado pelo outro amplificador operacional U4. Quando na entrada do comparador U4 está presente o valor de Puls1 igual a 0V, sua saída fica em alta impedância e o transistor ligado a ele satura.

Na entrada do amplificador diferencial, figura 23 (a), composto por U1 e demais componentes, tem-se como entrada a tensão de saturação do transistor que é amplificada conforme pode ser visto pela expressão de Vo1. Quando Puls1 é igual a 5 V, a saída de U4 (figura 22) fica saturada levando ao bloqueio do transistor. A configuração do circuito fica conforme apresentado na figura 23 (b) e o sinal analógico de entrada é amplificado, conforme expressão para Vo2 visto na mesma figura. Para que nesta etapa haja ganho unitário, os resistores R3, R4 e R5 devem ser iguais, e a soma de R1 e R2 deve ser igual ao valor dos demais resistores. Para o projeto foi escolhido para R3, R4 e R5 o valor de 10 kΩ e R1 e R2 igual a 4,99 kΩ. Assim, com Puls1 igual a 0 V, Vo1 será igual a 0,266 V (para Vcesat ≈ 0,2 V) e com Puls1 igual a 5 V, Vo2 será igual ao valor analógico de entrada (pois o ganho é unitário), resultando na saída representada pela figura 23 (c).



**Figura 23 – Circuito Amplificador Diferencial para saturação do sinal (a), Amplificador Diferencial (b) e saída do adaptador não inversor (c).**

Fonte: Autoria Própria.

A outra parte do circuito, formado pelo amplificador operacional TL074AC, representado como U2, com seu respectivo transistor, trabalha de forma semelhante diferindo apenas no sinal de saída que é invertido. Quando na entrada do comparador U2 está presente o valor de Puls2 igual a 0 V, sua saída fica em alta impedância e o transistor ligado a ele satura. Na entrada do amplificador diferencial formado por U2 e demais componentes tem-se como entrada a tensão de saturação do transistor que é amplificada conforme pode ser visto pela expressão de Vo3 na figura 24. Quando puls2 é igual a 5 V, a saída de U5 fica saturada levando ao bloqueio do transistor. A configuração do circuito fica conforme apresentado nos circuitos localizados na parte superior da figura 24, ou seja, amplificador inversor. O sinal analógico de entrada é amplificado, conforme expressão para Vo4 visto na mesma figura. Para que nesta etapa tenha-se ganho unitário, a soma de R7 e R8 deve ser igual ao valor de R9. Para o projeto foi escolhido para R9 o valor de 10 kΩ e R7 e R8 igual a 4,99 kΩ. Assim, com Puls2 igual a 0 V, Vo3 será igual a 0,4 V (para Vcesat ≈ 0,2 V) e com Puls2 igual a 5 V, Vo4 será igual ao valor analógico de entrada com o sinal invertido (pois o ganho é unitário).

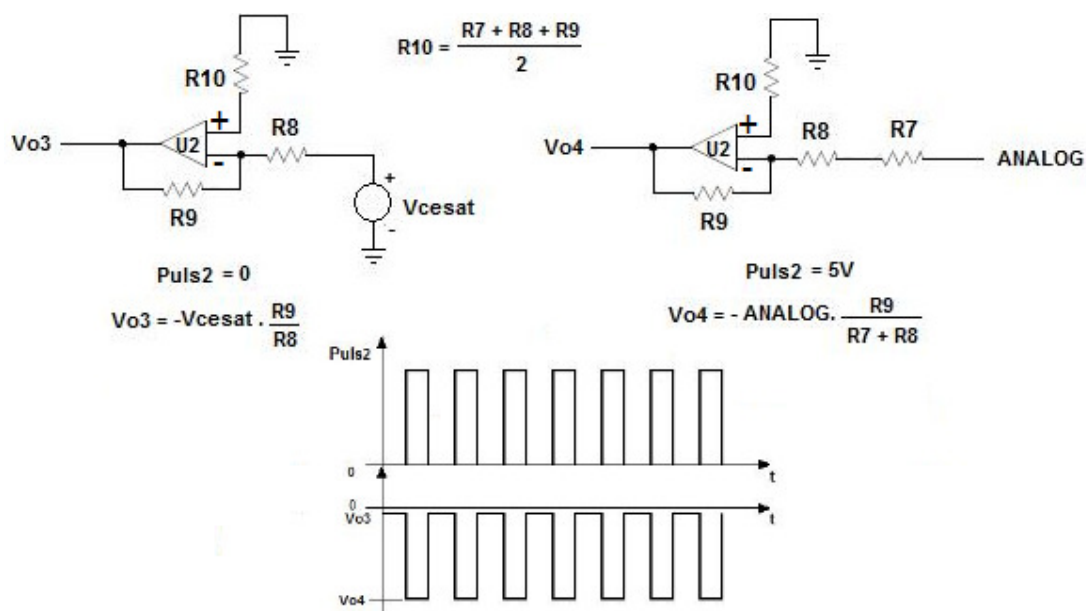


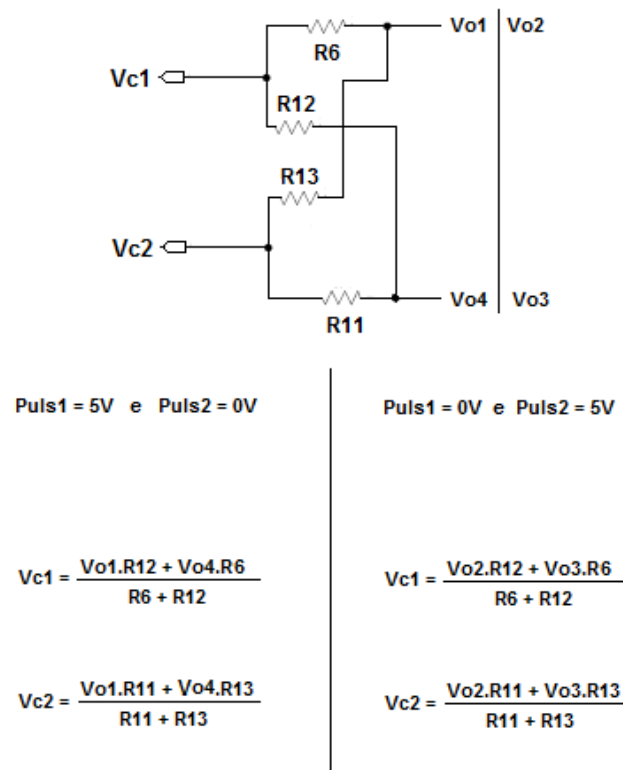
Figura 24 - Circuito adaptador de sinais – parte inversora

Fonte: Autoria Própria.

A referência  $V_{comp}$ , vista no circuito da figura 22, é utilizada para garantir que na saída dos comparadores não apareçam falsos disparos devido a eventuais oscilações presentes na transição dos pulsos.

O *buffer*, formado pelo amplificador U3 ligado na configuração de seguidor de tensão, foi utilizado para isolar o sinal da interface, pois em testes preliminares foi verificado que na aplicação direta do sinal havia perda de amplitude e conseqüente diminuição da corrente entregue na saída.

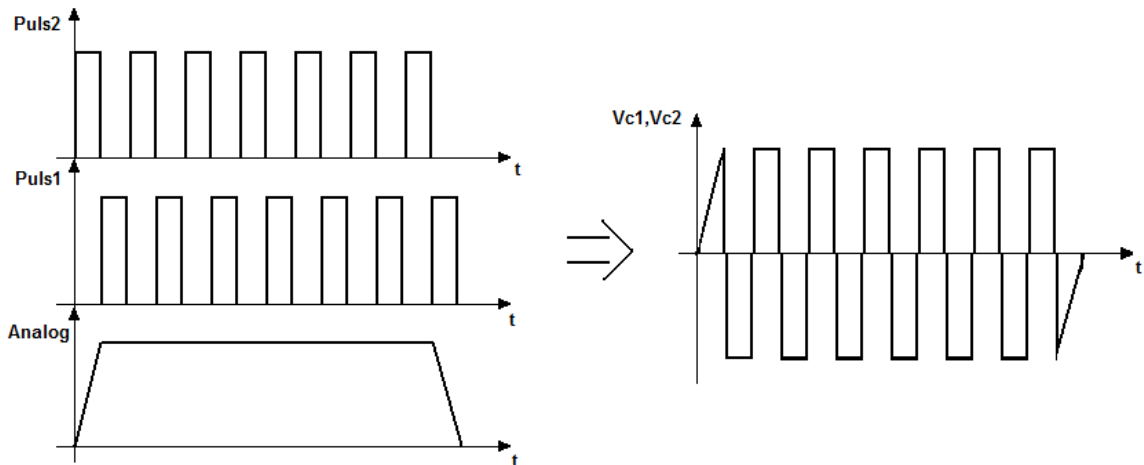
Os sinais de saída dos amplificadores U1 e U2 são somados para compor o sinal que será convertido em corrente, conforme figura 25. Para que os dois sinais  $V_{c1}$  e  $V_{c2}$  sejam iguais, os valores de  $R_6$ ,  $R_{11}$ ,  $R_{12}$  e  $R_{13}$  devem ser iguais. O valor adotado para o projeto foi de 10 k $\Omega$ . Desta forma  $V_{c1}$  e  $V_{c2}$  alternam seu valor entre 2,3 V, 0 V e -2,36 V para o valor analógico de entrada variando de 0 V a 5 V. Os pulsos Puls1 e Puls2 devem ser defasados, pois se estiverem em fase a soma dos sinais da saída dos amplificadores U1 e U2 resultará em um valor aproximadamente nulo.



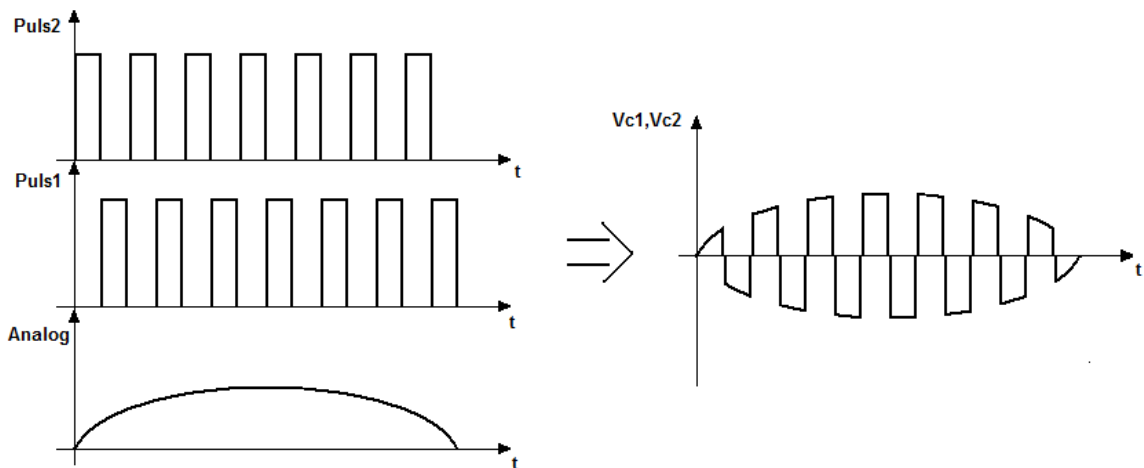
**Figura 25 - Composição do sinal de referência para ser convertido em corrente**

Fonte: Autoria Própria.

Nas figuras 26 e 27 podem ser vistos dois exemplos de sinais analógicos utilizados e as respectivas saídas do circuito adaptador.



**Figura 26 - Entrada e saída do circuito – modulado por uma onda trapezoidal**  
**Fonte: Autoria Própria.**

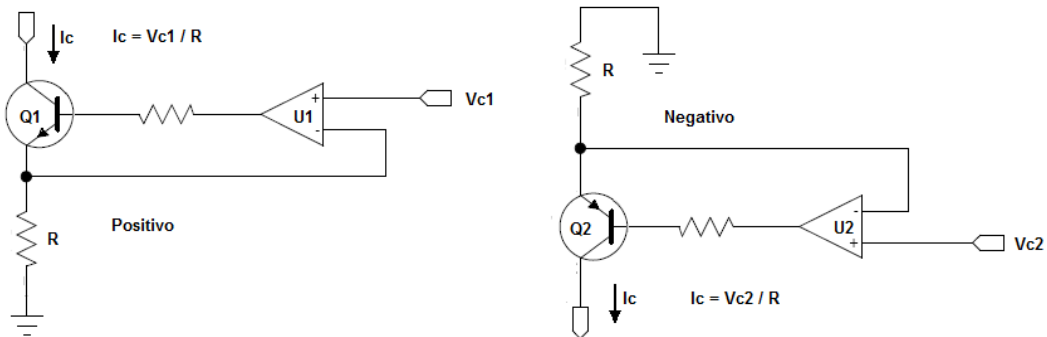


**Figura 27 - Entrada e saída do circuito – modulado por uma onda semi-senoidal**  
**Fonte: Autoria Própria.**

### **Amplificador de corrente**

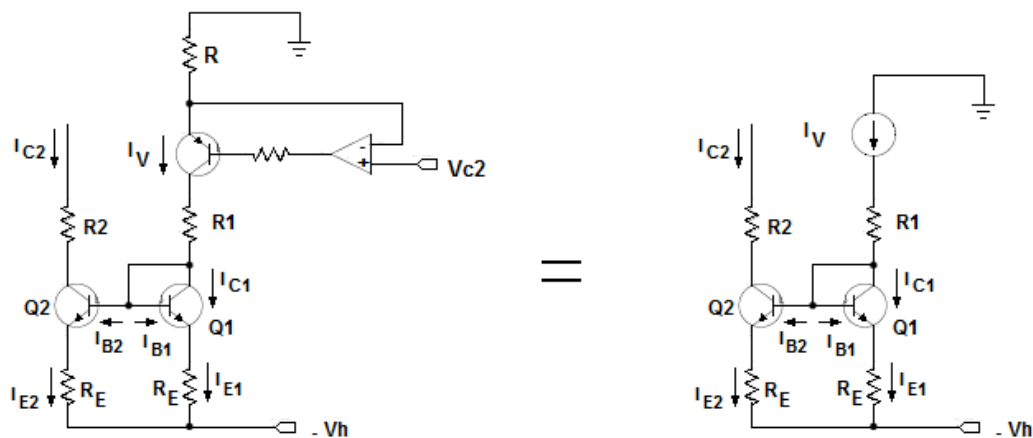
O amplificador de corrente é formado por dois espelhos de corrente, para amplificar as partes positiva e negativa do sinal de referência gerado pelo circuito adaptador. A referência produzida ( $V_{c1}$  e  $V_{c2}$ ) é convertida por um circuito de

corrente controlado por tensão, de precisão, para utilização nos espelhos de corrente, conforme apresentados na figura 28.



**Figura 28 - Circuitos para conversão das referências de tensão em corrente**  
**Fonte: Autoria Própria.**

A corrente para o espelho de corrente é dada pela relação da tensão de referência pela resistência de amostragem  $R$ . O amplificador operacional monitora a queda de tensão sobre o resistor  $R$ , ajustando a tensão  $V_{ce}$  do transistor, de forma a manter esta queda sempre igual à referência ( $V_{c1}$ ,  $V_{c2}$ ) aplicada. Na figura 29 pode-se ver o circuito do espelho de corrente com resistor de emissor.



**Figura 29 - Espelho de corrente com resistor de emissor**  
**Fonte: Autoria Própria.**

Esta configuração permite que dois transistores do mesmo tipo possam ser conectados de uma forma que a corrente de coletor de um dos transistores seja aproximadamente a mesma corrente de coletor do outro. O resistor de emissor é utilizado para diminuir qualquer efeito causado pela diferença das tensões  $V_{BE}$  dos transistores.



### 3.3 SOFTWARE DESKTOP

O *Software Desktop* foi desenvolvido basicamente para a geração das lógicas seqüenciais dos estímulos aplicados no usuário do eletroestimulador, chamadas de programas estimulatórios. Além disto, ele proporciona ao usuário a simulação destes programas e o gerenciamento de usuários do sistema.

Como ambiente de desenvolvimento, foi utilizada a ferramenta LabView 8.6 da National Instruments. Esta ferramenta foi escolhida por ser reconhecida como um ambiente de programação rápido e gráfico, comumente usado para desenvolver programas de medição, testes e sistemas de controle através de uma interface de fácil compreensão. Outra característica positiva é que seu arquivo executável pode funcionar em qualquer sistema operacional que possua um processador da família x86, trazendo mobilidade para seu uso.

Sua tela inicial, exibida na figura 30, é composta por oito quadros pretos, que correspondem aos oito canais estimulatórios, que possibilitam ao usuário a geração dos programas estimulatórios de forma visual. Mais à direita, existe um modelo humano interativo, que é utilizado para simular o programa estimulatório gerado. Acima deste modelo, há os campos referentes à configuração dos usuários do sistema, permitindo que cada programa estimulatório seja personalizado para cada usuário.

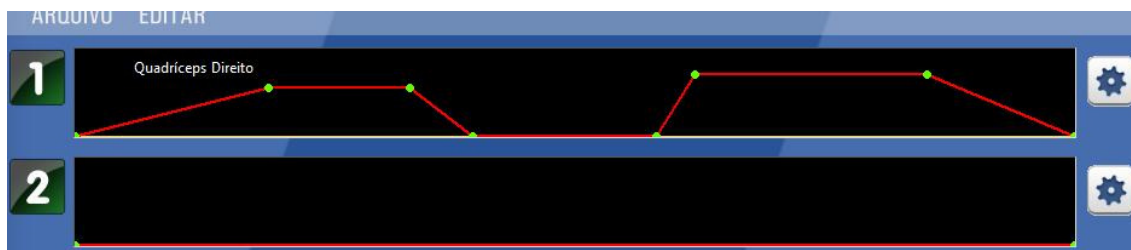


Figura 30 - Tela inicial do *Software Desktop*

Fonte: Autoria Própria.

### 3.3.1 Geração do Programa Estimulatório

Com a finalidade de diminuir o tempo para a programação da eletroestimulação, pensou-se em uma maneira que qualquer instrumentador, mesmo sem prática e conhecimento no uso de computadores, pudesse criar padrões estimulatórios seqüenciados de forma intuitiva. Assim, surgiu a idéia de disponibilizar quadros que permitissem o desenho manual das amplitudes dos programas estimulatórios, como pode ser visto na figura 31.



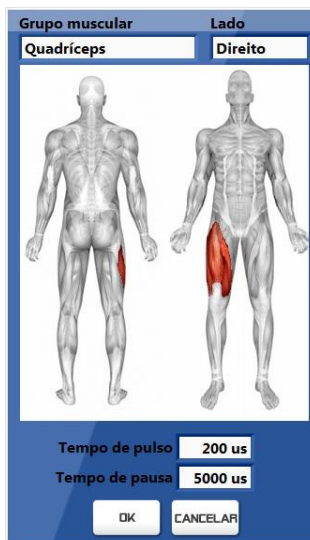
**Figura 31 - Quadro para edição dos programas estimulatórios**

**Fonte: Autoria Própria.**

O desenvolvimento deste campo foi feito com o objetivo de deixar o processo de criação muito similar a como se estivesse manuseando um barbante. Basta ao usuário clicar e segurar sobre qualquer ponto da linha vermelha, arrastando-a até o nível desejado.

Para a associação dos quadros com os canais estimulatórios, foram colocados números indicativos no lado esquerdo de cada quadro. Além disso, um botão foi criado para a configuração dos parâmetros elétricos dos estímulos. Este botão tem a imagem de uma roda denteada, padrão encontrado em opções de configurações no meio de informática.

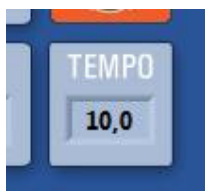
Ao clicar sobre este botão, uma pequena tela é exibida ao usuário, possibilitando-o a seleção de qual grupo muscular ele deseja fixar o canal selecionado e, além disso, os períodos dos pulsos e entre pulsos, dentro dos limites estabelecidos. A figura 32 mostra essa tela.



**Figura 32 - Associação do grupo muscular com o canal estimulatório**

**Fonte: Autoria Própria.**

Com a configuração dos parâmetros dos canais estimulatórios feita, o usuário deve selecionar a duração total do programa estimulatório em questão. Para tal, foi disponibilizada uma opção na parte superior direita para a digitação do tempo (figura 33), em segundos, desejado para o programa.



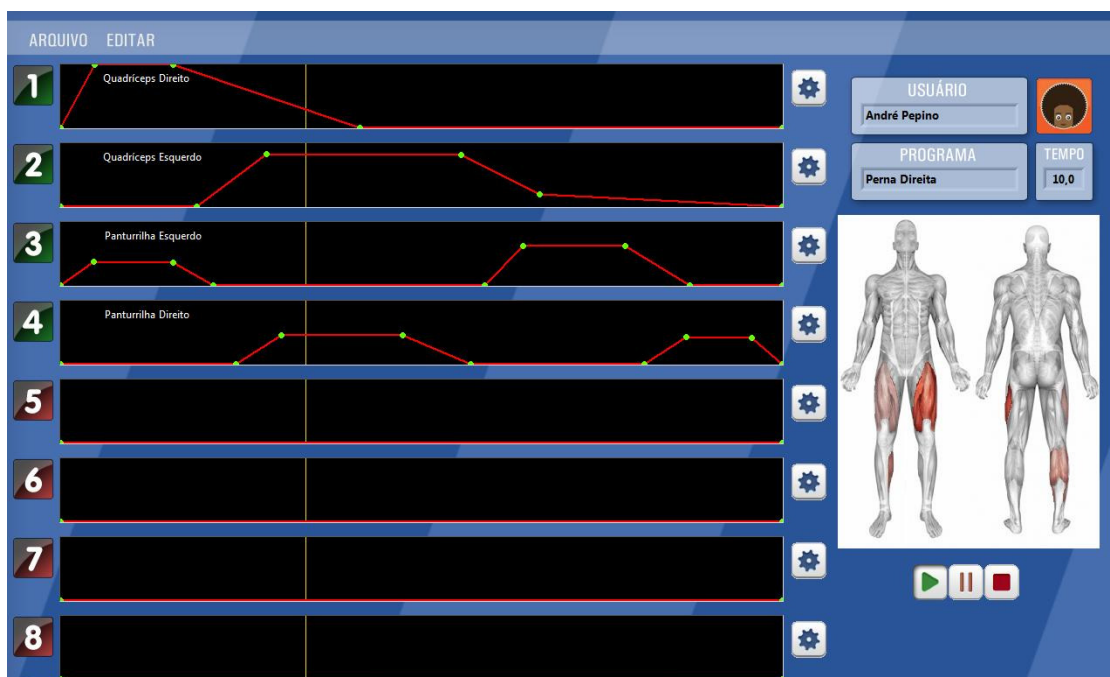
**Figura 33 - Campo para seleção da duração do programa estimulatório**

**Fonte: Autoria Própria.**

### 3.3.2 Simulação do Programa Estimulatório

Em virtude da existência de sincronia entre os canais estimulatórios, ou seja, a possibilidade de controle temporal de acionamento dos oito canais, os programas estimulatórios são difíceis de serem modelados na maior parte das vezes. Para auxiliar esta tarefa, foi desenvolvida uma funcionalidade no sistema que permite ao usuário que esteja criando o programa estimulatório, a simulação de execução deste programa em um ambiente virtual.

Esta função proporciona também a visualização na intensidade dos estímulos nos músculos virtuais de um modelo humano 3D. A intensidade da estimulação elétrica é proporcional a intensidade da cor vermelha sobre o desenho do músculo associado ao canal, como pode ser visto na figura 34.



**Figura 34 - Alterações no modelo humano 3D durante simulação**

**Fonte: Autoria Própria.**

Seu funcionamento consiste em, após programar os canais desejados, iniciar a simulação por meio do comando localizado abaixo do modelo 3D, exibido na figura 35. O botão verde (*play*) inicia a simulação, enquanto o botão laranja (*pause*) interrompe momentaneamente sua execução e o botão vermelho (*stop*) para a simulação.



**Figura 35 - Comando do simulador de programas estimulatórios**

**Fonte: Autoria Própria.**

Logo, a sincronia e a seqüência de acionamento, junto com a intensidade dos estímulos, podem ser vistas antes da aplicação da estimulação elétrica no indivíduo, possibilitando a detecção e correção de variações temporais do acionamento dos canais.

### 3.4 SOFTWARE EMBARCADO

O *Software* Embarcado é o responsável por receber, interpretar e executar os dados, gerados pelo *Software Desktop*, que contém a lógica temporal dos programas estimulatórios. Ele é constituído por dois subsistemas: um de controle e interface, baseado no sistema operacional Windows CE 5.0, o qual interage com o usuário e é executado na placa MINI2440, e outro de geração de pulsos estimulatórios, o qual é o *firmware* do microcontrolador dsPIC30F3011.

Apenas com a finalidade de distinção entre estes dois subsistemas, o primeiro será chamado de Sistema de Controle e Interface, e o segundo de Sistema Gerador de Pulsos, remetendo à sua finalidade junto ao seu núcleo de processamento.

#### 3.4.1 Sistema de Controle e Interface

O desenvolvimento deste *software* possuiu um alto grau de complexidade em virtude de ser necessário seguir algumas características como possuir boa performance, ocupar pouco espaço de memória em tempo de execução e obter boa resposta em situações críticas de processamento, além de possuir interface gráfica amigável.

O sistema operacional escolhido para suportar este *software* foi o Microsoft Windows CE 5.0, por possuir todas as características de um RTOS necessárias para este tipo de aplicação, considerada crítica em virtude de fornecer riscos de saúde ao usuário. Para o seu uso, foi necessário desenvolver uma imagem própria para o *hardware* existente, contendo todas as informações do processador e das interfaces, como, por exemplo, o mapa de registradores, configurações de *clock*, ponteiros para memória, etc. Na maior parte das vezes, o fabricante do processador e/ou da placa de desenvolvimento fornece um pacote de bibliotecas lógicas e serviços específicos para seu dispositivo, chamado de SDK (*Software Development*

*Kit*). Este pacote é compilado junto com a imagem do Windows CE, possibilitando o acesso aos recursos de *hardware* disponíveis.

Assim, utilizando o ambiente de desenvolvimento Microsoft Platform Builder 5, foi criada uma imagem do Windows CE 5.0 específica para o Módulo de Processamento e Interface. Este processo foi realizado com muita cautela, já que serviços inutilizáveis são espaços de memória alocados erroneamente. O tamanho final da imagem foi de 30 MB, restando 34 MB para a aplicação em si.

O *software* foi desenvolvido com a ferramenta Microsoft Visual Studio 2005, utilizando o *framework* Microsoft Compact Framework 2.0, que permite o desenvolvimento em plataforma x86 (CISC) de aplicações de plataforma ARM (RISC). Além disso, possui uma série de pacotes e serviços pré-compilados que podem ser usados durante o processo de desenvolvimento, trazendo praticidade e agilidade à aplicação. Portanto, o aplicativo foi desenvolvido focando em integridade e confiabilidade, porém, contando com interatividade e agilidade no uso.

Seu funcionamento consiste primeiramente na leitura dos arquivos gerados pelo *Software Desktop*, possuindo todos os usuários e seus respectivos programas estimulatórios, os quais contêm os parâmetros de estimulação selecionados pelo usuário. Uma vez que as informações são carregadas em memória *flash*, o que permite ao usuário o desligamento do dispositivo sem a perda dos dados, o aplicativo exibe as opções de usuários disponíveis. A figura 36 mostra esta tela de seleção de usuários.



**Figura 36 - Tela de seleção do usuário**

**Fonte: Autoria Própria.**

Esta opção foi implementada com o objetivo de melhorar o gerenciamento dos programas estimulatórios, ficando mais fácil de achar o programa associado ao usuário. O próximo passo é a seleção do programa estimulatório desejado para aquela sessão, através de uma lista mostrada na tela do sistema, como pode ser visto na figura 37.

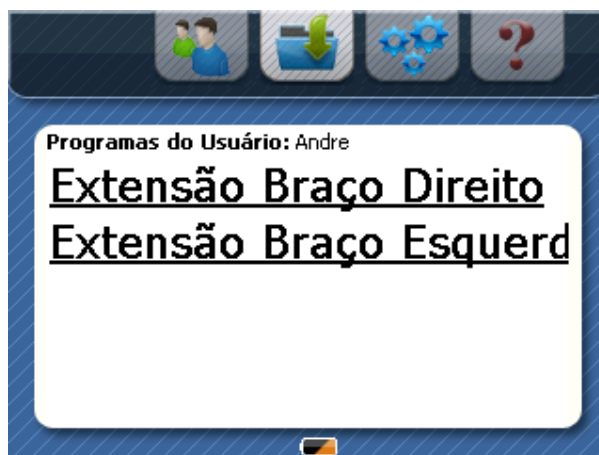


Figura 37 - Tela de seleção dos programas existentes para o usuário.

Fonte: Autoria Própria.

Após a seleção do programa estimulatório desejado, o sistema solicita uma confirmação ao usuário, que uma vez feita, mostra a tela de execução da eletroestimulação. A figura 38 exibe a tela execução do programa estimulatório "Programa\_1" associado ao usuário "Usuário\_1", com todas as amplitudes zeradas.



Figura 38 – Tela de execução de um programa estimulatório

Fonte: Autoria Própria.

É possível notar a existência dos botões “+” e “-”, os quais são responsáveis pelo incremento, ou decremento, da tensão aplicada sobre o usuário. A resolução do *hardware* que fornece a corrente é de 8 *bits*, o que equivale a 0,39 mA na saída dos canais. Porém, para facilitar o uso do dispositivo, a unidade usada na tela é o “%”, possuindo uma resolução de 0,5%. Ou seja, o usuário pode variar a intensidade do estímulo em 200 níveis. A saída de cada incremento pode ser calculada pela equação (2), onde  $R_{hw}$  é a resolução do *hardware*,  $R_{sw}$  é a resolução do *software*,  $I_p$  é a corrente fornecida por passo do *hardware* e  $I_o$  é a saída estabelecida por *software*:

$$I_o = I_p \frac{R_{hw}}{R_{sw}} \quad (2)$$

Assim, para  $I_p = 0,39$  mA,  $R_{hw} = 256$ ,  $R_{sw} = 200$ , têm-se a saída de 0,49 mA por incremento.

Quando a execução é iniciada, o sistema envia através dos pinos GPIO, configurados para comunicação digital, os parâmetros dos pulsos de todos os canais para a porta SPI do microcontrolador dsPIC30F3011 do Módulo de Controle de Estimulação. Após a confirmação de recebimento dos dados, o *software* inicia o envio das amplitudes calculadas dos oito canais para a outra porta SPI, que está conectada ao conversor D/A disponível no Módulo de Controle de Estimulação. O cálculo das amplitudes se dá pela porcentagem da amplitude configurada no *Software Desktop*, que é selecionada no momento da execução pelo usuário. Isso garante que mesmo a amplitude estando configurada no seu valor máximo, será o usuário que gradualmente aumenta a intensidade da estimulação elétrica. O envio dessas amplitudes é feito a cada 1 ms, com frequência de transmissão de 30 MHz.

Por medida de segurança, um botão de parar é disponibilizado para o usuário, que se desejar, interrompe imediatamente a estimulação elétrica durante a execução do programa. Quando o programa estimulatório é encerrado, uma tela é exibida (figura 39), informando ao usuário o fim da estimulação.



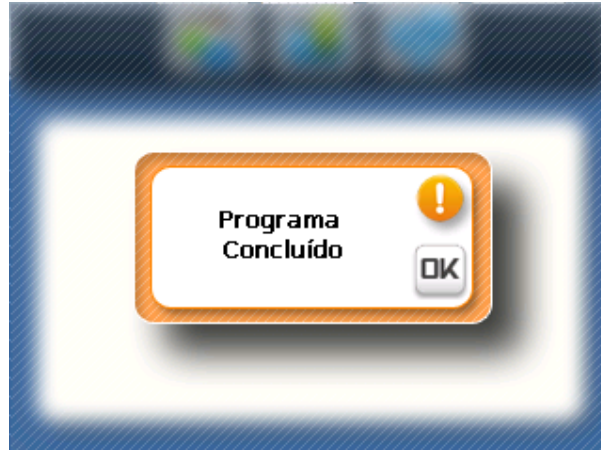


Figura 39 - Sistema informando o final do programa estimulatório  
Fonte: Autoria Própria.

### 3.4.2 Sistema Gerador de Pulsos

Este sistema é composto pelo *firmware* do microcontrolador dsPIC30F3011, e foi desenvolvido em linguagem C utilizando o ambiente de desenvolvimento MPLAB 8.50, sendo compilado pelo compilador C30. Sua gravação no *hardware* foi efetuada utilizando o gravador ICD2br da LabTools, fazendo uso dos pinos ICSP do gravador. Foram usados os pinos padrões de gravação deste gravador (PGC, PGD e RESET), sendo alimentado por uma fonte externa de 5V e utilizando o terra da fonte em comum com o da placa gravadora.

Seu funcionamento pode ser ilustrado pelo fluxograma da figura 40, a qual exibe os passos lógicos que foram programados.

O sistema fica em *loop* infinito verificando a *flag* “flag\_dataok”, que é inicializada com “0” e somente é ativada após o recebimento dos dados pela SPI. Ao ativar uma interrupção externa, o sistema entra em processo de recebimento de dados pela SPI. Quando a transmissão é finalizada, a *flag* “flag\_dataok” é colocada em estado lógico alto. Após o recebimento, todos os parâmetros de tempo dos canais são zerados. A partir do momento em que essa *flag* é novamente ativada, o *loop* principal do sistema, ao verificar a *flag*, executa os comandos de habilitação do *timer* e chama a função que executa os pulsos.

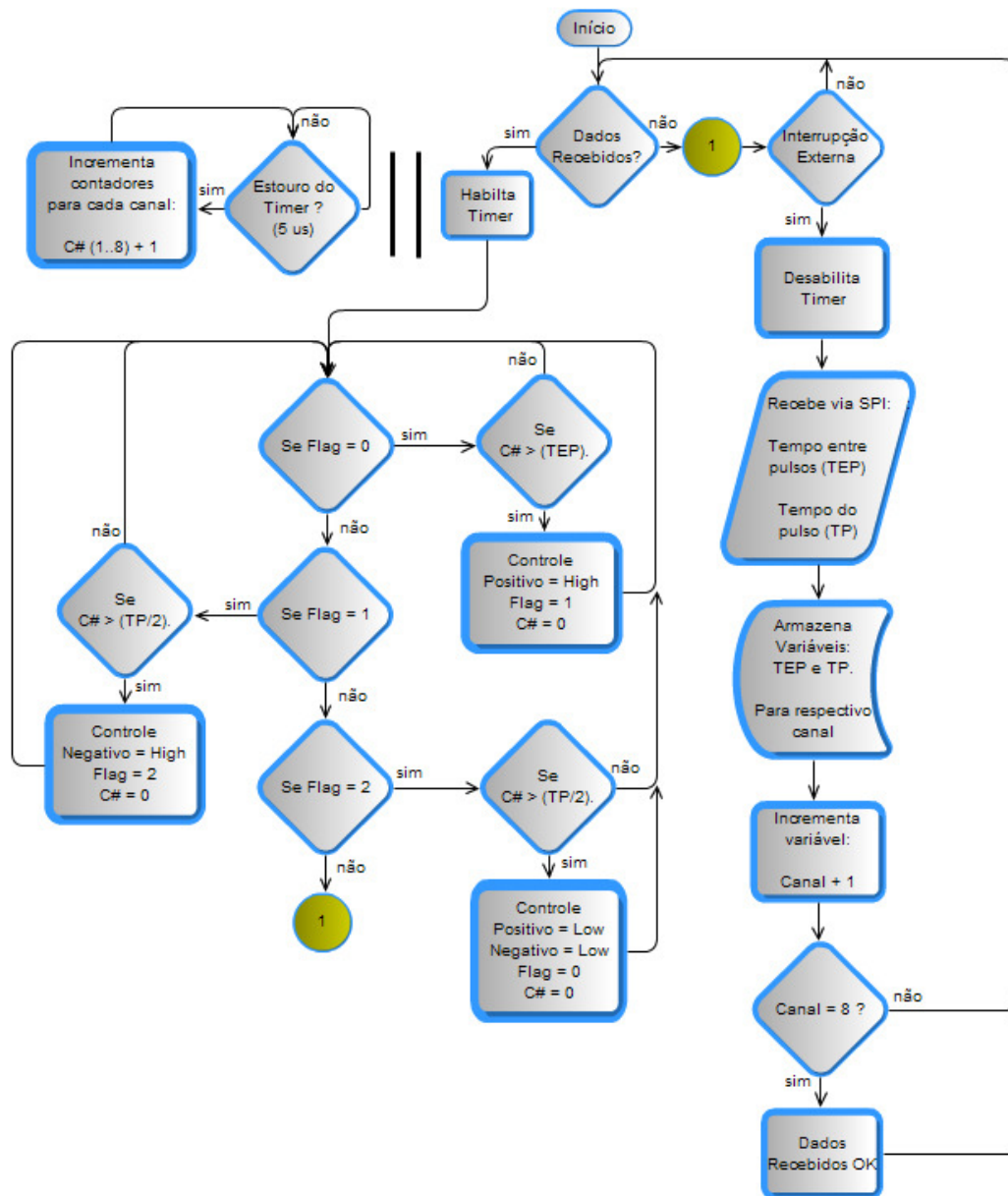


Figura 40 - Fluxograma do funcionamento do *firmware*

Fonte: Autoria Própria.

Ao entrar na função do pulso, o sistema faz uma verificação de segurança na *flag* “*flag\_spi*”, que somente tem seus valores atribuídos dentro da função da interrupção externa. Enquanto houver recebimento de dados, a *flag* fica em estado lógico alto. Com o recebimento de dados finalizado, a *flag* é desativada.

Cada canal possui duas portas para geração dos pulsos, onde uma das portas precisa estar defasada em 180° em relação à outra. Para isso, o tempo de

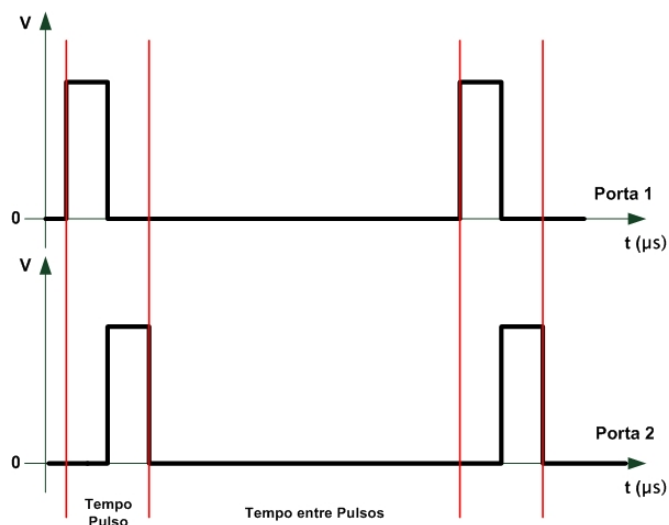
duração do pulso é dividido por 2, sendo que na primeira metade o pulso ocorre na primeira porta e na segunda metade, o pulso ocorre na segunda porta. Sendo assim, o tempo total do pulso é a composição da duração do pulso na primeira porta mais a duração do pulso na segunda porta. Ambas as portas são jogadas para o nível lógico baixo durante o tempo entre os pulsos.

A contagem do tempo é feita por meio do timer que sofre uma interrupção a cada 5  $\mu\text{s}$ , incrementando em uma unidade as variáveis de tempo de cada um dos canais.

A cada interrupção externa, o *timer* é desativado, as informações são recebidas, os canais são verificados, para o caso do tempo ser igual a zero, e o *timer* é novamente ativado para a execução dos pulsos. O registrador do *timer* conta de 0 até 65535. Utilizando uma frequência de *clock* de 128 MHz, e considerando que um ciclo equivale a um quarto da frequência, uma unidade do *timer* é incrementada a cada 31,25 ns. Portanto, 31,25 ns x 160, chega-se aos 5  $\mu\text{s}$  desejados.

Na função de recebimento dos dados pela SPI, acontece o recebimento primeiramente do tempo do pulso e depois do tempo entre pulsos para cada um dos canais. São necessárias oito interrupções externas, uma para cada canal, para finalizar o procedimento de recebimento dos dados.

Como resultado, as saídas do microcontrolador fornecem pulsos TTL síncronos entre si, que são enviados para o Módulo de Potência para a geração dos pulsos estimulatórios. A figura 41 ilustra os pulsos TTL gerados pelo módulo em questão.



**Figura 41 - Pulsos das saídas do dsPIC30F3011**

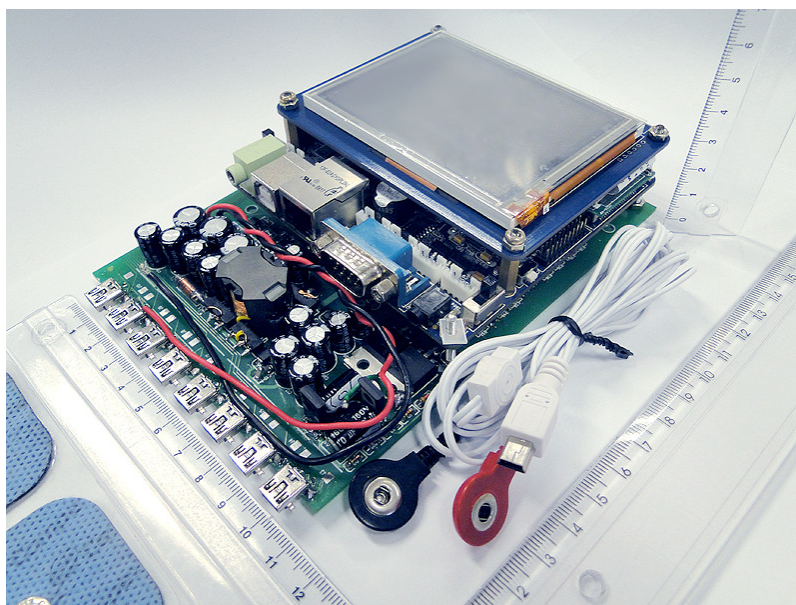
**Fonte: Autoria Própria.**

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentadas as características e os resultados de experimentos *In vitro*, realizados em bancada para detecção de não-conformidades, e *In vivo*, com voluntários que realizaram eletroestimulação em membros superiores para a validação clínica do dispositivo. Junto a estes resultados é feita uma discussão sobre os dados obtidos.

### 4.1 DISPOSITIVO DESENVOLVIDO

Para a montagem do dispositivo foi feita uma placa de circuito impresso contendo os circuitos de controle e de potência, a qual foi fixada na parte inferior da placa MINI2440, obtendo um melhor aproveitamento espacial. Esta placa foi desenvolvida toda com componentes em encapsulamento SMD, já que um dos objetivos do projeto é a portabilidade do sistema. Assim, como pode ser visto na figura 42, o tamanho final do dispositivo ficou com as dimensões de 115 mm X 162 mm X 43 mm (largura X comprimento X altura).



**Figura 42 - Protótipo desenvolvido**

**Fonte: Autoria Própria.**

Pode-se avaliar que, em comparação exibida na tabela 5 com estimuladores similares, o atual projeto possui um tamanho maior do que outros equipamentos de mesma finalidade, porém, possui o dobro de canais.

**Tabela 5 – Dimensões, em milímetros, de Eletroestimuladores Portáteis**

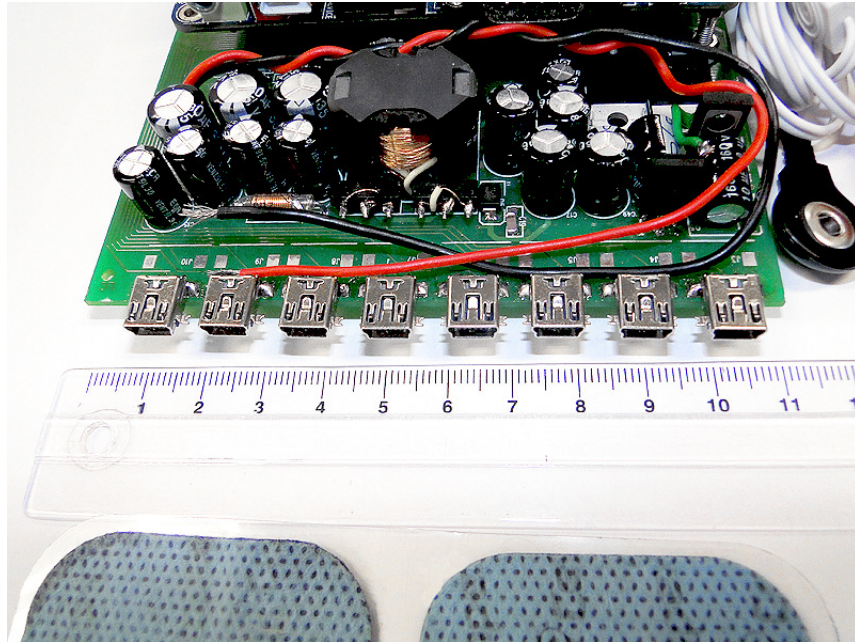
<b>Equipamento</b>	<b>Largura</b>	<b>Comprimento</b>	<b>Altura</b>	<b>Canais</b>
<b>Desenvolvido</b>	115	162	43	8
<b>SDC</b>	90	145	45	4
<b>ExoStim</b>	90	134,9	55,4	4
<b>Compex Performance</b>	99	142	36	4

Fonte: SDC (HOSHIMIYA *et al.*, 1989), ExoStim (Simcox *et al.*, 2004), Compex Performance (COMPEX, 2010).

Assim, não é necessária a utilização de dois ou mais equipamentos estimuladores para obter movimentos complexos, como descrito por Peckham e Knutson (2004), proporcionando maior praticidade e configuração na montagem do sistema.

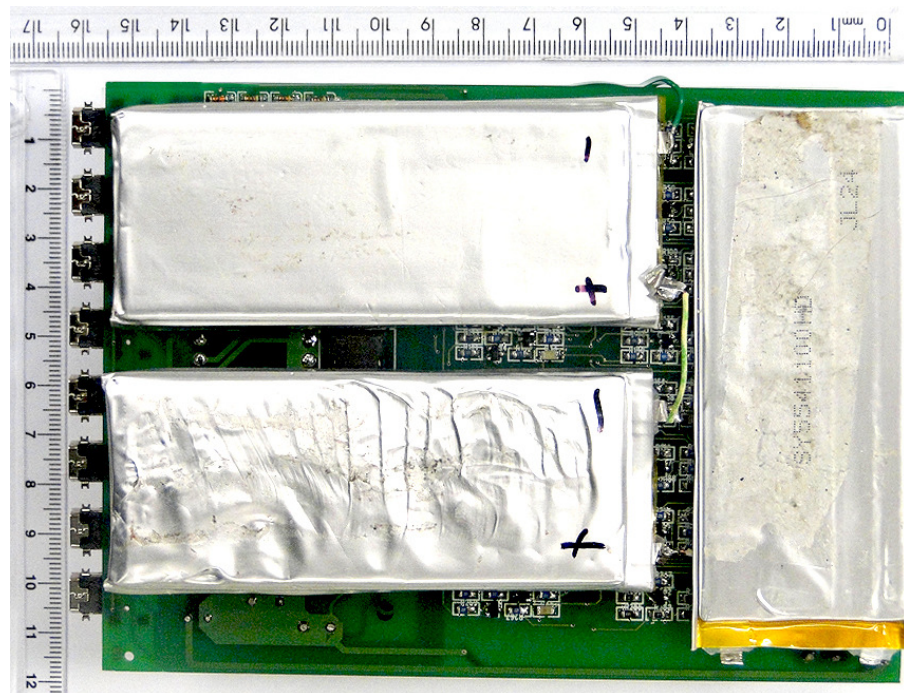
Pode ser visualizado, na parte inferior da figura 43, que as saídas dos oito canais estimulatórios possuem como interface os conectores mini-USB do tipo B. Este tipo de conector foi escolhido por possuir fácil reposição e ser um padrão internacional, sendo facilmente reconhecido como conector de interface.

Para a alimentação do sistema, foram utilizadas três baterias de Lítio-Polímero (LiPo), da marca BQY, de 3,7 V/3000 mAh, ligadas em série para alcançar a tensão de 11,1 V. Cada célula possui dimensões reduzidas (103 mm X 41 mm X 5 mm) com massa de 40 gramas, características apropriadas para este tipo de aplicação. As células ficam dispostas sob a placa desenvolvida (figura 44) de forma a otimizar a disposição espacial do dispositivo.



**Figura 43 - Canais estimulatórios do sistema**

**Fonte: Autoria Própria.**



**Figura 44 - Disposição das baterias abaixo do dispositivo**

**Fonte: Autoria Própria.**

Para a conexão entre dispositivo e usuário, cabos como o da figura 45 foram encomendados junto à empresa chinesa Shenzhen Trangjan Technology com

1,6 m de comprimento e pontas no formato *snap*. Este tipo de formato foi escolhido em razão de ser um padrão em eletrodos comerciais, facilitando a compra futura de novos eletrodos.

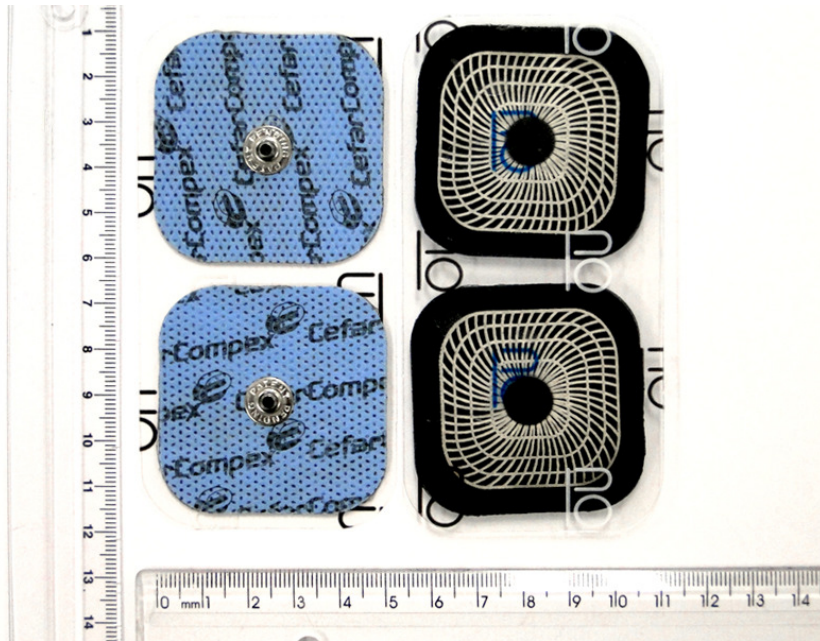


**Figura 45 – Cabo com interface mini-USB e *snap* conectado ao eletrodo**

**Fonte: Autorial Própria.**

Os eletrodos recomendados para o uso são da marca Compex, empresa suíça especializada em equipamentos de eletroestimulação. Para o projeto em questão, utilizou-se estes eletrodos, que são de formato quadrado (figura 46), com 5 cm de lado. Além disso, possuem uma camada adesiva de gel condutor, melhorando o acoplamento entre eletrodo/pele.

Assim, o sistema completo, contabilizando cabos, eletrodos e eletroestimulador, fica com dimensões adequadas para ser transportado e utilizado junto ao paciente. Em contrapartida, a quantidade de canais (oito) acarreta em grande quantidade de cabos e pares de eletrodos, porém, não há meios de se melhorar isso.



**Figura 46 - Eletrodos Complex no formato quadrado**

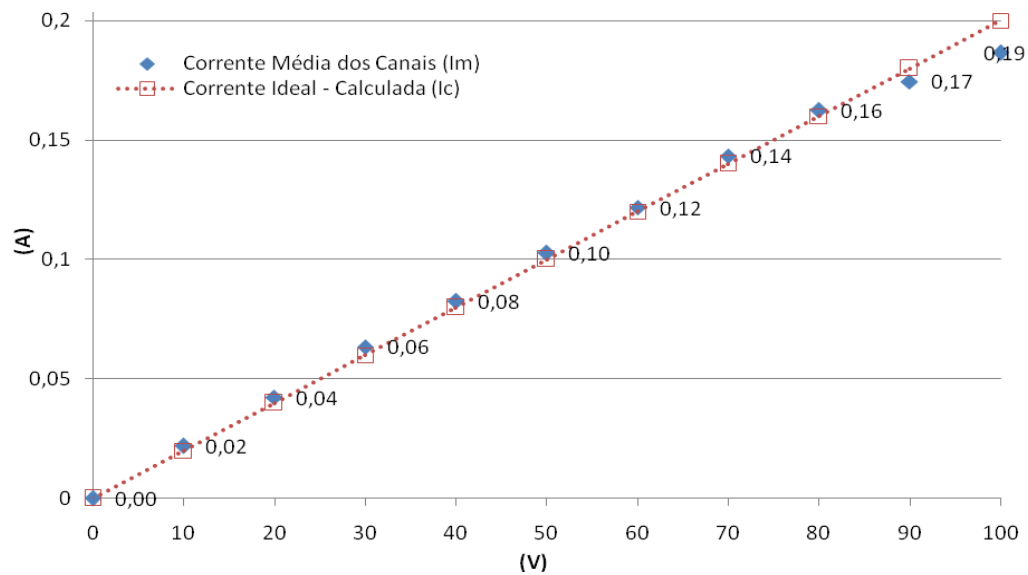
**Fonte: Autoria Própria.**

## 4.2 EXPERIMENTOS *IN VITRO*

Com o objetivo de validar o equipamento desenvolvido, foram feitos testes de desempenho em bancada, para obter uma resposta da saída dos estímulos elétricos gerados, verificando possíveis variações entre os canais de saída.

No primeiro teste, foi colocada uma carga fixa de  $500 \Omega$  na saída de todos os canais e, então, após aplicados pulsos bifásicos com tensão variando de 0 V até 100 V, foi mensurado o valor da corrente pico a pico em cada canal. Observando a figura 47, pode-se comparar a resposta média obtida pelos oito canais no teste com a corrente ideal calculada, e se nota que há um erro de 2 %. Entretanto, em virtude da variação natural dos valores dos componentes responsáveis pelo controle do fornecimento da corrente aplicada (resistores, transistores, capacitores e outros) e do próprio instrumento de mensuração, esta variação é considerada aceitável.

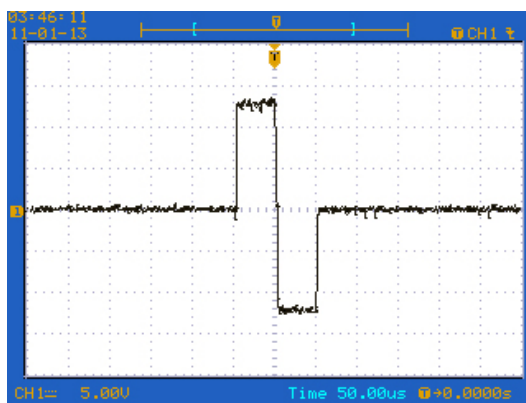




**Figura 47 - Corrente fornecida pelo sistema para uma carga de 500  $\Omega$**

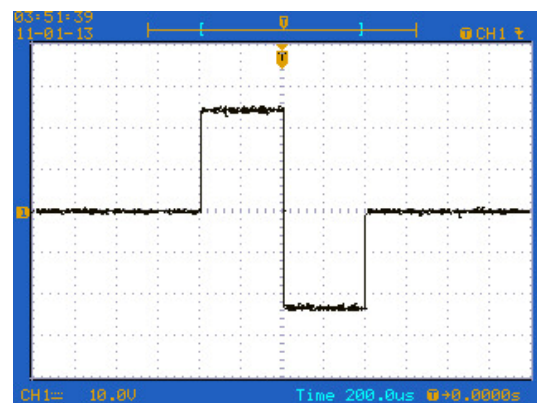
**Fonte: Autoria Própria.**

O segundo teste realizado foi em relação aos formatos das ondas fornecidas pelo equipamento. Todos os canais foram configurados para fornecer ondas bifásicas com o menor período possível especificado, ou seja, 100  $\mu\text{s}$ . Após a verificação dos oito canais com este período de onda, o dispositivo foi configurado para gerar ondas bifásicas de 800  $\mu\text{s}$ . Nas figuras 48 e 49, é possível visualizar a correta geração das ondas nos períodos configurados, não levando em conta a amplitude das ondas, que foram verificadas no teste anterior.



**Figura 48 - Pulso (V) com período de 100  $\mu\text{s}$**

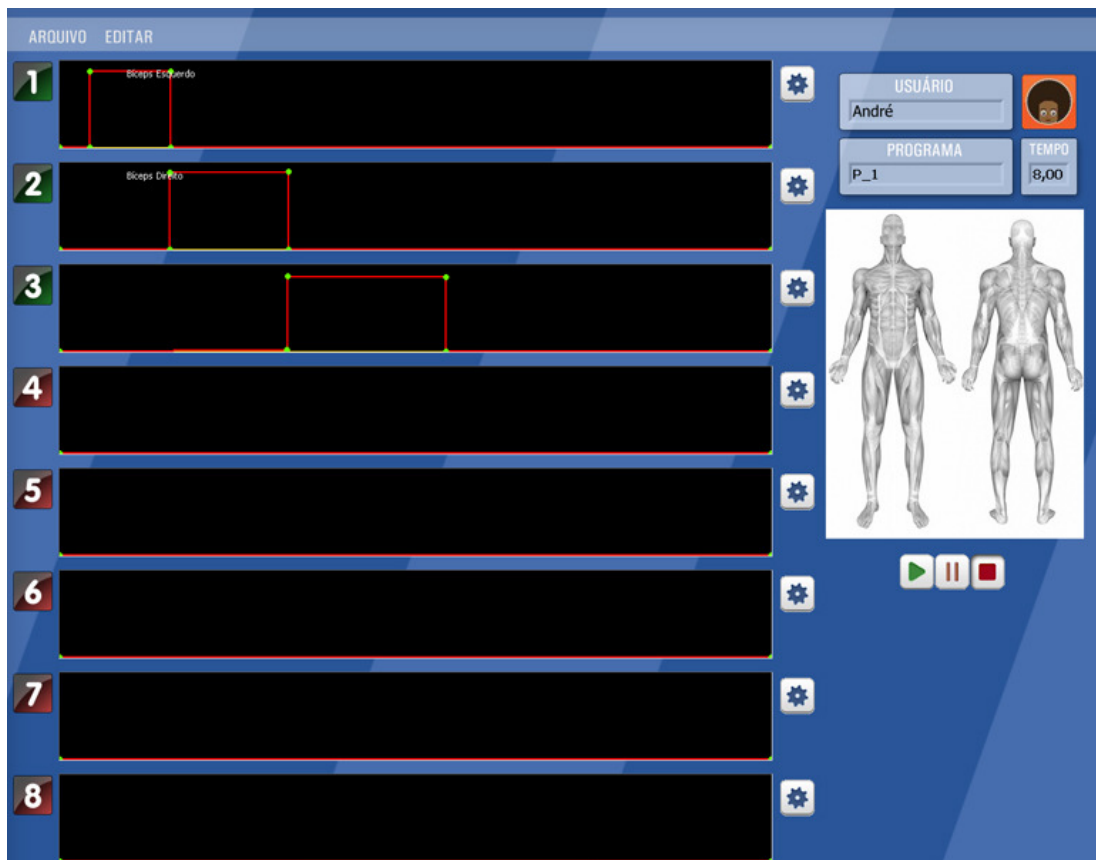
**Fonte: Autoria Própria.**



**Figura 49 - Pulso (V) com período de 800  $\mu\text{s}$**

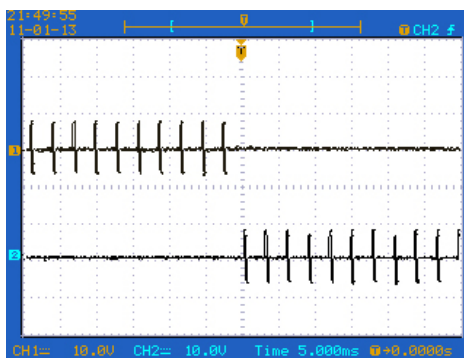
**Fonte: Autoria Própria.**

O terceiro teste realizado no equipamento foi referente à função de sincronia entre os canais estimulatórios. O *software* do PC foi iniciado e configurado para gerar *bursts* seqüenciais entre cada canal com amplitude de 8 V e freqüência de 400 Hz, assim como mostrado nos canais 1, 2 e 3 da figura 50.



**Figura 50 - Tela do *software* durante a configuração para o teste de sincronia**  
**Fonte: Autoria Própria.**

Após isto, o programa estimulatório foi carregado para o dispositivo e, então, iniciado. A figura 51 mostra o instante em que o Canal 1 é desativado, para que, em seguida, o Canal 2 seja ativado. Ainda nesta imagem, observa-se também que tanto a amplitude quanto a freqüência comportam-se corretamente.



**Figura 51 - Instante em que o Canal 1 é desabilitado e o Canal 2 é ativado**

**Fonte: Autoria Própria.**

### 4.3 SEGURANÇA DO EQUIPAMENTO

Devido a ser um equipamento que oferece risco à saúde do usuário e do operador, todo o projeto foi desenvolvido seguindo as normas de segurança existentes no Brasil, que de certa forma, são semelhantes às normas existentes na Europa.

Dentre a grande quantidade de normas referentes à segurança de equipamentos eletrônicos na área da saúde, para este projeto existem duas normas específicas para seu desenvolvimento:

- NBR IEC 60.601-1 (ABNT, 1997) – Como Norma Geral;
- NBR IEC 60601-2-10 (ABNT, 2002) – Como Norma Específica para Segurança de Equipamentos para Estimulação Neuromuscular.

Considerando estas, pode-se destacar os itens descritos abaixo, já com os resultados obtidos pelo equipamento desenvolvido, que foram considerados os mais relevantes em relação a sua segurança:

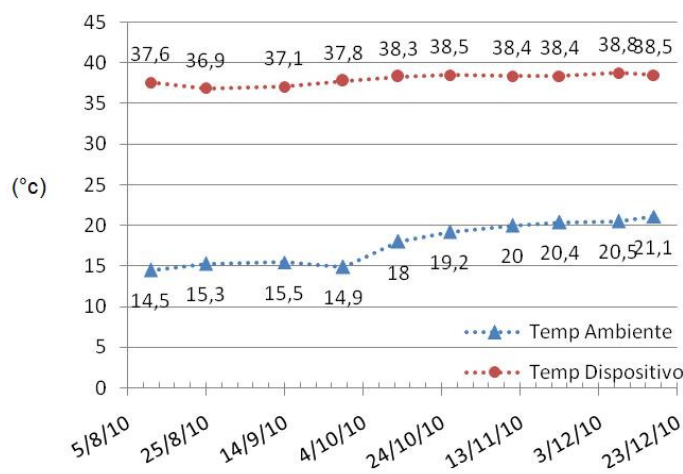
#### 4.3.1 Temperaturas Excessivas

Apesar de freqüentemente ser desconsiderado, este item tem grande importância, já que o equipamento está em contato com o usuário. Altas temperaturas em sua superfície podem causar graves queimaduras e conseqüências, às vezes, irreversíveis. Segundo o item 42.3 da norma (ABNT, 2002), as partes do equipamento, em contato com o usuário, não devem ter em sua superfície temperaturas que ultrapassem 41° C. Por essa razão, os componentes

utilizados na geração da potência aplicada durante a estimulação elétrica foram cuidadosamente escolhidos de acordo com sua capacidade de dissipação térmica. Em casos que os componentes não poderiam ser de baixa potência, houve um arranjo espacial entre estes, visando a não concentração de calor em tal área do sistema.

Nos testes realizados, a temperatura máxima medida através de um termômetro digital foi de 38,8° C. Um fator considerado durante estes testes foi a temperatura ambiente, já que esta poderia interferir nos resultados obtidos.

Para a aquisição da temperatura do dispositivo, este foi configurado para fornecer estímulos na sua amplitude máxima por 40 minutos e então feita a medida. Assim, o gráfico abaixo mostra, durante um período de 6 meses, a temperatura máxima do dispositivo, a temperatura ambiente no momento da aferição e a data da aquisição. Pode-se observar na figura 52 que a temperatura ambiente pouco afetou as medidas do dispositivo.



**Figura 52 - Temperaturas mensuradas (°C) durante testes**

**Fonte: Aatoria Própria.**

#### 4.3.2 Erros Humanos

Outro item da mesma norma, o de número 46.101, define que o eletroestimulador deve ser projetado de tal forma que a operação com os eletrodos em circuito aberto ou em curto-circuito não prejudique a funcionalidade do equipamento.

O teste sugerido pela própria norma foi feito para a verificação de conformidade do dispositivo. Este teste constitui primeiramente na configuração de todos os canais para o fornecimento de corrente máxima em suas saídas e na duração do programa estimulatório para um tempo de 16 minutos. Após o início do programa, os pares de eletrodos de cada canal foram deixados em circuito aberto por um intervalo de 10 minutos. Então, foram curto-circuitados por um intervalo adicional de 5 minutos, finalizando, assim, o programa. Depois disto, o dispositivo foi desligado e não utilizado por um período de mais 5 minutos. Durante este período de desligamento, baterias carregadas foram colocadas no dispositivo. Então, o dispositivo foi reiniciado e constatou-se que ele mantinha as mesmas características elétricas dos testes de bancada anteriores, ou seja, a corrente e os períodos dos estímulos comportaram-se da mesma forma que foram configurados.

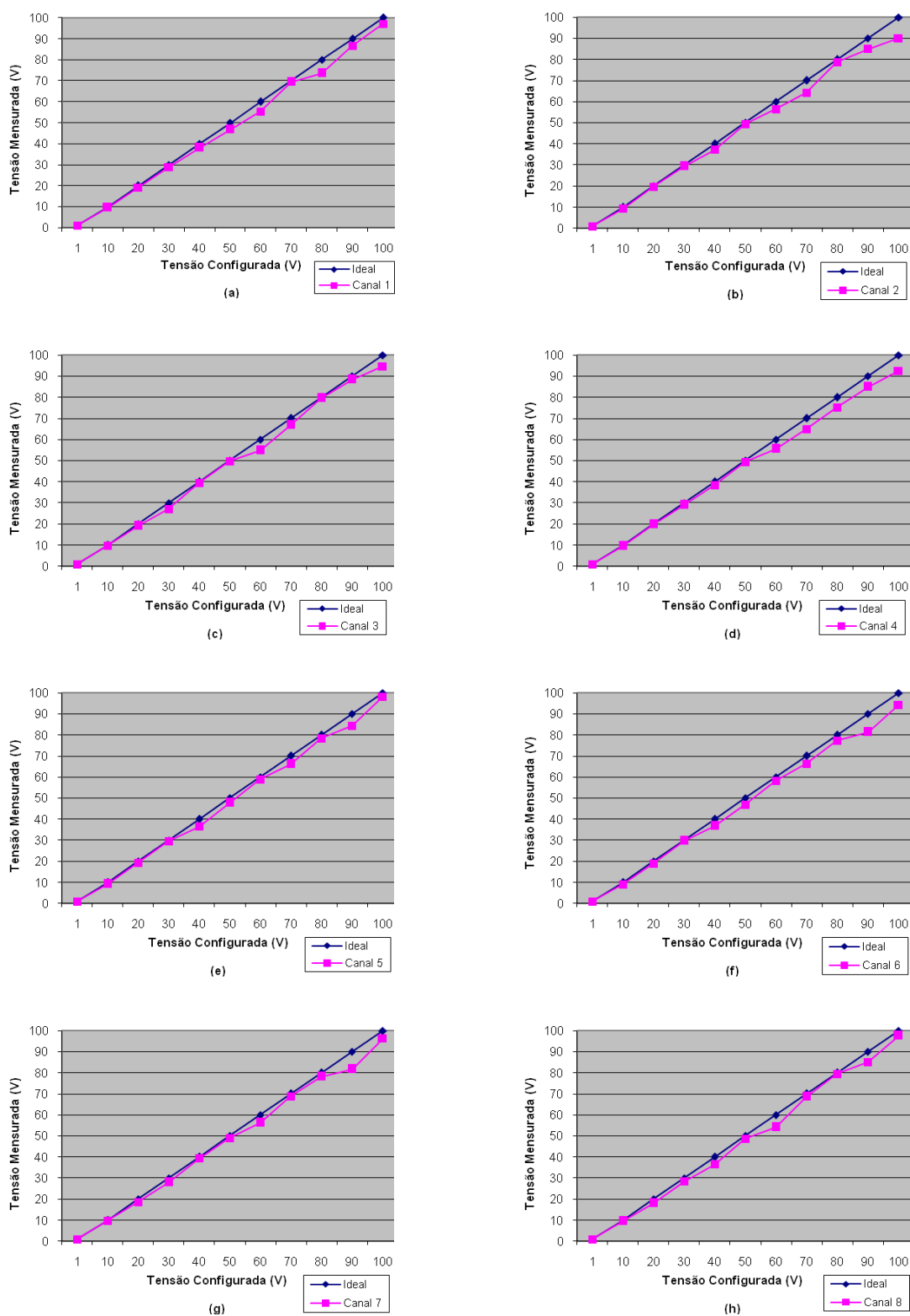
Este teste foi realizado três vezes e o dispositivo continuou a se comportar conforme o configurado e testado anteriormente.

#### 4.3.3 Exatidão de Dados de Operação

Outro importante teste realizado é o de exatidão dos dados de operação, já que o dispositivo pode ser perigoso se for mal usado ou fornecer pulsos com erros maiores do que os estabelecidos pelas normas de segurança.

Segundo o item 50.1 da norma, um controle de amplitude de saída deve ser incorporado no dispositivo para controlar a saída de carga dos canais do estimulador, desde o mínimo até o máximo. Além disso, este controle deve ser contínuo, ou em incrementos discretos de no máximo 1 mA ou 1 V por incremento.

Para a verificação deste item, o dispositivo foi configurado para fornecer 0 V em todos os canais. Depois disso, utilizando uma carga de 1 k $\Omega$  nos pares de eletrodos, todos os canais foram incrementados em uma unidade e mantidos até a medida de tensão sobre a carga. Este procedimento foi feito até o alcance máximo de tensão do eletroestimulador, que é de 100 V de pico. Na figura 53 é possível verificar que a tensão de saída dos canais em relação ao incremento unitário feito no equipamento não ultrapassa o limite estabelecido pela norma. A pequena variação entre um canal e outro é dada pelo próprio erro da carga e erros intrínsecos dos próprios componentes geradores dos sinais.



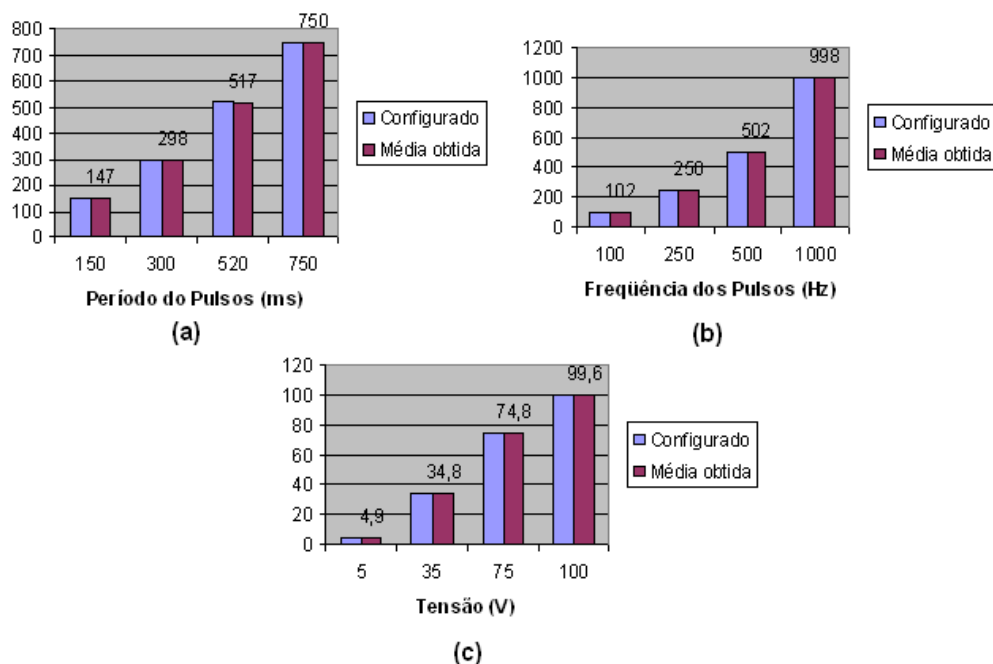
**Figura 53 - Tensão de saída dos canais 1 (a), 2 (b), 3 (c), 4 (d), 5 (e), 6 (f), 7 (g) e 8 (h) após incremento via *software***

**Fonte: Autoria Própria.**

Analisando este resultado, é visível que o controle feito na interface com o usuário com botões para incrementar e decrementar a amplitude do estímulo foi corretamente desenvolvido. Mesmo a resolução máxima permitida por *software* ser de 256 níveis (8 *bits*), que corresponde à resolução do conversor D/A, o algoritmo mantém com boa exatidão a escala de 1 V por incremento.

É destacado também, porém no item seguinte na norma (ABNT, 2002), que os valores das durações de pulso, freqüências de repetição de pulsos e amplitudes, não devem diferir por mais que  $\pm 30\%$  em relação ao programado no sistema.

Para esta análise foi feita a seguinte verificação: foram selecionadas aleatoriamente quatro durações de pulso (150 ms, 300 ms, 520 ms e 750 ms), quatro freqüências de repetição (100 Hz, 250 Hz, 500 Hz e 1000 Hz) e quatro amplitudes com uma carga na saída de 1 k $\Omega$  (5 V, 35 V, 75 V e 100 V), todas dentro dos limites do dispositivo. Após isso, o sistema foi programado com o primeiro conjunto de configurações (150 ms, 100 Hz e 5 V) e avaliado nos oito canais. Este processo foi repetido com os outros três conjuntos de configurações em todos os canais para obter a resposta de exatidão dos dados. A figura 54 fornece os resultados obtidos com todas as configurações ditas.



**Figura 54 - Média das respostas obtidas para Período dos Pulsos (a), Freqüência dos Pulsos (b) e Amplitude (c)**

Fonte: Autoria Própria.

Analisando esses dados, pode-se ver que o dispositivo cumpre as normas referentes a estes parâmetros, considerando o maior erro obtido de 4% na tensão de saída. Os pulsos e as amplitudes geradas não apresentaram grandes alterações visíveis ou mensuráveis devido à temporização do circuito ser produzida pelo dsPIC30F3011, que possui uma frequência de operação capaz de controlar pulsos de até 100 ns.

#### 4.3.4 Proteção contra Características de Saída Incorreta

O último item da norma de segurança relevante ao projeto desenvolvido trata sobre a proteção contra características de saída incorreta, com o objetivo de garantir que mesmo que haja algum erro nos itens testados anteriormente, o usuário do equipamento não sofra danos físicos. Essa garantia deve ser provida via especificação do dispositivo, impedindo de qualquer maneira que, por algum erro de operação, suas saídas possam representar algum risco à saúde.

O item 51.101 da norma estabelece que flutuações na tensão fornecida de  $\pm 10\%$  não devem afetar a amplitude de saída do estimulador, a duração ou a frequência dos pulsos por mais que  $\pm 10\%$ . Como o equipamento foi especificado para utilizar baterias, que evitam instabilidade na tensão de alimentação, este item foi testado utilizando uma fonte simétrica, na qual se variou sua tensão de saída entre  $\pm 15\%$  da sua tensão nominal de funcionamento (12 V) durante a execução de um programa estimulatório em todos os canais, com uma carga de 1 k $\Omega$ . Este valor de 5% a mais do que o exigido pela norma foi estabelecido como uma forma de garantia de correto funcionamento. Isso implicou na faixa de teste com os valores de 10,2 V e 13,8 V.

Para a realização deste teste, a fonte de alimentação foi programada para 10,8 V e, então, ligada à entrada de alimentação do eletroestimulador. Com passos incrementais de 0,6 V, a tensão era aumentada após a aquisição dos valores de amplitude, período e frequência dos pulsos, até que se chegasse ao valor de tensão de 13,8 V. Os parâmetros estimulatórios programados foram:

- Amplitude pico a pico: 100 V
- Período do pulso: 250 ms
- Frequência dos pulsos: 500 Hz



A tabela 6 exhibe o comportamento do dispositivo sob esta avaliação. É possível notar a existência de alterações apenas na amplitude dos pulsos quando a tensão está abaixo de 10,8 V. Quando o valor de alimentação foi mínimo (10,2 V), a amplitude chegou a 96,6 V, uma alteração de 3,4%, porém, dentro dos limites estabelecidos pelas normativas. Os demais valores nos parâmetros programados pelo usuário não sofreram interferência durante as alterações de alimentação no sistema.

**Tabela 6 - Parâmetros estimulatórios obtidos com variação na alimentação**

Alimentação (V)	Amplitude (Vpp)	Período (ms)	Frequência (Hz)
10,2	96,6	250	500
10,8	99,8	250	500
11,4	100	250	500
12	100	250	500
12,6	100	250	500
13,2	100	250	500
13,8	100	250	500

**Fonte: Autoria Própria.**

O próximo item verificado, o de número 51.102, estipula que qualquer estimulador elétrico capaz de entregar uma saída superior a 10 mA eficazes, deve ser projetado de forma que suas saídas não possam ser energizadas antes de que os controles das suas amplitudes sejam configurados para seus valores mínimos.

Para cumprir este item, o *software* embarcado foi desenvolvido de maneira que impossibilite o usuário iniciar uma estimulação com amplitudes já definidas, ou seja, é obrigatório o usuário incrementar a partir do 0 V, de forma controlada, a amplitude de estimulação, garantindo sua proteção. A maneira escolhida para testar esta funcionalidade foi estressando o sistema. O dispositivo foi fornecido a um voluntário e pediu-se para tentar 10 vezes iniciar um programa estimulatório com tensão diferente de zero. O sistema retornou uma mensagem de erro em todas as tentativas, informando que os controles de amplitude deveriam ser zerados antes do início da eletroestimulação.

O último teste em bancada feito no dispositivo segue o item 51.104 da mesma norma, que limita a corrente eficaz fornecida nos canais estimulatórios correlacionada com a frequência configurada para a eletroestimulação. Segundo o item, a corrente de saída não deve exceder os limites da tabela 7, com uma carga de 500  $\Omega$ .

**Tabela 7 - Limites da corrente eficaz fornecida pelo equipamento**

<b>Frequência (Hz)</b>	<b>Corrente Eficaz Máxima (mA)</b>
0 (curto circuito)	80
≤ 400	50
≤ 1500	80
> 1500	100

**Fonte: Norma NBR IEC 60601-2-10 (ABNT, 2002).**

Além disto, para durações de pulso menores que 100 ms, é descrito que a energia do pulso com uma resistência de carga de 500  $\Omega$  não deve exceder 300 mJ por pulso e por canal. Para valores maiores da duração de pulso, aplica-se o limite de corrente acima mencionado para 0 Hz (curto circuito). Adicionalmente, a tensão de saída não deve exceder um valor de pico de 500 V, quando medida sob condição de circuito aberto.

O teste contou com a configuração dos pulsos em amplitude máxima (100 V pico a pico) sobre a carga especificada (500  $\Omega$ ), o período máximo de largura de pulso (800  $\mu$ s) e variando a frequência entre os pulsos. Como o eletroestimulador desenvolvido possui frequência máxima dos pulsos de 1 kHz, os testes limitaram-se até este valor. A tabela 8 fornece a corrente eficaz máxima fornecida pelo sistema.

**Tabela 8 - Corrente eficaz máxima obtida segundo a frequência selecionada**

<b>Frequência Selecionada (Hz)</b>	<b>Corrente Eficaz Máxima (mA)</b>
100	7,407
400	24,25
700	36
1000	44,45

**Fonte: Autoria Própria.**

Portanto, mesmo variando entre as configurações máximas e mínimas do equipamento, a corrente eficaz não ultrapassa o limite especificado pela norma. Outros dois detalhes que foram verificados é a energia máxima do pulso, que chegou a 16 mJ, não ultrapassando o limite de 300 mJ, e o valor de pico de tensão, considerando uma carga de 500  $\Omega$ , não passa de 50 V de pico ou 100 V pico a pico.

#### 4.4 EXPERIMENTOS *IN VIVO*

Após a verificação de conformidade do sistema nos ensaios em laboratório, um projeto para avaliação do sistema em seres humanos foi submetido junto ao Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR). O objetivo foi analisar o correto funcionamento do equipamento desenvolvido, de forma comparativa com um equipamento comercial de características elétricas (amplitude, frequência e largura dos pulsos elétricos) similares, por meio das amplitudes de movimento resultantes da eletroestimulação aplicada.

Foi desenvolvido um protocolo de estimulação elétrica para o estudo, nos quais foram medidas as amplitudes angulares dos membros envolvidos com o auxílio de um sistema de eletrogoniometria digital. Este protocolo contou com a realização involuntária de dois movimentos funcionais, escolhidos na Classificação Internacional de Funcionalidades (CIF, 2004), através da eletroestimulação dos membros superiores. Para melhor amostragem de dados, estabeleceu-se que este protocolo seria reproduzido quatro vezes com o membro direito e quatro com o esquerdo, sendo duas vezes com o equipamento comercial e duas com o desenvolvido.

O primeiro movimento funcional seria o “Comer”, cujo código é d550 (CIF, 2004), que é caracterizado basicamente pelo indivíduo levar sua mão à boca. Já o segundo movimento funcional é uma continuação do primeiro, chamado “Transportar nas mãos”, código d4301 (CIF, 2004), que é definido pelo transporte de um objeto qualquer, de um lugar a outro, por meio de suas mãos. Este foi escolhido com o intuito de complementar aquele, simulando a pegada de mais alimento em um prato.

A escolha de analisar apenas a parte superior do corpo se deve ao fato de que estes membros são mais utilizados no cotidiano, possuindo maior força/resistência muscular e, assim, serem mais fáceis de lidar experimentalmente.

A amostra contou com 10 adultos, de ambos os sexos, sem qualquer limitação, doença ou disfunção neuromuscular, com idade entre 20 e 35 anos, que foram selecionados e assinaram o termo de consentimento (Apêndice B). A tabela 9 mostra a distribuição e o lado dominante dos voluntários, informação importante para a análise dos dados e execução do protocolo de estimulação elétrica.

**Tabela 9 - Lado dominante dos voluntários**

<b>Voluntário</b>	<b>Sexo</b>	<b>Idade</b>	<b>Lado Dominante</b>
1	M	25	Direito
2	M	27	Esquerdo
3	M	32	Direito
4	F	24	Esquerdo
5	M	28	Direito
6	F	33	Direito
7	M	23	Direito
8	M	35	Direito
9	F	27	Direito
10	M	21	Direito

**Fonte: Autoria Própria.**

O procedimento era iniciado com a colocação do conjunto de eletrodos sobre a pele do membro superior dominante do voluntário. Os eletrodos foram distribuídos nos músculos bíceps, tríceps, deutoíde, extensores e flexores do antebraço, após uma limpeza da região com algodão e álcool. Além disso, foi utilizado um gel de acoplamento, com base de água, facilitando o fluxo de corrente elétrica (melhorando o conforto da prática de estimulação elétrica) e diminuindo a possibilidade de irritação da pele. Em seguida, o voluntário era orientado a se sentar em uma cadeira, com altura regulável e encosto de 90°, e relaxar seus membros superiores. Pequenos sensores de movimento foram fixados junto ao voluntário para capturar as amplitudes de movimento, em graus. Na figura 55 é possível ver a disposição dos pares de eletrodos e um sensor de movimento, colocado no pulso esquerdo.



**Figura 55 - Voluntário com o sistema fixado**

**Fonte: Autoria Própria.**

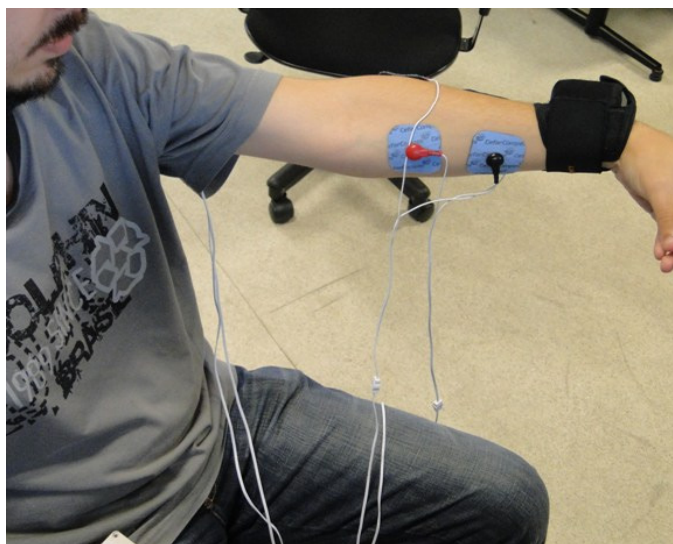
Após toda a fixação e preparação, o primeiro movimento era iniciado, sendo aplicada uma corrente elétrica controlada, com parâmetros pré-definidos (períodos dos pulsos, intervalo entre pulsos e amplitude), utilizando o equipamento comercial Performance (COMPEX, 2010). Estes parâmetros foram ajustados em tempo real, de acordo com a sensibilidade e o tônus muscular do voluntário. Com a aprovação do usuário, a intensidade da corrente do canal conectado ao músculo deitóiide era aumentada gradativamente, até que houvesse uma flexão anterior de ombro a  $90^\circ$ . Após isto, o canal conectado ao bíceps era acionado até que o cotovelo do voluntário estivesse a  $120^\circ$ . Então, o canal do flexor do antebraço era acionado, fazendo com que seu punho chegasse a  $90^\circ$ . A figura 56 exibe um dos voluntários durante a execução deste movimento.



**Figura 56 - Movimento Funcional Comer/d550 (CIF)**

**Fonte: Autorial Própria.**

Em seguida, era iniciado o segundo movimento funcional, mantendo o deutóide estimulado e acionando o canal do tríceps. Ao mesmo tempo, o canal do bíceps (oposto ao tríceps) era lentamente desativado. Como resultado, obtinha-se a extensão do cotovelo, chegando-o em  $0^\circ$ . Uma vez completada esta posição, iniciava-se o acionamento do canal do extensor do punho, fazendo-o chegar a  $45^\circ$ . Finalizava-se, assim, uma execução do protocolo de estimulação, movimento mostrado na figura 57.

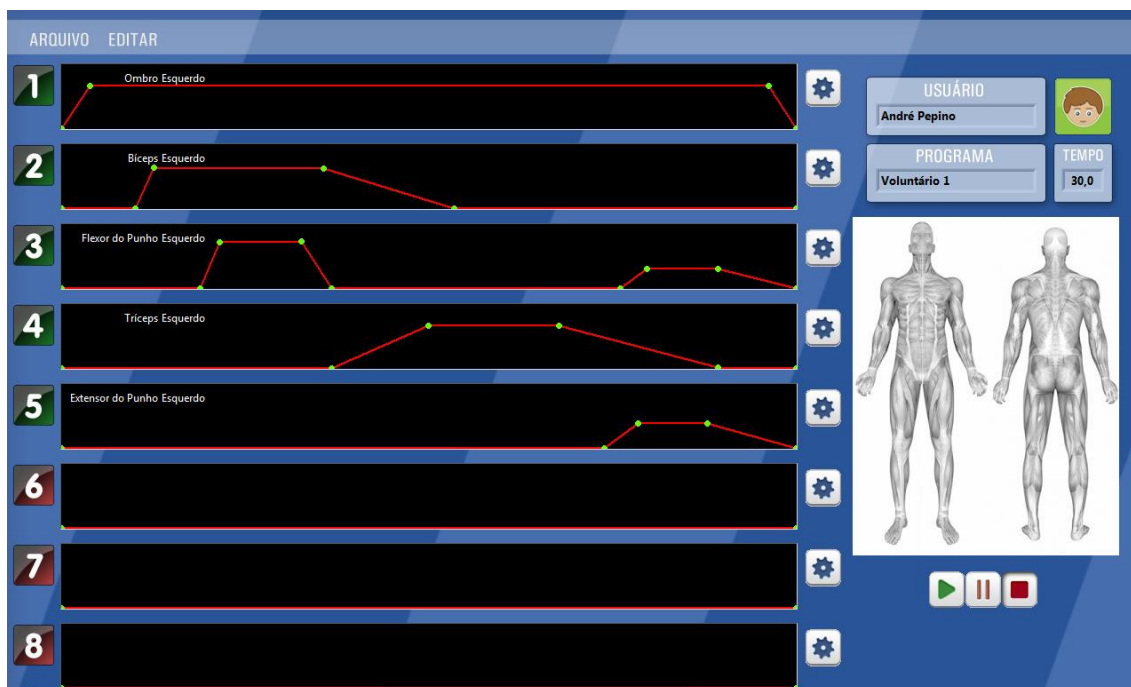


**Figura 57 - Final do segundo movimento**

**Fonte: Autorial Própria.**

Após a realização da segunda seqüência de estimulação, o equipamento era desligado e o voluntário mantinha-se em repouso enquanto os dados do sistema de goniometria eram salvos.

Após isto, as configurações do eletroestimulador comercial eram capturadas e programadas no equipamento desenvolvido, porém, com a utilização da programação e sincronia temporal dos seus canais. A figura 58 mostra a tela do *software desktop* com a programação temporal do movimento “comer”.



**Figura 58 - Programação do Movimento Comer/d550 (CIF)**

**Fonte: Autoria Própria.**

Logo após toda a configuração, o dispositivo desenvolvido era ligado e iniciado. Assim como com o equipamento comercial, o mesmo protocolo era realizado duas vezes em cada membro, até que se completassem todas as oito repetições (quatro com o membro direito e quatro com o membro esquerdo).

Na tabela 10, é possível a visualização das médias dos ângulos obtidos pelas vinte execuções do protocolo de estimulação sobre membros dominantes (dez voluntários, duas repetições), separadas por passo, em cada equipamento.

**Tabela 10 - Médias das Respostas Angulares Obtidas – Membros Dominantes**

<b>Passo</b>	<b>Nome</b>	<b>Ângulo Desejado</b>	<b>Média I</b>	<b>Média II</b>
1	Flexão Anterior de Ombro	90°	87,2°	88,6°
2	Flexão do Cotovelo	120°	116,1°	119,3°
3	Flexão do Punho	90°	88,5°	88,2°
4	Flexão Anterior de Ombro	90°	87,2°	88,6°
5	Extensão do Cotovelo	0°	2,4°	2,9°
6	Extensão do Punho	45°	42,7°	42,3°

**Fonte: Autoria Própria.**

**Notas: Médias I e II são referentes ao Equipamento Comercial e Desenvolvido, respectivamente.**

Estas variações, próximas a 3%, podem ser consideradas irrelevantes em virtude do pequeno, porém constante, deslocamento do sensor de movimento e dos eletrodos, o que proporciona diferentes recrutamentos dos grupos musculares envolvidos. Além disso, o próprio sistema de goniometria possui um erro intrínseco de 2%, segundo o fabricante.

Foi realizada, também, a média angular das execuções do mesmo protocolo aplicado em membros dominantes, aplicado porém, em membros não-dominantes. A tabela 11 mostra uma diferença maior entre o ângulo desejado e as médias obtidas.

**Tabela 11 - Médias das Respostas Angulares Obtidas – Membros Não-Dominantes**

<b>Passo</b>	<b>Nome</b>	<b>Ângulo Desejado</b>	<b>Média I</b>	<b>Média II</b>
1	Flexão Anterior de Ombro	90°	83,7°	84,1°
2	Flexão do Cotovelo	120°	112,5°	112,3°
3	Flexão do Punho	90°	86,5°	85,2°
4	Flexão Anterior de Ombro	90°	83,7°	84,1°
5	Extensão do Cotovelo	0°	5,8°	5,9°
6	Extensão do Punho	45°	40,2°	41,4°

**Fonte: Autoria Própria.**

**Notas: Médias I e II são referentes ao Equipamento Comercial e Desenvolvido, respectivamente.**



Esta diferença já era esperada, pois os músculos do lado dominante geralmente são mais desenvolvidos por serem utilizados com maior frequência no cotidiano. De qualquer forma, a comparação entre o eletroestimulador desenvolvido e o comercial não passou de  $\pm 1,3^\circ$ .

Após os testes *In vivo*, alguns voluntários relataram que sentiam um leve formigamento e um aumento da circulação sanguínea. Constatou-se, também, um pequeno aumento na temperatura combinada com um avermelhamento no local onde os eletrodos foram fixados.

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O desenvolvimento de um sistema portátil capaz de realizar estimulação elétrica funcional em oito canais independentes com sincronia temporal, possuindo uma interface amigável, configurável e simples de usar, mostrou-se ser uma poderosa ferramenta para pacientes em reabilitação.

Dentro do propósito inicial estabelecido, acredita-se que os objetivos foram integralmente alcançados, considerando as possibilidades e recursos existentes. Na busca pela melhor solução, pode-se dizer que os componentes empregados figuram dentre os mais recentes atualmente no mercado, garantindo a qualidade dos sinais estimulatórios gerados. Além disto, foi priorizada a utilização de componentes com tecnologia SMD, objetivando a portabilidade do equipamento.

O sistema se comportou conforme projetado durante a execução de testes *in vitro* realizados em laboratório, mantendo-se em conformidade com os padrões elétricos e funcionais segundo as regulamentações existentes para equipamentos eletromédicos (ABNT, 2002). Apesar destas aceitarem uma diferença de potencial de até 500 V, ou uma energia máxima de 300 mJ, por pulso, sendo este com duração máxima de 100 ms, o eletroestimulador desenvolvido possui valores máximos de corrente de 100 mA com uma diferença de potencial de até 200 V ( $\pm 100$  V). Logo, a energia fornecida pelo sistema não ultrapassa 16 mJ por pulso, considerando este com a largura máxima configurável de 800  $\mu$ s.

Outros testes, ainda *in vitro*, foram feitos com a finalidade de comprovar a segurança elétrica do sistema. Observou-se que o dispositivo atendeu aos critérios estipulados de limites permitidos, concluindo ser um sistema confiável para uso em seres humanos.

Assim, nos testes *in vivo*, o comportamento do dispositivo se mostrou eficiente ao comparar as amplitudes dos movimentos obtidos pelos voluntários através do dispositivo desenvolvido com um equipamento comercial comumente usado em clínicas de reabilitação. A diferença máxima entre os equipamentos foi de 3%. Porém, em virtude da precisão do eletrogoniômetro utilizado no experimento variar em torno de 2%, segundo seu fabricante, e o próprio cansaço muscular do voluntário após repetições dos protocolos de eletroestimulação, esta diferença é considerada aceitável e satisfatória. A sincronia temporal de seus canais permitiu a

reprodução de movimentos funcionais com grande precisão, concluindo que seu uso pode auxiliar sessões de reabilitação em deficientes físicos.

Durante a fase final deste trabalho, o projeto foi apresentado no XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, em Tiradentes/MG (PEPINO e GEWEHR, 2010) - Anexo B. Além disso, o dispositivo de eletroestimulação portátil foi apresentado, durante uma semana, a pesquisadores do *Centro de Ingeniería Biomédica aplicada a la Integración de la persona con Discapacidad* – CIBID, localizado na cidade de Cartagena/Espanha. Este contato internacional elevou a importância do desenvolvimento de dispositivos com tais características e mostrou que este projeto possui a mesma qualidade encontrada em outros projetos da mesma natureza ao redor do mundo. Ainda, como resultado desta valiosa troca de informações, este projeto obteve uma carta de reconhecimento por suas características técnicas e por contribuir diretamente em processos de reabilitação física (Anexo C).

Assim, tanto em bancada quanto em voluntários, os resultados obtidos mostram que o sistema possui segurança e confiabilidade para seu uso na prática clínica.

Espera-se, portanto, que o constante processo de evolução tecnológica, presente nos tempos atuais, proporcione novos componentes eletrônicos e plataformas de desenvolvimento de *softwares* mais interessantes para o desenvolvimento de dispositivos com esta finalidade, fazendo com que este projeto sirva de base para o desenvolvimento de outros ousados trabalhos, dando continuidade ao auxílio das práticas de reabilitação. Sugere-se, então, como trabalho futuro, a integração dos módulos de *hardware* em apenas uma placa, tornando o equipamento mais compacto e simplificando a comunicação digital para a geração dos pulsos. Além disso, sugere-se o uso de radiotransmissores entre o computador gerador de programas estimulatórios e o eletroestimulador portátil, podendo eliminar, assim, o uso do *pendrive* para transferir as informações do *software desktop* para o *software embarcado*.

## REFERÊNCIAS

ANDREW, Ballard. **Windows CE brings real time control to the PC platform.** Journal Assembly Automation, v. 19 n. 4 p. 306-308. 1999.

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições gerais para segurança.** NBR IEC 601-1, 1994.

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Emenda nº 1.** NBR IEC 601-1, 1997.

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico – Parte 2-10: Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular.** NBR IEC 60601-2-10, 1997.

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Emenda nº 1.** NBR IEC 60601-2-10, 2002.

BARBI, Ivo. **Eletrônica de Potência: Projetos de Fontes Chaveadas.** Florianópolis: Edição do autor, 2001.

BERNE, Robert M.; LEVY, Matthew N. **Fisiologia.** 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

CHEEVER, Erik A.; THOMPSON, Dirk R.; CMOLIK, Brian L.; SANTAMORE, William P.; GEORGE, David T. **A versatile microprocessor-based multichannel stimulator for skeletal muscle cardiac assist.** IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 45, no. 1. p. 56-67. January, 1998.

CIF. **Classificação Internacional de Funcionalidades.** Organização Mundial de Saúde, 2004. Disponível em: [http://www.inr.pt/uploads/docs/cif/CIF\\_port\\_%202004.pdf](http://www.inr.pt/uploads/docs/cif/CIF_port_%202004.pdf). Acesso em 20/10/2011.

COMPEX. Performance. **User Manual.** Division Compex Sport. França, 2010.

DEVELOPMENTBOARD. **MINI2440 User's Manual.** HITEG Ltd. China, 2010.

FANG, Hui.; BAO, Yidan; HE, Yong. **Study on Field Information Fast Collection System.** Instrumentation and Measurement Technology Conference. IMTC 2005, v. 2, p.1325 – 1329. 2005.

GEDDES, Leslie A. **The first stimulators-reviewing the history of electrical stimulation and the devices crucial to its development.** IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 13, n. 4, p. 532 – 542, 1994.

GEDDES, Leslie A; BAKER, Leslie E. **Principles of Applied Biomedical Instrumentation.** New York: John Wiley, 1989.

GEORGE, Mariam R.; WONG, Weng-Fai F. **Windows CE for a Reconfigurable System-on-a-Chip Processor**. INTERNATIONAL CONFERENCE ON FIELD-PROGRAMMABLE TECHNOLOGY. Brisbane, Austrália. 2004.

GRAUPE Daniel; KOHN Kate H. **Functional electrical stimulation for ambulation by paraplegics: Twelve years of clinical observations and system studies**. Malabar: KriegerPublishingCompany, 1994.

GUYTON, Arthur C. **Fisiologia Humana**. 6ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

HAN-CHANG, Wu; SHUEUN-TSONG, Young; TE-SON, Kuo. **A versatile multi channel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications**. IEEE Transactions. Vol. 51. p. 2 – 9. 2002.

HEATH, Steve. **Embedded System Design**. 1ed. San Francisco: Newnes, 2003.

HOSHIMIYA, Nozomu; NAITO, Akira; YAJIMA, Michihiro; HANDA, Yasunobu. **A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity**. IEEE Trans. Biomedical Engineering, n. 36, p. 754-60, 1989.

HPCFACTOR. **The History Of Windows CE**. Disponível em <<http://www.hpcfactor.com/support/windowsce/>>. Acesso em: 27 abr. 2010.

HUAN, Li; HANG, Lei.; XIA, Yang. **Access Control Technology Research in Embedded Operating System**. Second International Conference on Embedded Software and Systems, P.R. China, p.1-7, 2005.

IBACH, Peter; RICHLING, Jan; STANTCHEV, Vladimir; WIESNER, Andre; MALEK, Miroslaw. **CE Robots community**. IEEE Processing Software, n. 5, p. 210-214. 2005

IBGE. **Censo Demográfico 2000**. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Disponível em: <<http://www.ibge.gov.br>> Acesso em: 17 jun. 2010.

ISAKOV, Eli; MIZRAHI, Joseph. **Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients**. Journal Rehabilitation Research and Development, 23, 1986.

JACOB, Stanley W.; FRANCONI, Clarice A.; LOSSOW, Walter J. **Anatomia e Fisiologia Humana**. 5 ed. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 1990.

JUNJU, Wang; BIQUIN, Lin. **Implementation of Bluetooth FTP under Windows CE**. International Conference on Signal Processing, vol.2 p. 1697- 1700. China, 2005.

KAMAL, Raj. **Embedded Systems: Architecture, Programming and Design**, 2<sup>o</sup>ed. 2009.

KITCHEN, Sheila; BAZIN, Sarah. **Eletroterapia de Clayton**. 10<sup>a</sup> ed. São Paulo: Manole, 1998.

KRUEGER-BECK, Eddy; SCHEEREN, Eduardo M.; NETO, Guilherme N. N.; BUTTON, Vera L. S. N.; NOHAMA, Percy. **Efeitos da Estimulação Elétrica Funcional no Controle Neuromuscular Artificial**. Revista Neurociência, n. 18, 2010.

LOW, John; REED, Ann. **Electrotherapy Explained : Principles and Practice**. 2<sup>a</sup> ed. EUA: Butterworth-Heinemann Medical, 1995.

LI, Qing; YAO, Caroline. **Real-Time Concepts for Embedded Systems**. 2<sup>o</sup>ed. Oxford: CMPBooks, 2003.

LIANZA, Sergio. **Estimulação elétrica funcional: FES e reabilitação**. 2<sup>a</sup> ed. São Paulo: Ateneu, 2003.

LIBERSON, Walf; HOLMQUEST Hamilton; SCOT, Daniel. **Functional electrotherapy: Stimulation of peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients**. Archive Physical and Medical Rehabilitation. v. 42, p. 101-105, 1961.

MARWEDEL, Peter. **Embedded System Design**. 1<sup>o</sup>ed. Dortmund: Kluwer Academic Publishers, 2003

MEADOWS, Paul. **Portable Electrical Stimulation Systems**. IEEE AES Systems Magazine, p. 6-10, October, 1991.

MELZACK, Ronald; WALL, Patrick D. **Pain Mechanisms: A New Theory**. Science 19. p. 971-979. November, 1965.

MICROSOFT. **Welcome to Windows CE 5.0**. Disponível em <<http://msdn.microsoft.com/en-us/library/ms905511.aspx>>. Acesso em: 08 nov. 2010.

OLIVEIRA, Rômulo; CARISSIMI, Alexandre; TOSCANI, Simão. **Sistemas Operacionais**. 2. ed. Rio de Janeiro: Sagra Luzzatto, 2001.

PECKHAM, P. Hunter; KNUTSON, Jayme S. **Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications**. Annual Review of Biomedical Engineering, v. 7, p. 327-360, 2005.

PEPINO, André L. G.; GEWEHR, Pedro M. **Sistema Portátil de Eletroestimulação Funcional com Oito Canais Síncronos**. XXII CBEB, 2010, Tiradentes. Anais do XXII CBEB, 2010. v. 1. p. 307-310

PEREIRA, Fabio. **Tecnologia ARM – Microcontroladores de 32 bits**. 1ºed. São Paulo: Erica, 2007.

ROBINSON, Andrew J; SNYDER-MACKLER, Lynn. **Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing**. 2ª ed. EUA: Williams & Wilkins Press, 1995.

SANTO, Brian. **Embedded Battle Royale**. IEEE: Spectrum, n. 12, p. 36-41, 2001.

SHELTON, Charles P.; KOOPMAN, Philip; DEVALE, Kobey. **Robustness Testing of the Microsoft Win32 API**. INTERNATIONAL CONFERENCE ON DEPENDABLE SYSTEMS AND NETWORKS. New York, 2000.

SIMCOX, Scott; DAVIS, Glen; BARRISKILL, Andrew; MIDDLETON, James; BRUINSMA, Ian; DUNCAN, Michael; SMITH, Richard. **A portable, 8-channel transcutaneous stimulator for paraplegic muscle training and mobility—A technical note**. Journal of Rehabilitation Research & Development, v. 41, n. 1, p.41-52, 2004.

SIMÕES, Eduardo V. **Development of an embedded evolutionary controller to enable collision-free of a population of autonomous mobile robots**. 2000. Tese (Doutorado em Engenharia Eletrônica). University of Kent, Canterbury.

WILEMON, Willian K.; MOONEY, Vert; McNEAL, Donald R. **Surgically Implanted Peripheral Neuroelectric Stimulation Two Year's Experience at Rancho Los Amigos Hospital**. CPRD Bulletin, v. 10. p. 16-14, 1971

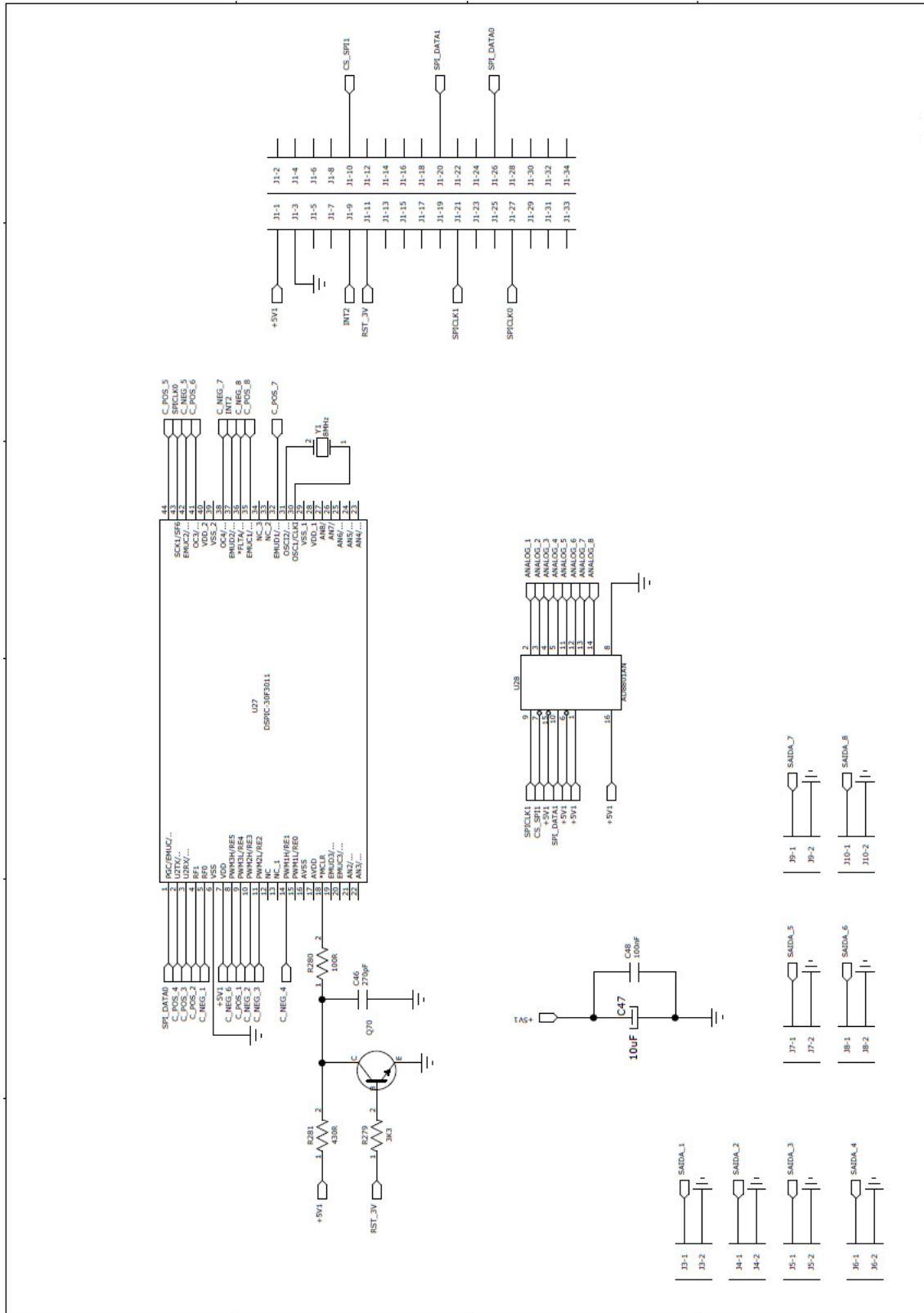
WOLF, Waine. **Computers as Components - Principles of Embedded Computing System Design**. 1ºed. San Francisco: Morgan Kaufmann Publishers, 2001.

WU, Han-Chang; YOUNG Shuenn-Tsong; KUO Te-Son. **A Versatile Multichannel Direct-Synthesized Electrical Stimulator for FES Applications**. IEEE Trans. Biomedical Engineering, n. 8. p. 929-936, 1999.

## APÊNDICES



APÊNDICE A – ESQUEMAS ELÉTRICOS DO MÓDULO DE POTÊNCIA.







## APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Eu, \_\_\_\_\_, portador do R.G. \_\_\_\_\_, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado “Comparação das Análises Angulares de Movimentos Funcionais Obtidos pela Utilização de um Eletroestimulador Comercial e um Dispositivo Eletroestimulador Desenvolvido”, cujos objetivos e justificativas são: realizar movimentos funcionais dos meus membros superiores com o auxílio de um equipamento de eletroestimulação portátil, colaborando com o estudo dos diferentes parâmetros estimulatórios necessários para realizar estes movimentos.

A minha participação no referido estudo será no sentido de permitir a fixação de pequenos sensores de movimento e o uso de dois equipamentos de eletroestimulação, um comercial e outro desenvolvido para esta pesquisa, para a execução de movimentos funcionais em meus membros superiores de forma involuntária, durante 8 (oito) repetições de aproximadamente 30 segundos em cada membro.

Fui alertado de que, após a realização deste estudo, posso esperar alguns benefícios, tais como: fortalecer minha musculatura, melhorar minha circulação sanguínea e verificar minha capacidade de resposta (amplitude angular) à eletroestimulação nos membros superiores (braços e ombros).

Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, levando-se em conta que é uma pesquisa, e os resultados positivos ou negativos somente serão obtidos após a sua realização. Assim, dor ou irritação no local da aplicação do estímulo, fadiga muscular ou dormência do membro estimulado pode ocorrer, resultando no **desligamento imediato** do equipamento para ajustes.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de, por desejar sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo à assistência que venho recebendo.

O pesquisador envolvido e responsável pelo referido projeto é o sr. André Luiz Gonçalves Pepino – UTFPR, e com ele poderei manter contato pelos telefones (41) 3310-4692 e (41) 8421-4047.

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas

conseqüências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento na forma de dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2010.

---

*Nome e assinatura do voluntário*

---

*Nome e assinatura do pesquisador responsável*

**ANEXOS**

## ANEXO A – EVOLUÇÃO DO MICROSOFT WINDOWS CE.

Em meados de 1992, a empresa norte americana Microsoft® iniciou o desenvolvimento de um sistema operacional para aplicações móveis, lançando o antecessor do Windows CE, conhecido como WinPad. Pouco depois, muitas parcerias com empresas do segmento de embarcados foram estabelecidas com o objetivo de disseminar este produto, entre elas pode-se destacar Compaq®, Motorola®, NEC® e Sharp® (MICROSOFT, 2010).

No mesmo ano, o projeto foi cancelado por ser considerado à frente do seu tempo. A tecnologia da época não permitia a criação de dispositivos de *hardware* capazes de atender os requisitos do sistema operacional com baixo custo e pequeno consumo de energia, aspectos fundamentais quando se fala em sistemas embarcados. Em paralelo, outro grupo na Microsoft® denominado Pulsar estudava a criação de um dispositivo móvel multifuncional que fosse capaz de ser utilizado com poucos botões e que apresentasse configuração de *hardware* totalmente diferente. Porém, a empresa estava certa de que o caminho que estava seguindo estava correto apesar das dificuldades encontradas por ambos os projetos. O que fizeram deste momento em diante foi tomar as lições aprendidas com os insucessos dos projetos anteriores e unir as duas equipes em uma nova equipe de desenvolvimento denominado Pegasus (MICROSOFT, 2010).

Em setembro de 1996, 21 meses depois de sua criação, a equipe Pegasus apresentou a primeira versão do Windows CE. Seis empresas (Casio, Compaq, LG Electronics, HP, NEC e Philips) começaram a produzir dispositivos móveis do tipo Handheld baseados nesta tecnologia. Porém, a vida do Windows CE 1.0 foi curta. Em 29 de setembro de 1997, 12 meses depois do lançamento da primeira versão, a Microsoft® anunciou o lançamento da versão 2.0 do produto (HPCFACTOR, 2010).

Com o lançamento da versão 2.0 do Windows CE, o sistema operacional poderia ser configurado de diferentes formas permitindo, assim, ser utilizado em diversos outros dispositivos. O Windows CE poderia então ser incorporado a caixas eletrônicos, carros e até em eletrodomésticos. Outra característica importante da segunda versão foi a possibilidade de ser utilizado em diversos processadores de

baixo consumo. Os mais utilizados na época pelos fabricantes dos dispositivos eram o MIPS e o SH3 (HPCFACTOR, 2010).

A versão 2.1 incorporou mais algumas funcionalidades, como o suporte ao sistema de arquivos FAT-32, o controlador USB, além de outras. A partir do Windows CE 3.0, a Microsoft® concentrou-se em buscar meios de competir com o já consolidado mercado dos Palms e o seu sistema operacional Palm OS. Esta decisão iria dar origem mais tarde aos Pocket PC's (HPCFACTOR, 2010).

Atualmente, o Windows CE encontra-se na versão 6.0. Uma das grandes vantagens do desenvolvimento deste sistema operacional são as ferramentas disponíveis. A partir do programa, disponibilizado pela própria Microsoft®, chamado Platform Builder, é possível configurar o sistema operacional para diversas aplicações utilizando módulos pré-configurados. Este tipo de auxílio faz com que o desenvolvimento na plataforma se torne rápido, diminuindo consideravelmente os custos de desenvolvimento. Estes módulos estão disponíveis para as mais diversas aplicações, fazendo com que a portabilidade do sistema seja muito grande (MICROSOFT, 2010).



## ANEXO B – ARTIGO PUBLICADO NO XXII CBEB.

## SISTEMA PORTÁTIL DE ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL COM OITO CANAIS SÍNCRONOS

A. L. G. Pepino e P. M. Gewehr

CPGEI/UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: andre.pepino@gmail.com

**Abstract:** This paper describes the development and some results of a portable functional electrostimulator (PFES) with eight synchronous channels, using embedded solution, enabling handicapped people to perform artificially functional movements. The operation of the PFES starts with a software, responsible for programming the stimulatory channel, running on a personal computer. This program is downloaded to the hardware module, located next to the user, which by means of an embedded software, stimulates the channels on the correct frequencies, periods and amplitudes. The entire interface is friendly and operated through a touch-screen display, aiming greater simplicity and adaptation to the user.

**Palavras-chave:** Reabilitação, Estimulação Elétrica Funcional - FES, Eletroestimulador, Portabilidade.

### Introdução

Há décadas, grupos de cientistas ao redor do mundo têm tentado restabelecer funcionalidades motoras em portadores de algum tipo de deficiência motora por meio da eletroestimulação funcional. Esta, conhecida como FES (*Functional Electro Stimulation*), consiste basicamente em estímulos elétricos que são aplicados no paciente por meio de eletrodos de superfície ou microeletrodos implantados cirurgicamente [1]. Estes estímulos, geralmente de curta duração (100~400µs), provocam potenciais evocados, que com certa periodicidade entre si (1~20ms), geram contrações musculares na região de estímulo [2]. Se estas contrações forem controladas, movimentos funcionais podem ser produzidos artificialmente [3].

A vida das pessoas que possuem limitações físicas geralmente depende da ajuda de terceiros para a realização de atividades cotidianas. Portanto, os movimentos funcionais restabelecidos através de eletroestimulação podem trazer ao paciente a esperança da reabilitação parcial ou total, e, conseqüentemente, uma maior independência e reintegração na sociedade, melhorando sua qualidade de vida física e psicológica.

Com os avanços tecnológicos na área eletrônica e computacional, dispositivos estimuladores estão cada vez menores e com alto poder de processamento, capazes de executar movimentos síncronos e complexos

em membros superiores e inferiores [4]. Apesar da existência de inúmeros eletroestimuladores comerciais e acadêmicos, poucos são capazes de manter uma portabilidade adequada para o uso e disponibilizar sincronia entre seus canais estimulatórios, necessária para o controle temporal dos diversos grupos musculares envolvidos no movimento escolhido.

Considerando a carência de um equipamento portátil gerador de estímulos elétricos síncronos, o objetivo deste projeto é o desenvolvimento de um dispositivo a ser fixado na cintura de um deficiente físico e que disponibilizará 8 canais estimulatórios que podem ser configurados em amplitude, frequência e largura de pulso. Assim, através de um software instalado em um computador, que configura a seqüência de estímulos, o dispositivo portátil permitirá ao usuário a realização de movimentos funcionais através de estimulação elétrica, aplicada por eletrodos de superfície.

### Materiais e Métodos

O dispositivo desenvolvido é composto por três blocos principais: Software do PC, Software Embarcado e Hardware.

**Funcionamento do Dispositivo** - Seu funcionamento, mostrado na Figura 1, consiste primeiramente na geração dos programas estimulatórios em um computador, executando o software do PC. Após a configuração de usuários, programas estimulatórios, períodos dos pulsos e amplitudes dos canais, um arquivo binário é gravado em uma memória flash (*pendrive*, por exemplo) e esta, então, acoplada ao eletroestimulador portátil. Uma vez detectada a presença deste arquivo, o dispositivo fará a atualização de sua base de dados, permitindo aos usuários, através do Software Embarcado, a execução destes novos programas estimulatórios. Utilizando um LCD (*Liquid Crystal Display*) *touch-screen* de 3,5", telas informam ao usuário os passos a serem seguidos, possibilitando todo o controle do Software Embarcado e, assim, do gerador de pulsos eletroestimulatórios.



Figura 1: Diagrama de blocos básico do sistema.

**Software do PC** – Desenvolvido na plataforma LabView 8.6, da National Instruments, a finalidade deste programa é a geração da seqüência temporal correta dos canais aplicados no paciente. Com o simples manuseio do mouse, o usuário poderá modelar a amplitude do estímulo, em cada canal, em relação ao tempo de execução, como apresentado na Figura 2. Além disto, o programa permite a simulação do programa de estímulos em um boneco virtual, possibilitando o ajuste de ativação de um determinado canal no momento correto, executando um movimento mais harmônico.

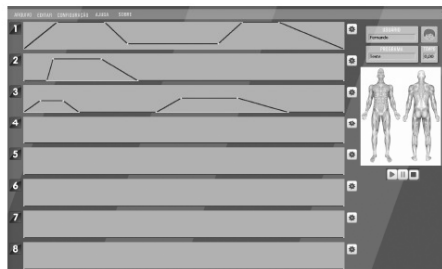


Figura 2: Modelagem do programa estimulatório.

**Software Embarcado** – Este sistema, feito em linguagem C#.NET com *CompactFramework 2.0* para Windows CE 5.0, permite a seleção do usuário e do programa estimulatório desejado através de ícones interativos de fácil compreensão, como visto na Figura 3.



Figura 3: Seleção de Usuário-Software Embarcado.

Uma vez selecionado o programa, o sistema fará o controle do hardware, em tempo real, de ativação dos canais e exibirá uma tela de execução, possibilitando ao usuário o ajuste de amplitude do estímulo e a interrupção do sistema a qualquer momento, como exibido na Figura 4.

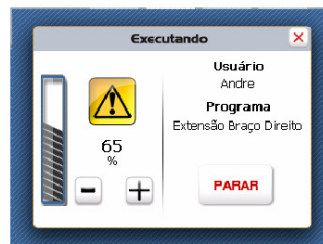


Figura 4: Sistema executando o programa selecionado.

Este controle é feito com o acesso direto ao processador, por meio de bibliotecas dinâmicas DLL (*Dynamic Link Library*), tendo em vista que o *CompactFramework* não é capaz de acessar o baixo nível de desenvolvimento.

**Hardware** – Este é o módulo responsável por todo o suporte de processamento e a geração de pulsos. Embora todos os componentes estejam presentes na mesma placa, este módulo foi subdividido em 3 submódulos para uma melhor compreensão:

**I - Circuito do Sistema Embarcado:** É composto por um processador ARM9 da Samsung, com uma frequência de processamento de 400MHz, que interage com o usuário através de um LCD *Touch-screen*. Ademais, ele gerencia toda a memória ROM de 128MB do sistema, armazenando os programas estimulatórios gerados previamente. Possui 2 portas de comunicação digital SPI (*Serial Peripheral Interface*), ambas para a transmissão de dados e informações entre este e o Circuito do Gerador de Estímulos, 1 porta USB (*Universal Serial Bus*) 2.0, para transmissão de arquivos entre o Software do PC e o sistema embarcado, e 20 portas GPIO (*General Purpose I/O*), necessárias para o controle do sistema.

**II - Circuito do Gerador de Estímulos:** Tem a função de receber a lógica do programa estimulatório, proveniente do circuito anterior via SPIs, e gerar os pulsos estimulatórios tanto em amplitude quanto em frequência. Para isto, utiliza um conversor digital/analogico de 8 bits de resolução – AD8801, responsável por receber os dados vindos de uma das SPI e controlar a amplitude (*burst*) dos 8 canais simultaneamente. Por trabalhar em baixa potência, este controle é feito de 0~5 volts, sendo passado para o circuito de potência. A outra SPI, vinda do primeiro circuito, é utilizada para o envio dos parâmetros dos pulsos dos 8 canais para um micro processador da MicroChip, modelo dsPIC30F3011, possibilitando a geração de pulsos de curta duração (100~400µs), com resolução de 5µs, para todos os canais. Estes parâmetros consistem em informações de tempo de pulso ativo (amplitude positiva e negativa) e o tempo entre pulsos.

**III - Circuito de Potência:** É responsável por receber os sinais das amplitudes dos canais, em baixa potência (0~5V), e transformá-los em sinais bifásicos de até ±100mA. A escolha de controlar a corrente, ao invés da tensão aplicada ao usuário, foi feita devido ao

possível deslocamento e/ou desacoplamento do eletrodo, podendo lesar o tecido do usuário.

Para cada canal estimulatório, este circuito recebe 3 sinais de dados: 2 para o controle dos pulsos positivo e negativo e 1 para a amplitude, como visto na Figura 5.

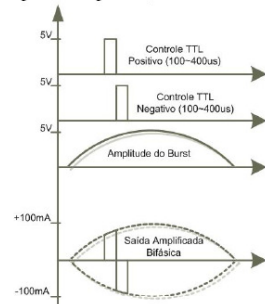


Figura 5: Sinais de entrada/saída Circuito de Potência.

Seu funcionamento, mostrado na Figura 6, consiste basicamente em um transformador, chaveado a 90kHz, que gera as tensões +100V e -100V a partir da tensão de 12V, fornecida pela bateria de lítio polímero (LiPoly). Então, a partir do controle lógico dos sinais de pulsos e amplitude, um amplificador converte sua amplitude de entrada em corrente de saída, limitando-a em  $\pm 100\text{mA}$ . Todo o circuito possui *buffers* optoacopladores, evitando que correntes parasitas possam danificar o circuito.

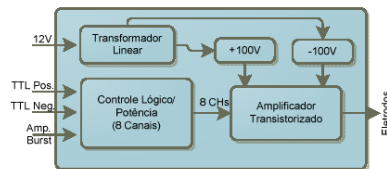


Figura 6: Diagrama do Circuito de Potência.

Após este último estágio, os estímulos são aplicados ao usuário através de cabos conectados a eletrodos da marca Compex, próprios para eletroestimulação funcional, com uma área de contato de  $25\text{cm}^2$ . Esta área evita a ocorrência de uma alta densidade de corrente no tecido, reduzindo o risco de queimaduras e danos fisiológicos. Além disto, estes eletrodos possuem um gel que melhora sua aderência e o acoplamento elétrico/iônico.

## Resultados

Com a finalidade de validar o hardware e verificar sua segurança, foram realizados diversos testes *in vitro*, variando a carga equivalente ao tecido muscular entre  $400\Omega$  e  $1\text{k}\Omega$ , conforme relatado em [5]. Pode-se notar a linearidade de sua saída, independente da carga associada, representada pela Figura 6.

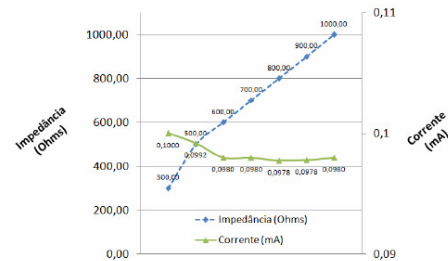


Figura 6: Gráfico exibindo linearidade obtida.

Além disso, foram executadas em laboratório as experiências contra erros humanos, de exatidão de dados e de saída perigosa de corrente, descritas em [6] pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), para a verificação de conformidade no sistema. As realizações destas seguiram os protocolos da própria ABNT e, em todas, o sistema se comportou dentro do previsto.

Outro ponto verificado foi o funcionamento do Software Embarcado, que controla a geração dos pulsos e amplitudes. Através de testes de *stress*, o programa demonstrou ser íntegro e com sua performance constante, ponto fundamental para funções de cancelamento da execução dos programas estimulatórios.

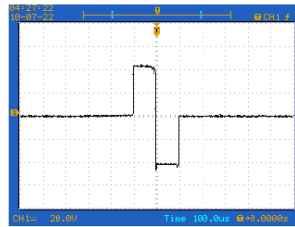
Após os testes em laboratório, experimentos *in vivo* foram realizados com cinco indivíduos voluntários de faixa etária entre 23 e 35 anos. O desempenho foi comparado com eletroestimuladores comerciais de renome internacional, mesmo estes não possuindo sincronia temporal entre seus canais. Através da análise das amplitudes dos movimentos obtidos, utilizando um inclinômetro eletrônico, o dispositivo demonstrou ser extremamente eficiente, com diferenças de no máximo  $3^\circ$  ( $\pm 1^\circ$ ) entre as medidas realizadas com os diferentes equipamentos.

Com alguns ajustes na formatação do programa estimulatório, diversos movimentos puderam ser realizados com o sistema, como a extensão e flexão de membros superiores e inferiores. Seguindo a Classificação Internacional de Funcionalidades [7], alguns movimentos funcionais foram obtidos com sucesso. Dentre eles, pode-se destacar a Função de Força Muscular (b730), a Função de Tônus Muscular (b735) e a Função de Controle do Movimento Voluntário (b760), que abrange tanto movimentos simples quanto complexos.

Em relação ao sinal elétrico gerado para a estimulação, seu comportamento permaneceu dentro dos padrões estimulatórios definidos, conforme a Tabela 1 e a Figura 7:

Tabela 1: Parâmetros máximos e mínimos do sistema.

Parâmetro	Mínimo	Máximo	Unidade
Nº Canais	1	8	-
Consumo Elétrico	550	2500	mA
Carga Necessária por Canal	400	1000	$\Omega$
Corrente Aplicada	0	100	mA
Período do Pulso	100	400	$\mu$ s
Frequência dos Pulsos	50	1000	Hz

Figura 7: Pulso bifásico com período de 200 $\mu$ s.

### Discussão

Em virtude de um maior conforto sensitivo e de provocar menos lesões ao tecido muscular, o formato da onda estimulatória é bifásica [8] com controle de corrente, limitando o sistema a fornecer no máximo  $\pm 100$ mA, suficiente para uma contração efetiva da musculatura do paciente. Este é um grande diferencial em relação à maioria dos eletroestimuladores portáteis, pois a geração exclusiva de sinais positivos é mais fácil de implementar em sistemas com dimensões reduzidas.

Outro ponto de igual destaque é a geração dos sinais síncronos entre si, possibilitando a contração de determinados grupos musculares em tempos diferentes de outros, resultando em um movimento artificial mais próximo a um movimento real.

### Conclusão

Movimentos funcionais artificiais foram obtidos, utilizando todos os canais do sistema, de forma prática e simples, validando a confiabilidade e portabilidade do equipamento. A forma de fixação, mostrada na Figura 8, demonstrou ser rápida e foi aceita por todos os voluntários durante o uso.



Figura 8: Voluntário com o sistema fixado na cintura.

Um dos problemas que interferem em sua praticidade é o tempo total de uso consecutivo. Mesmo utilizando baterias de 12V/3Ah, devido ao uso da tela LCD e programas estimulatórios que exigem uma alta energia constante, o dispositivo não tem uma autonomia maior que 45 minutos. A alternativa mais simples seria o uso de mais baterias, porém, seu peso comprometeria sua portabilidade.

Este projeto mostrou-se capaz de auxiliar o processo de reabilitação de indivíduos com alguma deficiência motora, tanto em residências quanto em clínicas médicas, pois seu funcionamento correto, sua facilidade de uso e suas dimensões reduzidas permitem diversas aplicações através da eletroestimulação.

### Agradecimentos

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná, aos professores, funcionários e colegas do CPGEI e à CAPES, pela possibilidade de desenvolvimento deste projeto científico e pela bolsa concedida. Além destes, à toda equipe da BioSmart, pelo suporte técnico durante toda a fase de implementação e de testes.

### Referências

- [1] Weber, R.J. (1993), "Functional Neuromuscular Stimulation", In *Rehabilitation Medicine: Principles and Practice*, Philadelphia, PA: Lippincott.
- [2] Peckham, P.H., Knutson, J.S. (2005) "Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications", *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, v.7, p. 327-360.
- [3] Lynch, C.L., Popovic, M.R. (2008), "Functional Electrical Stimulation - Closed-Loop Control of Induced Muscle Contractions", *IEEE Control Systems Magazine*, Abr, p. 40-50.
- [4] Meadows, P. (1991) "Portable electrical stimulation systems" *IEEE AES Systems Magazine*, Out, p. 6-10.
- [5] Rosell, J., Colominas, J., Riu, P., Pallas-Areny, R., Webster, J.G. (1988) "Skin impedance from 1Hz to 1MHz" *IEEE Transaction Biomedical Engineering*, v. 35, Ago, p. 649-651.
- [6] ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas (1997), "Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular" *NBR IEC 601-2-10*, Out, p. 8-10.
- [7] WHO – World Health Organization (2001), "CIF – Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde", p. 87-91.
- [8] Lianza, S. (1993), "Estimulação elétrica – FES e Reabilitação". São Paulo, SP: Ed. Atheneu.

## ANEXO C – CARTA DO CIBID - CARTAGENA/ESPAÑA.



CENTRO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA PARA  
LA INTEGRACIÓN DEL DISCAPACITADO



Por la presente hago constar que:

D. ANDRÉ LUIZ GONÇALVEZ PEPINO, de nacionalidad Brasileña, con n° de pasaporte: CZ975118, Ingeniero Biomédico e Investigador de la Universidade Tecnológica Federal de Paraná (UTFPR), nos visitó durante los días 13 al 22 de junio del presente año.

Esta visita, programada dentro de nuestras actividades de investigación e intercambio de información técnica tuvo como objetivo de trabajo el definir analizar y evaluar en condiciones de trabajo el muy eficaz Estimulador Eléctrico Portátil desarrollado por el Sr. Gonçálvez.

El equipo fue probado con una amplia población muestral de personas discapacitadas y /o afectadas de severa espaticidad. Tras estas sesiones, en colaboración con nuestro equipo investigador bajo mi dirección personal, se pudieron definir propuestas de ajustes para su adaptación a otros tipos de aplicaciones.

En nuestra opinión el equipo puede llegar a ser una herramienta de referencia en el campo de la EE, presentando muy buenas Características para su uso el Campo de la Estimulación Eléctrica Funcional.

Cartagena a 12 de junio de 2010



El Director



Fdo: Dr. Joaquín Roca González

FUNDACIÓN PARA LOS ESTUDIOS DE INGENIERÍA APLICADA A LA INTEGRACIÓN DEL DISCAPACITADO (FEID)  
INSCRITA EN EL REGISTRO DE FUNDACIONES DE LA REGIÓN DE MURCIA (MUR. 1-31). CIF: G-30761811

C/. Navarra, s/n. - Parcela del Santo y Real Hospital de Caridad de Cartagena - LOS BARREROS  
Teléf. / Fax +34 - 968 539 721 - Móvil 600 332 700  
e-mail: joaquin.roca@upct.es  
30310 CARTAGENA (Murcia) - España