

GUSTAVO PRADO BRAZ

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO
INFORMATIZADO PARA O TRATAMENTO DA
DOR E PARA A REABILITAÇÃO
NEUROMUSCULAR**

**FLORIANÓPOLIS
2003**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA

SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO
INFORMATIZADO PARA O
TRATAMENTO DA DOR E PARA A
REABILITAÇÃO NEUROMUSCULAR

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
COMO PARTE DOS REQUISITOS PARA A
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

GUSTAVO PRADO BRAZ

FLORIANÓPOLIS, SETEMBRO DE 2003

DEDICATÓRIA

Aos alunos do Curso de Graduação em Fisioterapia da
Universidade do Estado de Santa Catarina.

Ao Criador, pela sua Divina e Magnífica Obra, a Vida.

Aos meus pais Gilberto Santana Braz e Ana Luiza Prado Braz,
pelo Amor e Dedicção.

AGRADECIMENTOS

Ao meu irmão Rodrigo, avó Otacília, entes queridos (em memória), tios, tias, primos e primas pela amizade, pelo apoio.

Aos amigos da Escolinha de Esportes Radicais de Santos, em especial, ao Prof. Cisco Araña, cujos ensinamentos para a vida tornaram possíveis muitas realizações.

Ao Programa Especial de Treinamento da Engenharia Elétrica (PET-EEL/UFSC) e seus integrantes, pelo ambiente de desenvolvimento profissional e pessoal propiciado ao longo do Curso de Graduação em Engenharia Elétrica/UFSC.

Ao Professor Jefferson Luiz Brum Marques, pela amizade e incentivo na orientação deste trabalho.

Ao Professor Noé Gomes Borges Júnior pelo entusiasmo na co-orientação deste trabalho e empréstimo de importantes referências bibliográficas.

Aos professores Renato Garcia Ojeda e Roberto Daniel Fernández Amestoy pelas importantes sugestões que em muito contribuíram para a melhoria deste trabalho.

Ao Instituto de Engenharia Biomédica (IEB/UFSC) e CNPq cujos recursos fornecidos tornaram possíveis a realização deste trabalho e sua publicação nos meios científicos.

À todos os professores, funcionários e alunos do IEB/UFSC pelo carinho e pelo apoio nas atividades desenvolvidas, em especial, ao aluno de mestrado Eng. Álvaro Martins da Silva Júnior pela amizade e pelas importantes sugestões, principalmente nos momentos de dificuldades.

Ao aluno de mestrado do IEB/UFSC Eng. Francisco Carlos Antonelo Paim, pelas sugestões ao trabalho e empréstimo do dispositivo para avaliação do funcionamento do microcontrolador empregado.

Aos membros do Laboratório de Avaliação Técnica (LAT/IEB/UFSC) pelo fornecimento de parte das normas necessárias e avaliação da segurança e funcionalidade do equipamento proposto neste trabalho, em especial a Eng. Marisete Maria Bassanesi Batista, MSc. pela atenção e colaboração.

Ao amigo e colega de graduação Eng. Carlos Henrique Illa Font pelas sugestões para o projeto dos transformadores utilizados.

Ao amigo e colega de graduação Eng. Eduardo Takamori Guiyotoku, pelo empréstimo da câmera digital para aquisição das imagens do protótipo desenvolvido.

À Texas Instruments, pelo fornecimento gratuito de muitos dos componentes eletrônicos utilizados.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO INFORMATIZADO PARA O TRATAMENTO DA DOR E PARA A REABILITAÇÃO NEUROMUSCULAR

Gustavo Prado Braz

Setembro/2003

Orientador: Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: Eletrofisiologia, Eletroterapia, Sistemas Eletromédicos Informatizados.

Número de Páginas: 117

A aplicação de pulsos elétricos com fins terapêuticos, ou Eletroterapia, é uma técnica consolidada no tratamento de pacientes em reabilitação. Questões relacionadas à falta de critérios no ajuste dos parâmetros de estimulação interferem na qualidade da terapia, que na prática clínica fica a cargo da experiência do fisioterapeuta. O presente trabalho descreve o desenvolvimento de um Sistema de Eletroestimulação Informatizado (SEIN), para o tratamento de quadros patológicos associados à dor e à reabilitação neuromuscular, capaz de realizar a terapia e armazenar informações relacionadas ao tratamento de cada paciente em formulários eletrônicos personalizados, possibilitando ao profissional da saúde, um controle consciente quanto à metodologia de tratamento empregada. O SEIN, utiliza um software, chamado Sistema Gerenciador do Tratamento (SGT), que possui um banco de dados e uma interface para a realização efetiva da terapia, através do ajuste dos parâmetros de estimulação. Circuitos eletrônicos recebem os dados relacionados a estes parâmetros, e geram os sinais na forma de corrente elétrica, através de um microcontrolador PIC e um amplificador de potência. O SEIN, desenvolvido sob as normas IEC vigentes, gera nove tipos de correntes elétricas, com a amplitude máxima de 45 mA (em único canal). Dentro dos padrões normativos, os testes e ensaios realizados indicam que o SEIN possui segurança e funcionalidade para o uso clínico, sendo muitas de suas características técnicas significativamente vantajosas, frente aos eletroestimuladores existentes nos mercados nacional e internacional.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

A COMPUTER-BASED ELECTRICAL STIMULATOR SYSTEM FOR THE TREATMENT OF PAIN AND NEUROMUSCULAR REHABILITATION

Gustavo Prado Braz

September/2003

Advisor: Jefferson Luiz Bruim Marques, Ph.D.

Area of Concentration: Biomedical Engineering.

Keywords: Electrophysiology, Electrotherapy, Computer-Based Electromedical Systems.

Number of Pages: 117

The use of electrical pulses in therapeutic applications, or Electrotherapy, is a consolidated technique in the treatment of patients in rehabilitation. Aspects related to the adjustments of the stimulatory parameters interfere in the quality of the therapy, that in the clinical practice, stands by the experience of the physical therapist. The present work describes the development of a computed-based electrical stimulator (SEIN) for the treatment of pain and neuromuscular rehabilitation, able to perform the therapy and also store information related to each patient treatment, in personalized frame forms. The SEIN uses a software, called Treatment Management System (SGT), that contains a database and an interface where the stimulatory parameters are set. Electronical circuits receive data related to these parameters and generate the current signal through a PIC microcontroller and a power amplifier. The SEIN, developed under the IEC standards, generate nine electrical currents with a maximum amplitude of 45 mA (in a single channel). In these standards, tests indicate that the proposed equipment has security and functionality for the clinical use, being many of its technical characteristics advantageous, compared to the similar devices in the national and international markets.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	IV
LISTA DE FIGURAS.....	V
LISTA DE TABELAS.....	IX
LISTA DE QUADROS.....	IX
INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO 1	5
1 ELETROFISIOLOGIA: CONCEITOS IMPORTANTES.....	5
1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	5
1.1.1 <i>Conhecendo o sistema nervoso</i>	5
1.1.2 <i>condução do potencial de ação: equivalente elétrico celular</i>	8
1.2 PRINCÍPIOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NOS NERVOS E MÚSCULOS	11
1.2.1 <i>Efeitos dos pulsos elétricos de baixa frequência nos tecidos</i>	13
1.2.2 <i>Estimulação nervosa por pulsos elétricos</i>	15
1.2.3 <i>Taxa de subida do pulso</i>	16
1.2.4 <i>Estimulando diferentes nervos</i>	17
1.2.5 <i>Período refratário</i>	17
1.2.6 <i>Penetração dos pulsos elétricos nos tecidos</i>	19
1.2.7 <i>Pulsos elétricos para estimulação nervosa</i>	20
1.3 EFEITOS NEUROFISIOLÓGICOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NO CORPO HUMANO	21
1.3.1 <i>Mecanismos da dor</i>	21
1.3.2 <i>Os receptores da dor</i>	22
1.3.3 <i>O caminho da dor</i>	22
1.3.4 <i>Controlando a dor</i>	22
1.3.5 <i>Estimulação elétrica dos músculos</i>	23
1.3.6 <i>Efeitos no fluxo sanguíneo</i>	25
1.3.7 <i>Recomendações gerais para a estimulação da Musculatura desnervada</i>	26
1.4 FONTE DE CORRENTE VERSUS FONTE DE TENSÃO	27
CAPÍTULO 2	29
2 ELETROTERRAPIA: MODALIDADES TERAPÊUTICAS EMPREGADAS	29
2.1 LINGUAGEM DAS CORRENTES ELETROTERRÁPICAS	29
2.2 TÉCNICAS TERAPÊUTICAS EMPREGADAS.....	33
2.2.1 <i>Correntes farádicas</i>	33
2.2.2 <i>TENS</i>	34
2.2.3 <i>NMES</i>	35
2.2.4 <i>Correntes diadinâmicas</i>	37
2.2.5 <i>Corrente russa</i>	38
2.3 PARÂMETROS UTILIZADOS	40
CAPÍTULO 3	41
3 CONCEPÇÃO DO SISTEMA.....	41
3.1 ESTRUTURA DO SISTEMA	41
3.2 ASPECTOS NORMATIVOS.....	43
3.2.1 <i>Considerações importantes</i>	44
CAPÍTULO 4	47

4	SISTEMA GERENCIADOR DO TRATAMENTO (SGT)	47
4.1	ESTRUTURA DO SGT	47
4.2	SISTEMA DE AVALIAÇÃO DO TRATAMENTO (SAT)	52
4.2.1	<i>Sistemas Especialistas</i>	52
4.2.2	<i>Estrutura de um Sistema Especialista</i>	53
4.3	BANCO DE DADOS.....	57
4.4	AJUSTE DOS PARÂMETROS DE ESTÍMULO	57
	CAPÍTULO 5	58
5	PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR PIC	58
5.1	OS MICROCONTROLADORES PIC	58
5.2	O PIC16F877.....	60
5.3	O PROGRAMA DESENVOLVIDO	60
5.4	COMO OS SINAIS DIGITAIS SÃO GERADOS	61
	CAPÍTULO 6	63
6	IMPLEMENTAÇÃO DOS CIRCUITOS ELETRÔNICOS	63
6.1	CONVERSOR D/A.....	63
6.2	AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA.....	64
6.3	CONVERSÃO A/D	66
6.4	FONTE DE ALIMENTAÇÃO E SISTEMA DE PROTEÇÃO E ISOLAMENTO.....	66
	CAPÍTULO 7	68
7	RESULTADOS OBTIDOS	68
7.1	IMAGENS DO PROTÓTIPO	68
7.2	IMAGENS DAS FORMAS DE ONDA GERADAS	69
7.3	ESPECIFICAÇÕES DE DESEMPENHO ELÉTRICO	77
7.3.1	<i>Desvio entre o valor de corrente no potenciômetro e entre os eletrodos</i>	78
7.3.2	<i>Limites máximos de carga elétrica e corrente produzida</i>	78
7.3.3	<i>Proteção dos controles funcionais contra característica de saída incorreta</i>	79
7.3.4	<i>Desempenho após operação em circuito aberto</i>	79
7.4	TESTES REALIZADOS JUNTO AO LABORATÓRIO DE AVALIAÇÃO TÉCNICA (LAT/IEB/UFSC).....	80
7.5	COMPARAÇÃO TÉCNICA ENTRE O DISPOSITIVO PROPOSTO E OUTROS DISPOSITIVOS.....	81
	CAPÍTULO 8	85
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	85
8.1	DISCUSSÕES	85
8.2	CONCLUSÕES	86
8.3	TRABALHOS FUTUROS	87
	ANEXO 1	88
	TRABALHOS COMPLETOS PUBLICADOS DURANTE O CURSO DE MESTRADO	88
	ANEXO 2	89
	PRINCÍPIOS PRÁTICOS DE TRATAMENTO.....	89
	ANEXO 3	96
	PRINCIPAIS RISCOS DAS CORRENTES ELÉTRICAS	96
	ANEXO 4	104
	APARELHOS PARA ELETROTHERAPIA.....	104
	ANEXO 5	108

FORMULÁRIOS COMPLETOS DO “ <i>OSWESTRY LOW BACK PAIN QUESTIONNAIRE</i> ” (ADAPTAÇÃO DE ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).....	108
ANEXO 6.....	111
ELETRÓLISE	111
ANEXO 7.....	113
FICHA TÉCNICA DO EQUIPAMENTO PROPOSTO.....	113
ANEXO 8.....	114
FICHA TÉCNICA COM UMA SÍNTESE DAS CARACTERÍSTICAS DOS EQUIPAMENTOS ENCONTRADOS NOS MERCADOS NACIONAL E INTERNACIONAL	114
REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA	115

Lista de Abreviaturas

AAMI – *Association for the Advancement of Medical Instrumentation*

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ANSI – *American National Standards Institute*

CP – Curto Período

DF – Difásica Fixa

DSP – *Digital Signal Processor*

FES – *Functional Electrical Stimulation*

IEC – *International Electrotechnical Commission*

LCR - Líquido Cefalorraquidiano

MF – Monofásica Fixa

NMES – *Neuromuscular Electrical Stimulation*

RS – Ritmo Sincopado

SAT – Sistema de Avaliação do Tratamento

SEIN – Sistema de Eletroestimulação Informatizado

SGT – Sistema Gerenciador do Tratamento

SNC – Sistema Nervoso Central

SNP – Sistema Nervoso Periférico

TENS – *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*

TENS-B – TENS *Burst*

TENS-C – TENS Convencional

Lista de Figuras

FIGURA 1. 1 - DESENHO ESQUEMÁTICO DE UM NEURÔNIO IDEALIZADO E DE SEUS PRINCIPAIS COMPONENTES (BERNE, 1993).	6
FIGURA 1. 2 - MECANISMO DE PROPAGAÇÃO ELETROTÔNICA NA DESPOLARIZAÇÃO (BERNE, 1993).	7
FIGURA 1. 3 - CIRCUITO ELÉTRICO EQUIVALENTE PARA CONDUÇÃO ELETROTÔNICA (BERNE, 1993).	9
FIGURA 1. 4 - BAINHA DE MIELINA: DESENHO ESQUEMÁTICO DO ENROSCAMENTO DAS CÉLULAS DE SCHWANN EM TORNO DO AXÔNIO PARA FORMAR A BAINHA DE MIELINA.	11
FIGURA 1. 5 - RELAÇÃO ENTRE TEMPO E AMPLITUDE (LOW & REED, 1995).	12
FIGURA 1. 6 - DENSIDADE DA CORRENTE EM RELAÇÃO À PROFUNDIDADE NOS TECIDOS (LOW & REED, 1995).	14
FIGURA 1. 7 - O PONTO MOTOR (LOW & REED, 1995).	14
FIGURA 1. 8 - RESPOSTA TUDO OU NADA DO POTENCIAL DE AÇÃO (LOW & REED, 1995).	16
FIGURA 1. 9 - CURVAS DE AMPLITUDE X DURAÇÃO DA LARGURA DE PULSO (LOW & REED, 1995).	16
FIGURA 1. 10 - ACOMODAÇÃO NERVOSA PARA TRÊS PULSOS ELÉTRICOS APLICADOS COM DIFERENTES TEMPOS DE SUBIDA (LOW & REED, 1995).	17
FIGURA 1. 11 - FORÇA DAS CONTRAÇÕES TETÂNICAS AUMENTANDO COM O AUMENTO DA FREQUÊNCIA ATÉ 100 HZ (LOW & REED, 1995).	19
FIGURA 1. 12 - CURVA INTENSIDADE-TEMPO COMPARANDO, DE MANEIRA GENÉRICA, UM NEURÔNIO NORMAL E OUTRO LESIONADO (AMESTOY, 1998).	25
FIGURA 1. 13 – MUSCULATURA NORMAL, COM ACOMODAÇÃO NORMAL. PARA INTENSIDADES IGUAIS, SE OBTÉM A CONTRAÇÃO MUSCULAR ANTES COM CORRENTE RETANGULAR DO QUE COM EXPONENCIAL (AMESTOY, 1988).	26
FIGURA 1. 14 – MUSCULATURA LESIONADA, COM PERDA DE ACOMODAÇÃO. COM A MESMA INTENSIDADE, A CONTRAÇÃO MUSCULAR SERÁ OBTIDA PRIMEIRO COM CORRENTE EXPONENCIAL (AMESTOY, 1988).	27
FIGURA 2. 1 - CARACTERÍSTICAS QUALITATIVAS DOS SINAIS ELÉTRICOS APLICADOS EM ELETROTERRAPIA(AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER MACKLER, 1995).	30
FIGURA 2. 2 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE DIFERENTES FORMAS DE ONDA COM SUAS CORRETAS DESIGNAÇÕES (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).	31
FIGURA 2. 3 - FORMAS DE ONDA SENOIDAIS E SUAS CARACTERÍSTICAS DEPENDENTES DA AMPLITUDE (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).	32

FIGURA 2. 4 - CARACTERÍSTICAS DOS SINAIS ELÉTRICOS DEPENDENTES DO TEMPO (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).	32
FIGURA 2. 5 – PULSOS CONSIDERADOS FARÁDICOS (LOW & REED, 1995).	33
FIGURA 2. 6 – FORMA DE ONDA FARÁDICA ADOTADA.	33
FIGURA 2. 7 – FORMA DE ONDA TENS-C.	34
FIGURA 2. 8 – FORMA DE ONDA TENS-B.	35
FIGURA 2. 9 - FORMA DE ONDA NMES ADOTADA.	37
FIGURA 2. 10 – FORMA DE ONDA DIADINÂMICA: EM (c), OS PERÍODOS DF E MF SÃO IGUAIS A 1 SEGUNDO, EM (d), OS PERÍODOS MF E DE REPOUSO TAMBÉM.	38
FIGURA 2. 11 – FORMA DE ONDA DA CORRENTE RUSSA.	39
FIGURA 3. 1 - REPRESENTAÇÃO GERAL DO SISTEMA.	41
FIGURA 3. 2 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO SISTEMA EM BLOCOS.	42
FIGURA 4. 1 - TELA DE ABERTURA DO SGT.	47
FIGURA 4. 2 - TELA INICIAL DO PROGRAMA.	48
FIGURA 4. 3 - NOVO CADASTRO.	48
FIGURA 4. 4 - ESCOLHA DA MODALIDADE TERAPÊUTICA.	49
FIGURA 4. 5 - AJUSTE DOS PARÂMETROS DE ESTÍMULO PARA NMES.	49
FIGURA 4. 6 - INFORMAÇÕES NMES.	50
FIGURA 4. 7 - PACIENTE EM TRATAMENTO.	50
FIGURA 4. 8 - ABERTURA DO MENU TUTORIAL.	51
FIGURA 4. 9 - RECOMENDAÇÕES PARA UMA PRÁTICA CLÍNICA SEGURA.	51
FIGURA 4. 10 - PRIMEIRO QUADRO, DOS 6 QUE COMPÕEM O SAT.	52
FIGURA 4. 11 – A ESTRUTURA DE UM SE (WATERMAN, 1986).	53
FIGURA 4. 12 - ARQUITETURA DO SAT.	55
FIGURA 4. 13 - RESULTADOS DO SAT.	56
FIGURA 4. 14 – RESULTADO DO EXPERT SINTA PARA O MESMO CONJUNTO DE RESPOSTAS DA FIGURA 4.13.	57
FIGURA 5. 1 - ARQUITETURA DE HARVARD.	58
FIGURA 5. 2 - ARQUITETURA DE VON NEUMANN.	59
FIGURA 5. 3 - FLUXOGRAMA DO ALGORITMO DESENVOLVIDO EM LINGUAGEM ASSEMBLER.	61

FIGURA 5. 4 - SINAL DIGITAL SENOIDAL COM 16 PONTOS.	62
FIGURA 6. 1 - OPERAÇÃO BIPOLAR DO CONVERSOR D/A TLC7524.	63
FIGURA 6. 2 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA.	64
FIGURA 6. 3 - ESTRUTURA DO RETIFICADOR DE ONDA COMPLETA.	66
FIGURA 6. 4 - FONTE DE ALIMENTAÇÃO DO AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA.	67
FIGURA 7. 1 - IMAGEM DO PROTÓTIPO EM PERSPECTIVA.	68
FIGURA 7. 2 - IMAGEM DA PLACA DE CIRCUITO LÓGICO.	69
FIGURA 7. 3 - IMAGEM DA PLACA COM O AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA.	69
FIGURA 7. 4 - FORMA DE ONDA TENS-C COM LARGURA DE PULSO DE 15 μ s.	70
FIGURA 7. 5 - FORMA DE ONDA TENS-C COM LARGURA DE PULSO DE 65 μ s.	70
FIGURA 7. 6 - FORMA DE ONDA TENS-C COM FREQUÊNCIA DE 50 Hz.	71
FIGURA 7. 7 - FORMA DE ONDA TENS-C COM FREQUÊNCIA DE 100 Hz.	71
FIGURA 7. 8 - FORMA DE ONDA TENS-B COM FREQUÊNCIA DE 50 HZ.	71
FIGURA 7. 9 - FORMA DE ONDA TENS-B A UMA FREQUÊNCIA DE 100 Hz.	72
FIGURA 7. 10 - FORMA DE ONDA TENS-B COM FREQUÊNCIA PORTADORA DE 1 Hz.	72
FIGURA 7. 11 - FORMA DE ONDA TENS-B COM FREQUÊNCIA PORTADORA DE 5 Hz.	72
FIGURA 7. 12 - FORMA DE ONDA RUSSA A UMA FREQUÊNCIA DE 50 Hz.	73
FIGURA 7. 13 - FORMA DE ONDA RUSSA A UMA FREQUÊNCIA DE 150 Hz.	73
FIGURA 7. 14 - FORMA DE ONDA RUSSA COM A FREQUÊNCIA “BURST” CARACTERÍSTICA EM 2500 Hz.	73
FIGURA 7. 15 - FORMA DE ONDA DIADINÂMICA DO TIPO DF A UMA FREQUÊNCIA DE 100 Hz.	74
FIGURA 7. 16 - FORMA DE ONDA DIADINÂMICA DO TIPO MF A UMA FREQUÊNCIA DE 50 Hz.	74
FIGURA 7. 17 - FORMA DE ONDA NMES A UMA FREQUÊNCIA DE 7 Hz.	74
FIGURA 7. 18 - FORMA DE ONDA NMES A UMA FREQUÊNCIA DE 50 Hz.	75
FIGURA 7. 19 - FORMA DE ONDA NMES COM UMA LARGURA DE PULSO DE 100 μ s.	75
FIGURA 7. 20 - FORMA DE ONDA NMES COM UMA LARGURA DE PULSO DE 500 μ s.	75
FIGURA 7. 21 - FORMA DE ONDA NMES COM UMA LARGURA DE PULSO DE SUBIDA/DESCIDA DE 100 μ s.	76
FIGURA 7. 22 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA LARGURA DE PULSO DE 150 μ s. ...	76

FIGURA 7. 23 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA LARGURA DE PULSO DE 1000 μs. .	76
FIGURA 7. 24 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA FREQUÊNCIA DE 30 Hz.....	77
FIGURA 7. 25 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA FREQUÊNCIA DE 100 Hz.....	77
FIGURA 7. 26 - ESQUEMA DE MONTAGEM PARA OS ENSAIOS (VIEIRA, 2002)......	78
FIGURA A. 1 - CAMINHOS DA ELETRICIDADE NOS TECIDOS (LOW & REED, 1995).	90
FIGURA A. 2 - CAMINHO PARA O TERRA DE UMA CORRENTE DE FUGA EM UM DISPOSITIVO COM CABO ATERRADO (A), E SEM ATERRAMENTO (B).....	101
FIGURA A. 3 - O FENÔMENO DA ELETRÓLISE.....	111

Lista de Tabelas

TABELA 2. 1 - PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO FORNECIDOS PELO SISTEMA.....	40
TABELA 3. 1 – LIMITES NORMATIVOS DA CORRENTE EFICAZ X FREQUÊNCIA PARA O SINAL ELÉTRICO DE SAÍDA DOS ESTIMULADORES.....	46
TABELA 5. 1 - RELAÇÃO ENTRE PONTO E VALOR HEXADECIMAL PARA UM PERÍODO DE SINAL SENOIDAL DIGITAL DE 16 PONTOS.	62
TABELA 6. 1 - TABELA DE OPERAÇÃO DO TLC7524.	63
TABELA 6. 2 - RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE TENSÃO DE ENTRADA, POTENCIÔMETRO DE AJUSTE E CORRENTE DE SAÍDA.	65
TABELA 6. 3 - CONVERSÃO A/D. O VALOR DE TENSÃO EM $R_{220\Omega}$ REFLETE O VALOR DE CORRENTE QUE PASSA ATRAVÉS DO PACIENTE.	66
TABELA 7. 1 - AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO ESPELHO DE CORRENTE DO CIRCUITO DE AMPLIFICAÇÃO.	78
TABELA 7. 2 - VALORES DE CORRENTE E ENERGIA MÁXIMOS SOBRE $R_{PACIENTE}$	79
TABELA 7. 3 – ENSAIOS COM VALORES MÉDIOS DE 3 MEDIÇÕES REALIZADAS COM O ANALIZADOR 601-PRO.	81
TABELA 7. 4 – COMPARAÇÃO ENTRE O EQUIPAMENTO PROPOSTO E TRÊS OUTROS EQUIPAMENTOS.	82

Lista de Quadros

QUADRO 1. 1 - ESBOÇO DOS EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA EM CÉLULAS EXCITÁVEIS.....	26
QUADRO 2. 1 - DESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DAS FORMAS DE SINAL ELÉTRICO APLICADOS EM ELETROTÉRAPIA (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).....	30
QUADRO 2. 2 - CARACTERÍSTICAS QUANTITATIVAS DOS PULSOS ELÉTRICOS APLICADOS EM ELETROTÉRAPIA (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER MACKLER, 1995).	31
QUADRO 2. 3 - CARACTERÍSTICAS COMUNS DE ESTIMULAÇÃO PARA ELETROANALGESIA (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).	35
QUADRO 2. 4 - CARACTERÍSTICAS DO PROGRAMA DE FORTALECIMENTO NMES (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).	37
QUADRO 4. 1 - EXEMPLOS DE COMO AS QUESTÕES SÃO ABORDADAS NO SGT.....	54

Introdução

Breve Histórico

Embora desde a Antiguidade Clássica existam relatos sobre a utilização da eletricidade com fins terapêuticos, o interesse da humanidade pelo inter-relacionamento entre fenômenos elétricos e a atividade biológica intensificou-se durante o século XVIII. Graças à criação da máquina eletrostática movida a manivela, pelo cientista prussiano Otto Von Guericke, experimentos com descargas elétricas em tecidos biológicos puderam ser realizadas, iniciando-se assim, através de cientistas como o fisiologista suíço Albrecht Von Haller e os anatomistas bolonheses Marco Antonio Caldani e Tommaso Laghi, a formação da base de conhecimento para a Eletroterapia atual. Desde então, evoluções significativas nos estudos em eletrofisiologia tornaram a Eletroterapia uma das técnicas terapêuticas mais amplamente utilizadas no tratamento de quadros patológicos associados a dor e a reabilitação neuromuscular.

Esta técnica consiste na aplicação de pulsos elétricos sobre a pele (através de eletrodos) que estimulam músculos, nervos periféricos e demais tecidos, realizando uma ampla gama de benefícios terapêuticos, dentre eles:

- Restauração total ou parcial da função motora em pacientes com lesão medular, auxiliando principalmente deficientes físicos (hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos) nas suas atividades básicas diárias (locomoção, apreensão de objetos) (CASELLA, 2002);
- Retardo de processos algícos (de dor) agudas e crônicas, tais como artrite reumatóide, lombalgias, cialgias, cervicalgias, dores articulares e contusões (MELZACK & WALL, 1965);
- Retardo de processos inflamatórios (tendinites, bursites) (RENNIE, 1998);
- Retardo dos quadros de atrofia por desuso (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995);
- Tratamento de incontinência urinária (WADSWORTH & CHANMUGAN, 1980);
- Tratamento da disfunção diafragmática (BIAGGI, 2000);

Panorama Atual e Justificativa

Atualmente, os problemas relacionados a qualidade da terapia, envolvem a utilização de eletroestimuladores que fornecem parâmetros de sinais elétricos (tais como forma de onda, frequência e amplitude) relativamente limitados, e que não possuem memória de hardware suficiente para que os parâmetros aplicados em cada paciente, a cada sessão, sejam armazenados. Além disso, não fornecem informações sobre a prática clínica, ou qualquer indicação de monitorização dos parâmetros utilizados durante a aplicação. Isto acarreta em uma falta de critérios na escolha dos parâmetros de estimulação utilizados, o que faz com que parâmetros pouco eficientes possam ser aplicados.

Assim, a escolha dos parâmetros de estímulo, normalmente ficando a cargo da experiência do profissional fisioterapeuta, quando efetuada sem método ou critério consciente, pode ocasionar efeitos indesejados. Alguns destes que durante a prática clínica podem ser observados são leves queimaduras cutâneas na região sob os eletrodos, e o fenômeno da acomodação, em que os pulsos elétricos passam a não mais estimular os tecidos (LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995, AMESTOY, 1998).

Estado da Arte

Dadas estas dificuldades em virtude da inexistência de equipamentos capazes de suprir as necessidades expostas, existem nos mercados brasileiro e internacional, eletroestimuladores em hardware capazes somente de fornecer no máximo 16 programas de estimulação, com o armazenamento de no máximo 48 nomes de pacientes e parâmetros aplicados em 48 sessões, para apenas uma técnica terapêutica, ou tipo de corrente elétrica.

Quanto aos estimuladores informatizados, capazes de armazenar mais informações, existe no Brasil apenas dois modelos, ambos fornecendo opções somente para um tipo de corrente elétrica: a corrente russa (item 2.2.5). No mercado internacional, existem estimuladores em hardware com memória capaz de fornecer parâmetros pré-programados para diversos tipos de correntes elétricas, contudo, incapazes de armazenar de forma personalizada os parâmetros aplicados em cada paciente ao longo do tratamento.

A grande maioria dos dispositivos desta natureza possuem mais do que um canal de estimulação, porém independentes somente com relação ao ajuste de amplitude, ou seja, todos os canais disponíveis fornecem a mesma forma de onda sob os mesmos parâmetros no domínio do tempo. Para a geração dos sinais elétricos, estes se dão no domínio analógico e digital, sendo esta última tecnologia presente nos dispositivos mais recentes, através de microcontroladores e DSPs.

Quanto a forma na qual os sinais elétricos são amplificados, existem amplificadores baseados em fonte de tensão e fonte de corrente (ver item 1.4), onde a amplificação é feita através de transistores ou de fontes chaveadas. Amplificadores transistorizados possuem limitações quanto aos níveis de potência dos sinais fornecidos. Já a fonte chaveada necessita de proteção especial para que não gere problemas de compatibilidade eletromagnética nos equipamentos localizados nas proximidades e até em si próprio. Para uma comparação das características técnicas entre o sistema proposto neste trabalho e os dispositivos existentes nos mercados brasileiro e internacional, consultar o item 7.4.

Propósito e Objetivos Específicos

De modo a fornecer uma base de soluções potenciais para a melhoria da eficiência do tratamento através da Eletroterapia, o presente trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema eletroestimulador, chamado Sistema de Eletroestimulação Informatizado (SEIN), que possui entre as principais funções:

- Gerar uma ampla variação de parâmetros de pulsos elétricos;
- Armazenar os parâmetros de estímulo aplicados em cada sessão para cada paciente;
- Gerenciar informações do quadro do paciente ao longo do tratamento;

Objetivos Gerais

Dentre os principais objetivos gerais, figuram:

- Contribuir com a difusão de conhecimento quanto aos aspectos relevantes na concepção de dispositivos de eletroestimulação;
- Contribuir para com a melhoria da qualidade de trabalho de médicos, fisioterapeutas e profissionais da área da Saúde;
- Propiciar a reprodução e o controle de esquemas terapêuticos personalizados.

Motivação

O aspecto motivacional mais relevante para a realização deste trabalho está relacionado à aquisição do conhecimento através do aprendizado, e do exercício contínuo da faculdade do pensar voltada à uma necessidade dos profissionais da área da Saúde.

Frente a esta realidade, foi encontrada uma excelente oportunidade de se trabalhar conceitos teóricos e práticos que inter-relacionam:

- Eletrofisiologia e eletroterapia;
- Eletrônica analógica, digital e de potência;
- Programação em alto e baixo nível;
- Estruturação de banco de dados;
- Desenvolvimento de sistemas especialistas.

Dentre as possibilidades e recursos existentes, buscou-se desta forma uma formação compatível com as necessidades atuais na área da Saúde, e voltada à uma intervenção profissional futura mais significativa.

O Conteúdo

A metodologia utilizada inicia com a fundamentação teórica através de importantes conceitos sobre Eletrofisiologia (Capítulo 1). O Capítulo 2 destina-se a explicar a linguagem utilizada em Eletroterapia para designação das correntes elétricas aplicadas pelo dispositivo proposto. O Capítulo 3 apresenta o detalhamento do SEIN sob uma visão global de projeto. O Capítulo 4 enfoca o software desenvolvido (SGT), enquanto que o quinto capítulo descreve aspectos da programação do microcontrolador responsável em gerar os sinais elétricos de estimulação na forma digital. No Capítulo 6, poderão ser encontradas informações relacionadas a implementação dos circuitos eletrônicos com a função de condicionar os sinais elétricos nos níveis adequados ao tratamento. No Capítulo 7 são apresentados os resultados obtidos, ao passo que no Capítulo 8 estão colocadas as discussões e conclusões finais do trabalho. São apresentados ainda 5 anexos contendo informações pertinentes sobre aspectos técnicos e clínicos relacionados ao SEIN e às suas aplicações em um sentido amplo.

Capítulo 1

1 Eletrofisiologia: Conceitos Importantes

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Para o início do estudo dos princípios e efeitos da estimulação elétrica no organismo, é fundamental o conhecimento de determinadas terminologias as quais serão amplamente utilizadas neste trabalho. A princípio, muitos dos conceitos aqui explicados parecerão ser de certa forma simples, porém, com o aprofundamento do tema, estes serão fundamentais para a plena compreensão do presente conteúdo.

Sendo a estimulação elétrica no organismo processada pelo sistema nervoso, é preciso compreender o seu funcionamento. Os benefícios terapêuticos através do uso da eletricidade estão intimamente ligados a este sistema, como será visto seguir.

1.1.1 CONHECENDO O 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). 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).

Os nervos constituem a “fiação” 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 metro 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 célula: neurônios sensoriais e neurônios motores. Os neurônios dividem-se em três partes (BERNE, 1993):

- dendritos: filamentos responsáveis em transmitir ao corpo celular, as mensagens recebidas de outros neurônios;
- corpo celular: estrutura capaz de processar os estímulos recebidos pelos dendritos, gerando um estímulo (impulso) resultante;
- axônio: fibra nervosa que leva o impulso gerado no corpo celular a músculos, tecidos ou outros neurônios por ele controlados; libera substâncias conhecidas como neurotransmissores através das quais suas mensagens são enviadas.

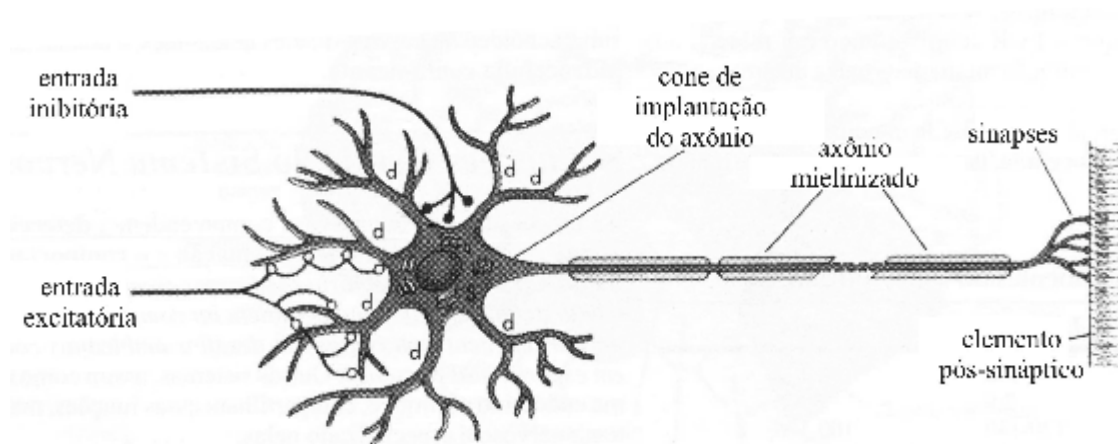


FIGURA 1. 1 - DESENHO ESQUEMÁTICO DE UM NEURÔNIO IDEALIZADO E DE SEUS PRINCIPAIS COMPONENTES (BERNE, 1993).

Nas fibras nervosas, os impulsos nervosos são então 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, gera um impulso resultante que é transmitido ao longo de seu axônio, até que este chegue ao neurônio seguinte. Este efeito cessa, uma vez que o impulso

nervoso chega ao seu destino, por exemplo, um grupo muscular que deverá se contrair (GUYTON, 1988, BERNE, 1993).

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 meios intra e extracelular. Geralmente, esta diferença de potencial permanece 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 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, impulso se propaga ao longo da célula nervosa (Figura 1.2). A diferença de potencial capaz de desencadear um impulso nervoso é conhecida como potencial de ação, e seu valor é de normalmente 30 mV (positivo no interior, e negativo no exterior da célula) (BERNE, 1993, GUYTON, 1988).

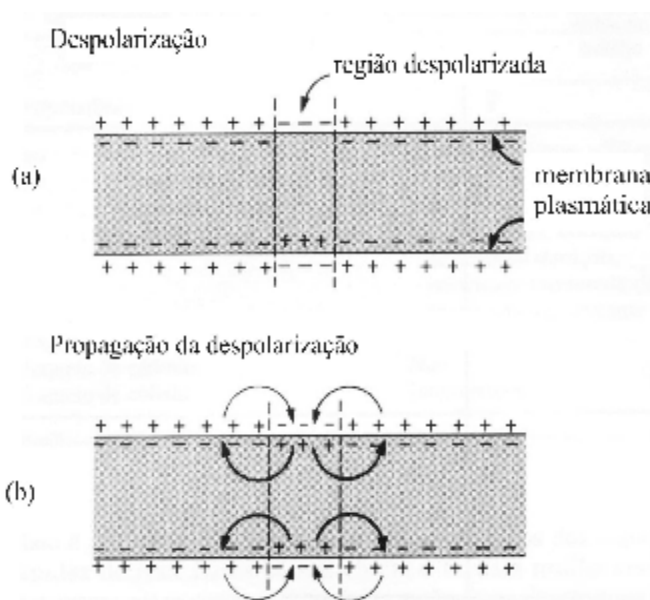


FIGURA 1. 2 - MECANISMO DE PROPAGAÇÃO ELETROTÔNICA NA DESPOLARIZAÇÃO (BERNE, 1993).

Na transmissão do impulso nervoso entre duas células nervosas, não existe contato físico entre o axônio de uma célula, com os dendritos do neurônio seguinte. As mensagens são transmitidas quimicamente através de neurotransmissores liberados nas terminações dos axônios, que combinam-se a substâncias químicas presentes nos dendritos do neurônio seguinte. Estas substâncias são chamadas de receptores, e sua combinação química com os neurotransmissores são

capazes de desencadear um potencial de ação. Como os neurotransmissores reagem com receptores específicos, esta estrutura permite com que os impulsos nervosos cheguem a destinos específicos. Esta diferenciação morfológica e funcional, que assegura a comunicação de informações entre as células nervosas é conhecida como sinapse (BERNE, 1993).

Hoje, existe uma grande quantidade de trabalhos mostrando diferentes respostas na liberação de neurotransmissores, por exemplo, frente a diferentes frequências e intensidades de estímulo elétrico. Aplicações com baixas frequências e elevada intensidade teriam melhores resultados na liberação de encefalinas e endorfinas no líquido cefalorraquidiano (conhecido como LCR, líquido contido nos ventrículos cerebrais e no canal central da medula espinhal). Já os estímulos que utilizam frequências mais altas elevam a concentração de serotonina e seus metabólitos no LCR (JOHNSON, 1989). Esses dados são interessantes quando tratamos quadros de dor. Com a estimulação elétrica, pode-se estimular a produção de substâncias químicas com efeitos analgésicos que atuam no corpo humano de forma natural, sem maiores contra-indicações (LOW & REED, 1995). Desta forma, existe a vantagem de se evitar possíveis efeitos colaterais de medicamentos para estes fins.

A transmissão do impulso nervoso também se processa através de sinapses elétricas, por intermédio de íons, independente dos neurotransmissores. Nessas sinapses se encontram proteínas formando canais que permitem a passagem de íons diretamente do citoplasma de uma célula para o citoplasma de outra. Um potencial de ação no neurônio pré-sináptico pode produzir, quase instantaneamente, um potencial de ação no neurônio pós-sináptico. As sinapses elétricas podem ser encontradas em diferentes estruturas: células epiteliais, células hepáticas, musculatura lisa e cardíaca, algumas glândulas, etc. (AMESTOY, 1998, BERNE, 1993).

1.1.2 CONDUÇÃO DO POTENCIAL DE AÇÃO: EQUIVALENTE ELÉTRICO CELULAR

Pode-se representar as células do organismo através de um circuito eletrônico e aplicar-lhes as leis que regem a eletroeletrônica, pois os sistemas biológicos podem ser esquematicamente considerados como uma combinação de resistências e capacitâncias (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995). A Figura 1.2 apresentou a membrana de um axônio ou de uma fibra muscular com uma pequena região despolarizada. Nesta região, a face externa da membrana está negativa em relação a face interna da membrana vizinha. Essas diferenças de potencial produzem fluxo local de corrente (Figura 1.2b) que despolariza a membrana adjacente à região inicialmente despolarizada. Essas novas áreas de despolarização produzem então fluxos locais de corrente, que por sua vez, vão despolarizar outros segmentos da membrana situados cada vez mais distantes à região inicial. Esse mecanismo de condução é conhecido como condução eletrotônica (BERNE, 1993).

A velocidade de condução eletrotônica é determinada pelas propriedades elétricas passivas (isto é, resistência e capacitância) das células biológicas. De modo particular, a capacitância da membrana plasmática e a resistência pela qual deve fluir a carga, para carregar ou descarregar o capacitor da membrana, ajudam a determinar a velocidade de condução (BERNE, 1993), em uma analogia direta à constante de tempo de um circuito RC.

A parte central, hidrofóbica, da membrana plasmática é um bom isolante elétrico. As superfícies da membrana plasmática e as soluções eletrolíticas do citossol (solução coloidal presente no citoplasma) e do líquido extracelular são melhores condutores de corrente elétrica. Desta forma, a membrana plasmática atua de forma análoga a um capacitor, apresentando valores significativos de capacitância (cerca de $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$) (BERNE, 1993).

A capacitância da membrana é, assim, o fator que determina “quanto de carga” deve fluir para despolarizar a membrana. Quanto maior for a capacitância da membrana, maior deverá ser a quantidade de carga que deve fluir e mais lenta a velocidade de condução eletrotônica. A resistência ao fluxo eletrotônico determina “com que rapidez” pode fluir a carga. A resistência ao fluxo eletrotônico de corrente depende da resistência ao fluxo de corrente, através da membrana (r_m) e da resistência ao fluxo longitudinal da corrente pelo citoplasma (r_{in}) (Figura 1.3). A resistência efetiva é proporcional à média geométrica de r_m e r_{in} , isto é:

$$\sqrt{r_m \cdot r_{in}} \quad (1.1)$$

Quanto maior for (1.1) mais lento será o fluxo eletrotônico de corrente e, também, menor a velocidade de condução eletrotônica (BERNE, 1993).

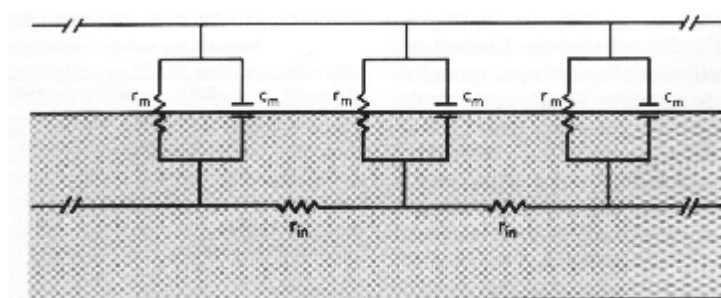


FIGURA 1.3 - CIRCUITO ELÉTRICO EQUIVALENTE PARA CONDUÇÃO ELETROTÔNICA (BERNE, 1993).

A constante de tempo para condução eletrotônica é dada pelo produto:

$$\sqrt{r_m \cdot r_{in}} \cdot c_m \quad (1.2)$$

Quanto menor for (1.2), mais rapidamente pode ocorrer condução eletrotônica e vice-versa. O efeito do diâmetro da fibra sobre a velocidade de condução pode ser determinado considerando-

se um nervo ou fibra muscular como uma estrutura cilíndrica. A área da superfície da célula aumenta com o aumento do raio (1.3). A área da seção reta da célula aumenta com o quadrado do raio (1.4).

$$A_S = 2\pi r l \quad (1.3)$$

$$A_X = \pi r^2 \quad (1.4)$$

A capacitância da membrana aumenta na proporção direta com a área da membrana. A resistência interna é inversamente proporcional à área da seção reta. O efeito de duplicação do raio da célula fará, assim, com que c_m aumente por um fator de 2, diminua r_m também por um fator de 2 e diminua r_{in} por um fator de 4. Desse modo, c_m aumentará por duas vezes, mas $\sqrt{r_m \cdot r_{in}}$ vai diminuir por um fator de $\sqrt{2 \times 4}$ ou $2\sqrt{2}$. Por conseguinte, o produto $\sqrt{r_m \cdot r_{in}} \cdot c_m$ vai diminuindo até $\sqrt{2}$ de seu valor inicial para o dobro do raio, e a velocidade de condução aumentará de $\sqrt{2}$ à da fibra mais fina. Por conseguinte, as fibras com maior diâmetro (como as fibras motoras) apresentam maiores velocidades de condução (em relação a fibras de dor, por exemplo) (BERNE, 1993).

Outro importante efeito relacionado a velocidade de condução diz respeito a mielinização das fibras condutoras. Nestas fibras mielinizadas, resultado do enrocamento da membrana plasmática das células de Schwann (Figura 1.4), as capacitâncias das membranas da bainha de mielina atuam com se estivessem ligadas em série. Os capacitores em série são somados conforme a relação:

$$\frac{1}{C_T} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3} + \dots + \frac{1}{C_n} \quad (1.5)$$

, onde C_T é a capacitância equivalente e $C_1, C_2, C_3, \dots, C_n$ são as capacitâncias individuais. Se existissem 50 capacitâncias idênticas em série, a bainha de mielina reduziria a capacitância da membrana por um fator de 50. Todavia, as resistências em série se somam diretamente, de modo que a mielinização aumentaria a resistência da membrana por 50 vezes. Anteriormente, foi mostrado que a constante de tempo determina a velocidade de condução eletrotônica, e que quanto menor este produto, maior será a velocidade de condução. Nestes termos, a bainha de mielina não teria efeito sobre r_{in} , mas reduziria o valor de c_m por um fator de 50 e aumentaria r_m por um fator de 50. Desta forma teremos:

$$\sqrt{r_{in} \cdot 50 \cdot r_m} \cdot \frac{c_m}{50} \quad (1.6)$$

, o que resulta em um aumento de sete vezes na velocidade de condução.

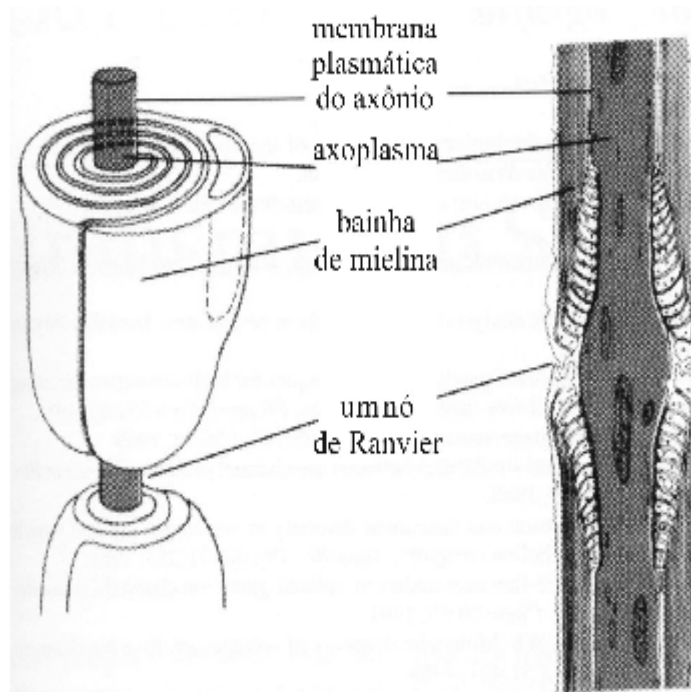


FIGURA 1. 4 - BAINHA DE MIELINA: DESENHO ESQUEMÁTICO DO ENROSCAMENTO DAS CÉLULAS DE SCHWANN EM TORNO DO AXÔNIO PARA FORMAR A BAINHA DE MIELINA.

1.2 PRINCÍPIOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NOS NERVOS E MÚSCULOS

Primeiramente, para que seja possível o envolvimento com os princípios da Eletroterapia, é conveniente se conhecer os efeitos das cargas elétricas nos tecidos. Os princípios da estimulação elétrica nos nervos e músculos, de modo geral, dependem da taxa de variação de carga dos pulsos elétricos nos tecidos sob três aspectos (LOW & REED, 1995):

1. Se não existe variação (ou uma pequena variação) e a corrente elétrica é unidirecional, existirá um fluxo permanente de íons nos tecidos (e entre eles) causando mudanças químicas na interface eletrodo-tecido.
2. Se a taxa de variação é de certa forma mais rápida, e o pulso elétrico possui longa duração (largura de pulso elevado), o balanço iônico através das membranas celulares excitadas irá estimular nervos e músculos. Se a corrente é unidirecional, também ocorrerão mudanças químicas conforme descrito acima, mas se a corrente é alternada, estas mudanças não devem ocorrer porque cada inversão na direção do pulso anula a carga fornecida anteriormente.
3. Se a taxa de variação é muito rápida (frequência mais alta), a duração do pulso será insuficiente para que haja excitação das membranas celulares. Assim, pra que ocorra

este efeito, será preciso aumentar a amplitude da corrente, que poderá causar um aquecimento significativo nos tecidos.

A extensão das mudanças fisiológica dependerá da intensidade da corrente; maiores intensidades causam maiores efeitos. A intensidade irá também determinar se um simples pulso elétrico terá energia suficiente para provocar um potencial de ação gerando um impulso nervoso. Assim, a taxa de subida e descida, e a duração do pulso devem ser suficientemente rápidas para causar a estimulação de um nervo a uma baixa intensidade de corrente, senão, isto acontecerá com o aumento da intensidade do pulso (LOW & REED, 1995).

Os gráficos ilustrados na Figura 1.5 mostram a relação entre tempo e intensidade de corrente e ainda a taxa de variação de corrente para diferentes pulsos.

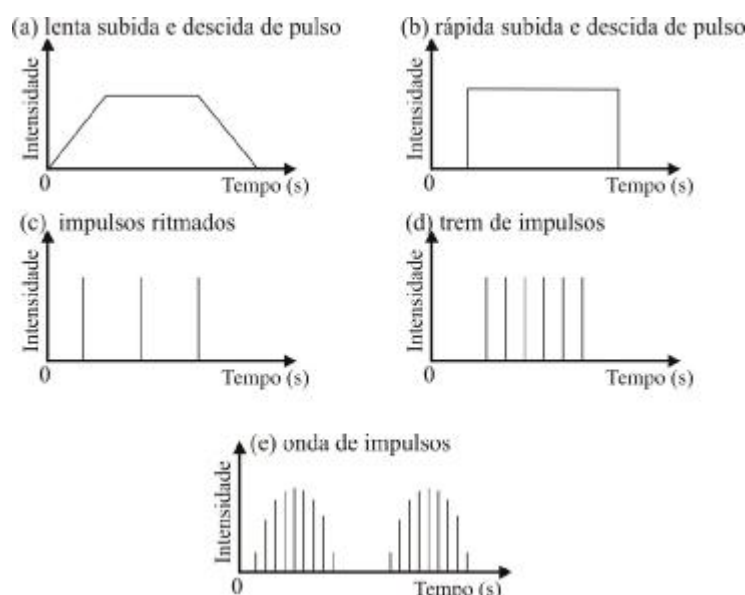


FIGURA 1. 5 - RELAÇÃO ENTRE TEMPO E AMPLITUDE (LOW & REED, 1995).

Cada um destes pulsos é capaz de gerar um (ou dois) impulsos nervosos. Assim, em (a) tem-se uma subida lenta, um pulso unidirecional constante, e uma descida lenta. Este tipo de pulso é utilizado em tratamentos de iontoforese (técnica utilizada para introduzir substâncias no organismo, aproveitando o efeito da dissociação eletrolítica). Se a subida do pulso é rápida, isto é, com uma alta taxa de variação, então a estimulação dos nervos sadios irá levar a um impulso nervoso (b). Isto irá acontecer na subida e descida do pulso. Se o tempo em que o pulso flui é menor, por exemplo 1 ms, como em (c), então não há tempo para que as membranas celulares se repolarizem, e isto resultará em um único impulso nervoso. A consequência de (b) e (c) seria a estimulação de nervos sensoriais resultando em uma série de impulsos nervosos, reconhecida conscientemente como uma série de pequenos choques. De forma similar, nervos motores seriam estimulados resultando em uma série de contrações musculares. Se estas estimulações são repetidas

a cada 10 ms, elas irão causar uma sensação de formigamento e contrações musculares tetânicas, devido à estimulação dos nervos sensoriais e motores respectivamente (d) (LOW & REED, 1995).

A força das contrações musculares ou o efeito sensorial dependerão do número de fibras nervosas estimuladas, que por sua vez dependerão da intensidade de corrente. Maiores intensidades de corrente irão se propagar mais facilmente nos tecidos, e portanto, mais nervos serão ativados. Se a intensidade da corrente é aumentada do zero acima do período de um segundo, ou, se diminuída para o zero nestas mesmas condições, e esta seqüência é repetida, uma série de contrações rítmicas e relaxamentos irão ocorrer simulando assim a atividade de um músculo fisiologicamente normal. Esta corrente é chamada de onda de corrente (e). Esta corrente pode ser modulada tanto manual quanto eletronicamente (LOW & REED, 1995).

1.2.1 EFEITOS DOS PULSOS ELÉTRICOS DE BAIXA FREQUÊNCIA NOS TECIDOS

Os efeitos nos tecidos excitáveis geram numerosos efeitos indiretos no organismo. Por exemplo, modificar a percepção da dor no sistema nervoso central, ou causar uma contração muscular são efeitos subordinados a estimulação da fibra nervosa. Existem também evidências dos efeitos diretos que afetam o crescimento e o metabolismo dos tecidos (LOW & REED, 1995).

Nervos periféricos possuem diversas fibras nas quais suas células processam tanto estímulos sensoriais (nervos aferentes), quanto motores (nervos eferentes). Nervos motores nos músculos esqueléticos e nervos sensoriais relacionados ao toque e a propriocepção (sentidos do movimento e postura corporal) são todos rápidos condutores de impulsos nervosos, com largo diâmetro e bainha de mielina (camada de gordura que tem a função de proteger e isolar eletricamente os nervos). As maiorias das fibras de nervos periféricas possuem menor diâmetro, conduzem mais lentamente os impulsos nervosos, e não possuem bainha de mielina. Estas são chamadas de fibras de dor (LOW & REED, 1995).

Para se aplicar pulsos elétricos nos tecidos, é necessário que se estabeleça um circuito elétrico fechado. Assim, dois eletrodos de material condutor apropriado são fixados na pele. Os efeitos serão evidentes onde as densidades de corrente forem maiores, isto é, na superfície abaixo do menor (ativo) eletrodo. Conseqüentemente, os nervos sensoriais cutâneos são primeiramente afetados e com maior densidade de corrente, nervos motores mais profundos são estimulados. Contudo, cabe salientar que fibras sensoriais e motoras de largo diâmetro são mais estimuláveis em relação às fibras de dor com menor diâmetro. Se uma pequena densidade de corrente é aplicada na pele, os nervos sensoriais da pele, que normalmente transmitem a sensação de toque, temperatura e pressão, são as primeiras a serem estimuladas. Isto causa uma sensação de suave batida na pele, devida principalmente à rápida e repetida estimulação dos receptores de toque. Maiores densidades de corrente farão com que a corrente afete nervos maiores, resultando em um formigamento mais intenso e irão, eventualmente, se propagar até os nervos motores causando contrações musculares.

Com maiores intensidades de correntes aplicadas, mais unidades motoras serão afetadas, resultando em contrações musculares mais fortes e mais difundidas nos tecidos. Maiores aumentos de corrente causarão dores nas fibras nervosas estimuladas, causando dores perceptíveis (LOW & REED, 1995).

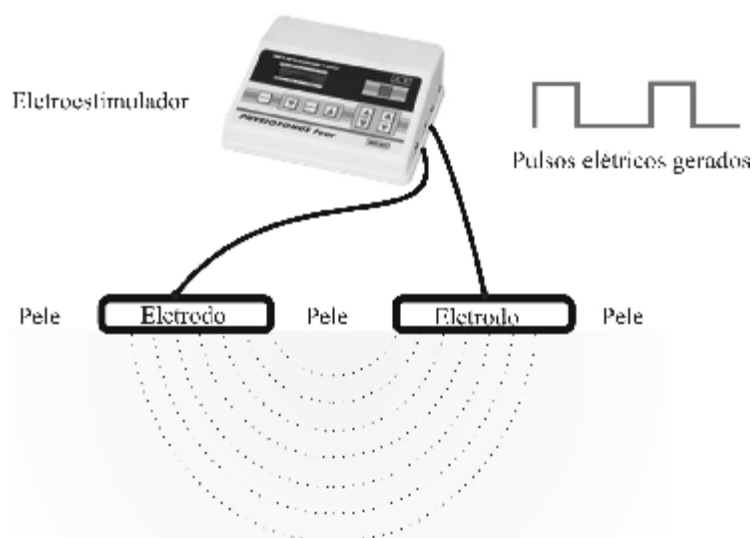


FIGURA 1. 6 - DENSIDADE DA CORRENTE EM RELAÇÃO À PROFUNDIDADE NOS TECIDOS (LOW & REED, 1995).

A posição dos eletrodos irá determinar os pontos de maiores densidades de corrente nos tecidos e quais nervos serão afetados; por exemplo, a de estimular normalmente um músculo desnervado com eficácia, porém sem dor, os eletrodos devem ser posicionados nos pontos motores deste músculo. Este é o ponto sobre a pele onde a máxima contração muscular é alcançada, e é o ponto de menor impedância do grupo muscular estimulado. Este ponto é próximo ao ponto em que o tronco nervo motor entra no músculo. Correntes aplicadas neste ponto, irão influenciar um grande número de fibras nervosas próximas entre si. Assim, menores densidades de corrente serão necessárias em relação ao estímulo em outro ponto do mesmo músculo. Note que a corrente aplicada estimula o nervo motor que por sua vez gera impulsos nervosos que irão estimular as fibras musculares (Figura 1.7) (LOW & REED, 1995).

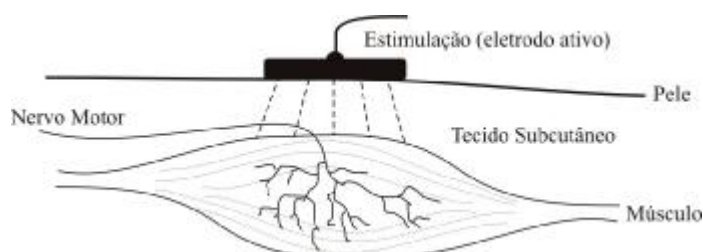


FIGURA 1. 7 - O PONTO MOTOR (LOW & REED, 1995).

1.2.2 ESTIMULAÇÃO NERVOSA POR PULSOS ELÉTRICOS

Conforme citado anteriormente, fibras nervosas em estado de repouso possuem uma diferença de potencial em torno de 70 mV, entre a parte interna e externa da membrana celular, com a parte interna negativa e a parte externa positiva. Sendo o impulso nervoso caracterizado por uma mudança eletroquímica que se propaga ao longo da fibra, o impulso pode partir de uma fibra com a despolarização da diferença de potencial da membrana causada por um pulso elétrico. Este impulso nervoso, propaga-se a princípio em ambas as direções da fibra, contudo o efeito será percebido em apenas uma direção, devido ao bloqueio causado pela sinapse, somente na direção de estímulo desejado (LOW & REED, 1995).

A sinapse ocorre porque o pulso elétrico gera um movimento de íons através dos tecidos, chegando até as membranas das células nervosas. Entretanto, é preciso que haja uma perturbação suficiente, além do limiar de polarização da membrana, para que o impulso nervoso seja disparado. Uma vez que o potencial através da membrana é alterado além deste valor limiar, um impulso nervoso completo ocorre, e, assim sendo, o nervo apresenta sempre uma resposta do tipo tudo ou nada (Figura 1.8). O que um pulso elétrico faz, é simplesmente engatar o impulso nervoso, tendo é claro, uma quantidade mínima de energia para isto. Isto pode ser dado por uma pequena corrente com relativa longa duração, ou por uma corrente maior com menor duração (Figura 1.9). Existe, contudo, uma certa intensidade de corrente necessária para gerar um impulso nervoso de longa duração; que é chamado de reobase. Esta idéia é demonstrada nas curvas da Figura 1.9. Nesta figura, também pode ser visto que sendo as curvas exponenciais, seria necessária uma enorme corrente com pulsos de duração muito pequenos, para ocorrer qualquer estímulo. É preciso também compreender que correntes com intensidades maiores do que a intensidade necessária para engatilhar um impulso nervoso não causam maiores ou melhores efeitos. Conforme explicado anteriormente, o aumento dos efeitos sensoriais ou das contrações musculares são devido a um maior número de fibras estimuladas. Igualmente, se um pulso elétrico possui uma longa duração, nenhum efeito ocorre, conforme ilustrado na Figura 1.9, onde a mesma corrente engatilha impulsos em 1, 10 e 30 ms. A parcela da corrente de reobase (corrente com intensidade mínima capaz de gerar o estímulo) com energia suficiente para estimular a membrana das fibras nervosas além de seu limiar, é devida aos instantes iniciais (meio ms) do pulso elétrico. Desta forma, pulsos elétricos com longas durações, por exemplo 300 ms, causariam dois impulsos nervosos: um durante a subida do pulso, e outro em sua descida (LOW & REED, 1995).

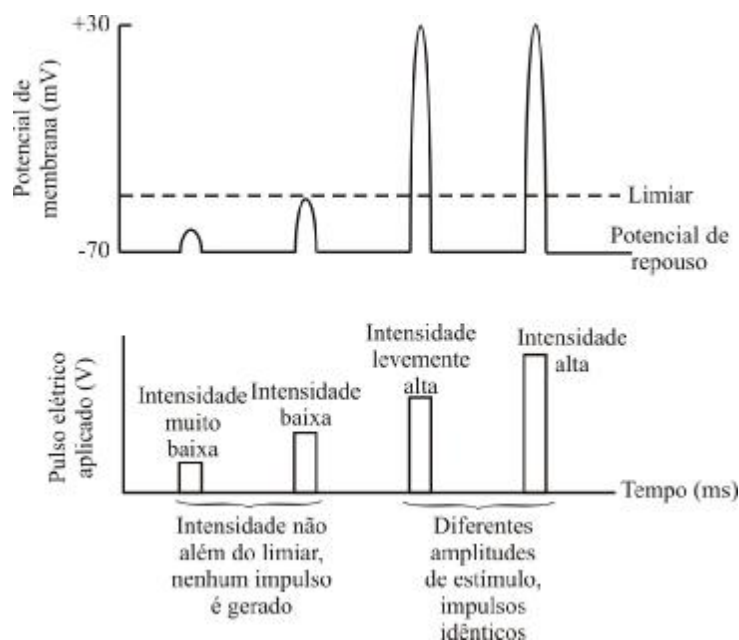


FIGURA 1. 8 - RESPOSTA TUDO OU NADA DO POTENCIAL DE AÇÃO (LOW & REED, 1995).

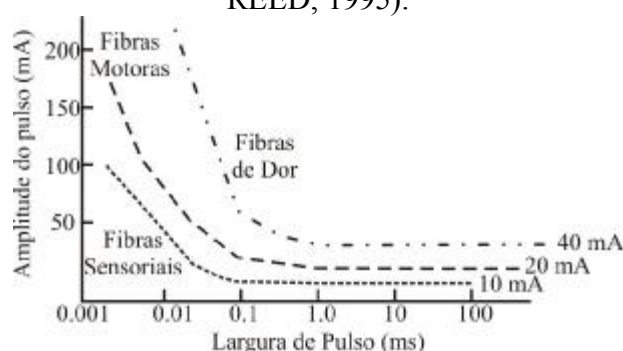


FIGURA 1. 9 - CURVAS DE AMPLITUDE X DURAÇÃO DA LARGURA DE PULSO (LOW & REED, 1995).

1.2.3 TAXA DE SUBIDA DO PULSO

Experimentações práticas comprovam que a taxa de subida do pulso elétrico deve ser muito rápida, como em um pulso retangular, por exemplo. Se a taxa de subida do pulso é lenta, o impulso nervoso não acontecerá porque o balanço iônico nas membranas das fibras nervosas serão capazes de se ajustar a estas mudanças, com o aumento do potencial limiar da membrana devido a esta nova carga introduzida. Este processo é chamado de acomodação. A taxa em que a acomodação pode acontecer é limitada, sendo o limiar possivelmente alcançado com um pulso de subida lenta, porém com uma corrente de maior intensidade (Figura 1.10). Esta capacidade de acomodação é mais evidente em nervos do que em fibras musculares. Isto é usado para se discriminar músculos enervados e desnervados. Isto também explica porque correntes DC, usadas para iontoforese, por exemplo, não causam estimulação nervosa quando ajustadas lentamente. A partir destes conceitos,

fica evidente que o pulso elétrico capaz de estimular um nervo deve possuir um tempo de subida rápido, como um pulso retangular, com menos de 1ms de duração. Note na Figura 1.10 que os pulsos são cortados porque sua queda iria desencadear um outro impulso nervoso (LOW & REED, 1995).

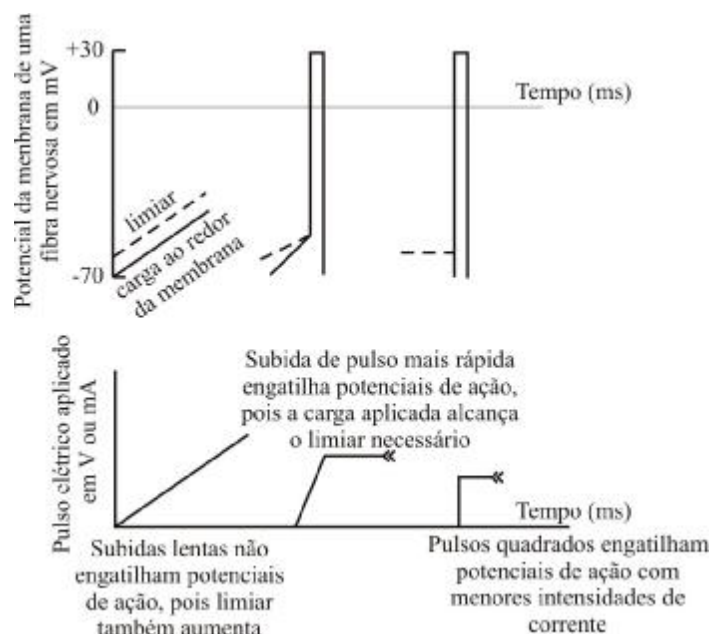


FIGURA 1. 10 - ACOMODAÇÃO NERVOSA PARA TRÊS PULSOS ELÉTRICOS APLICADOS COM DIFERENTES TEMPOS DE SUBIDA (LOW & REED, 1995).

1.2.4 ESTIMULANDO DIFERENTES NERVOS

A Figura 1.9 indica que maiores correntes são necessárias para a estimulação de fibras de dor em relação a fibras motoras, e menores ainda para fibras sensoriais. A amplitude de corrente necessária ao estímulo de uma fibra nervosa é inversamente proporcional ao diâmetro da fibra. Assim, fibras, que carregam impulsos de dor precisam de maiores correntes. Isto não se deve a uma diferença no valor do potencial limiar, mas sim que fibras mais largas possuem menor resistência elétrica, permitindo o fluxo de uma maior corrente para uma mesma diferença de potencial. A diferença de sensibilidade entre nervos motores e sensoriais é devido a suas diferentes profundidades; nervos sensoriais na pele recebem maiores densidades de corrente, conforme explicado anteriormente (LOW & REED, 1995).

Também pode ser visto nesta figura (Figura 1.9), que esta diferença é ainda maior para menores larguras de pulso. Logo, é mais fácil excitar nervos motores e sensoriais sem causar dor com pulsos de curta duração, por exemplo em torno de 0.05 ms (LOW & REED, 1995).

1.2.5 PERÍODO REFRACTÁRIO

Quando ocorre um impulso nervoso, a membrana celular passa então a ter um potencial em torno de 30 mV, existe um período para que a membrana volte ao seu potencial de equilíbrio de

aproximadamente -70 mV. Este período é chamado de período refratário absoluto, e durante ele, qualquer estímulo produzido, mesmo com grande intensidade, é incapaz de gerar um impulso nervoso. Sabe-se que o período refratário absoluto pode variar de 0.4 a 2 ms conforme o tipo de fibra nervosa. Ao longo dos 10 a 15 ms seguintes, o impulso nervoso poderá ser outra vez engatilhado, porém somente com uma intensidade relativamente maior. Este é chamado de período refratário relativo. Depois deste período, o nervo volta a seu estado de equilíbrio (LOW & REED, 1995).

O período refratário possui importantes aplicações em relação a frequência dos pulsos elétricos usados na estimulação nervosa. Se uma série de pulsos nervosos são aplicados a um nervo motor com a frequência de 1 Hz, irão acontecer contrações musculares nesta frequência. Igualmente, nervos sensoriais apresentarão o mesmo comportamento através de suaves choques. Se esta frequência é aumentada para 10 Hz, acontecerá um tremor muscular correspondente, porém, se esta frequência é ainda aumentada, para 50 Hz por exemplo, as contrações musculares serão contínuas. Estas contrações são chamadas de contrações tetânicas. Embora o pico de corrente permaneça o mesmo, a força das contrações tetânicas aumentam com o aumento da frequência até 100 Hz, mas não além (Figura 1.11). O aumento da força muscular ocorre porque a tensão mecânica desenvolvida durante uma contração não possui tempo para relaxar antes do próximo estímulo, fazendo com que o esforço muscular através de suas sucessivas contrações se acumulem. Acima de 100 Hz, as contrações musculares e as sensações de formigamento não aumentam com o aumento da frequência. De fato, elas podem até diminuir a menos que a intensidade de corrente seja aumentada. Pulsos com a duração de 1 ms a 100 Hz terão intervalo de pulso de 9 ms e, a frequências maiores, este intervalo será ainda menor. Isto significa que cada pulso será aplicado durante o período refratário relativo. De modo a causar o impulso nervoso nestas condições, será preciso uma intensidade de corrente maior. Assim, correntes de pico maiores serão necessárias para se gerar estímulos a uma frequência superior a 100 Hz. Se pulsos mais curtos forem usados, 0,05 ms por exemplo, para se deixar um intervalo ligeiramente maior, então a corrente deve ser novamente aumentada de modo que o pulso tenha carga suficiente para desencadear um impulso nervoso (Figura 1.9) (LOW & REED, 1995).

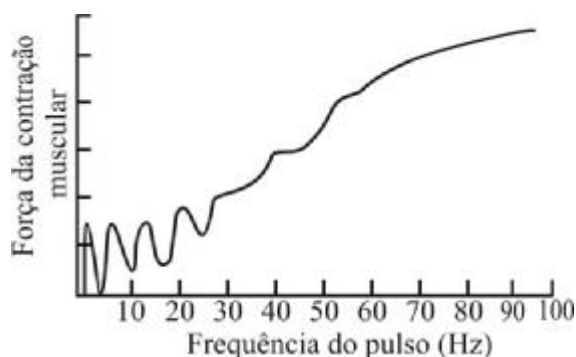


FIGURA 1. 11 - FORÇA DAS CONTRAÇÕES TETÂNICAS AUMENTANDO COM O AUMENTO DA FREQUÊNCIA ATÉ 100 HZ (LOW & REED, 1995).

Para frequências superiores a 500 Hz com pulsos de 1 ms, ou em torno de 1000 Hz, com pulsos de 0,05 ms, nenhum aumento no número de impulsos nervosos ocorrerá, qualquer que seja a intensidade de corrente aplicada, porque o pulso elétrico sucessivo estaria dentro do período refratário absoluto. Esta frequência é chamada de potência máxima de despolarização. Acima desta frequência, o nervo despolariza com sua própria frequência. Pulsos de 0,125 ms separados em longos intervalos capazes de engatilhar os nervos irão causar seu estímulo. Entretanto, pulsos aplicados na frequência de 4000 Hz não terão efeitos se a intensidade de corrente permanecer constante. Rápidas variações equivalem a nenhuma corrente aplicada, porque as mudanças de polaridade são maiores do que o movimento iônico nas membranas das células excitáveis. Assim, estas correntes devem ser moduladas para causar estimulação. Estas correntes podem ser interrompidas, como a corrente russa (Item 2.2.5), com 50 rajadas de pulsos por segundo, onde a primeira rajada por segundo irá despolarizar o nervo, ou moduladas por interferência provocando a modulação da amplitude na frequência de estímulo desejada (LOW & REED, 1995).

Desta forma, pulsos elétricos de 0,1-1 ms a 60-100 Hz estimulariam médias e largas fibras nervosas (que possuem bainha de mielina) com as menores correntes possíveis. É notável que estes parâmetros englobam tanto o estímulo sensorial, quanto motor. Contudo, a penetração da densidade de corrente deve ser considerada (LOW & REED, 1995).

Rápidas contrações musculares, usadas para o aumento da força muscular e rapidez nos movimentos, respondem melhor a frequências na faixa de 50-150 Hz. Lentas contrações, usadas para a melhoria de postura, possuem uma frequência tetânica de 20-30 Hz (LOW & REED, 1995).

1.2.6 PENETRAÇÃO DOS PULSOS ELÉTRICOS NOS TECIDOS

A impedância da pele é relativamente alta para ambas correntes DC e AC, muito maior do que a impedância da maioria dos tecidos, contudo, diminuindo seu valor com pulsos mais curtos. Assim, tem-se a impedância da pele de aproximadamente 1000 Ω para pulsos de 10 ms, mas de apenas 50 Ω para pulsos de 0,1 ms. Isto acontece porque a pele trabalha como um capacitor que

oferece impedâncias muito baixas para pulsos de curta duração, e da mesma forma para correntes com altas frequências (LOW & REED, 1995).

A distribuição da corrente pelos tecidos com pulsos de curta duração é ainda maior, conforme a corrente penetra mais profundamente. Consequentemente, nervos mais profundos, como os nervos motores, são estimulados mais facilmente com pulsos de curta duração. Com pulsos mais longos, a maior parte da corrente é absorvida pela pele, estimulando assim os nervos periféricos (LOW & REED, 1995).

A epiderme, a gordura, os ossos, a medula óssea e as membranas celulares são maus condutores da eletricidade (em relação a outras estruturas do corpo), enquanto o citoplasma e o líquido intersticial são bons condutores assim como os músculos e órgãos internos com grande aporte sanguíneo (rins, baço, fígado). Os músculos conduzem melhor a eletricidade no sentido longitudinal de suas fibras do que no transversal. A pele é a estrutura que apresenta menor condutividade, principalmente quando está seca (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995).

Pode-se dizer que a impedância corporal se modifica sob os seguintes fatores (AMESTOY, 1998):

- de uma região para outra do corpo em um mesmo indivíduo;
- quando se considera uma mesma região de uma pessoa para outra;
- na mesma região em um mesmo indivíduo de um momento para outro;
- outros fatores tais como temperatura e pressão atmosférica.

1.2.7 PULSOS ELÉTRICOS PARA ESTIMULAÇÃO NERVOSA

Conforme será apresentado posteriormente, existem correntes mais apropriadas para se desencadear impulsos nervosos do que outras. Para se estimular nervos motores e sensoriais, isto é, com largo diâmetro, rápidos condutores, os pulsos devem ser retangulares de curta duração (0,1-0,5 ms). Para se alcançar a diferenciação entre estes nervos, e os nervos de dor, pulsos ainda mais curtos (0,02-0,05 ms) são mais apropriados. Pulsos bidirecionais simétricos (ver item 2.1) possuem a vantagem de evitar qualquer risco de eletrólise (Anexo 6). Estes são considerados pulsos sem polarização, e frequências em torno de 80-100 Hz são consideradas as melhores (LOW & REED, 1995).

Para outros propósitos, como estimular nervos de dor periféricos, pulsos mais longos em torno de 10 ms se mostram mais apropriados. De forma similar, se efeitos de polarização são necessários para promover a cicatrização de ferimentos, correntes DC podem ser usadas. Contudo, é preciso compreender que a estimulação elétrica possui uma variedade de efeitos os quais não são limitados apenas pelos tipos de fibras nervosas (LOW & REED, 1995).

A estimulação elétrica tem sido a muitos anos largamente utilizada para fins terapêuticos. O principal propósito da Eletroterapia tem sido a reabilitação neuromuscular através do estímulo

dos nervos motores e de controlar a dor estimulando nervos sensoriais. A seguir, mais profundamente serão tratadas a natureza destes efeitos.

1.3 EFEITOS NEUROFISIOLÓGICOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NO CORPO HUMANO

Será agora exposto, de que formas, os pulsos elétricos nos tecidos podem beneficiar o controle da dor e a reabilitação neuromuscular. Quanto aos efeitos prejudiciais dos pulsos elétricos no organismo, estes poderão ser consultados no Anexo 3: Principais riscos da estimulação elétrica no corpo humano.

A estimulação elétrica é amplamente usada para o controle da dor. Embora esta idéia tenha sido proposta no passado, ela foi somente aceita em meados dos anos 60 com a “teoria da comporta” proposta por Ronald Melzack e Patrick Wall (LOW & REED, 1995). Para o entendimento dos efeitos da estimulação elétrica no controle da dor, será aqui abordado os mecanismos da mesma.

1.3.1 MECANISMOS DA DOR

Todas as sensações reconhecidas conscientemente podem ser alteradas ou moduladas pelo sistema nervoso central (SNC). Dois distintos tipos de dor podem ser descritos: a dor rápida ou aguda, e dor lenta ou crônica. Na dor aguda, receptores presentes em toda a superfície da pele respondem ao estímulo nocivo, e um impulso é levado por uma pequena fibra mielinizada (do tipo A delta). A dor aguda parece ser funcionalmente preocupada em ajudar o corpo a evitar danos nos tecidos, provocando um reflexo involuntário, retirando rapidamente a área do corpo da área de risco. Já a dor crônica é resultado da lesão no tecido. Ela é transportada por fibras não-mielinizadas (do tipo C), nas quais livres terminações nervosas são encontradas em todos os tecidos enervados de nosso corpo, exceto o SNC. Funcionalmente, estas terminações parecem forçar a inatividade do tecido danificado, de modo a permitir sua cicatrização. Ambos estes tipos de dor são devido ao estímulo de receptores periféricos, e parecem ter claramente suas funções fisiológicas. Um terceiro tipo de dor, a dor neurogênica, é completamente diferente, causada por danos aos neurônios gerando sensações de queimadura (LOW & REED, 1995).

Estas explicações estão de certa forma simplificadas. A natureza da dor crônica ainda não está completamente compreendida; pequenas dores prolongadas parecem acontecer sem relação direta com danos nos tecidos e danos evidentes acontecem com pequena ou nenhuma dor. A dor é também influenciada pelos hormônios, e evidentemente, por outros fatores fisiológicos. Assim, todos estes tipos de dores são classificadas em neurogênicas, somatogênicas (aguda ou crônica) e psicogênicas (LOW & REED, 1995).

1.3.2 OS RECEPTORES DA DOR

As fibras nervosas do tipo A delta correspondem a receptores em relação a fortes estímulos mecânicos e térmicos, isto é, acima de 45 °C. Quando estas fibras são estimuladas experimentalmente, elas causam uma sensação de ferroada. Fibras do tipo C se mostram receptores a diversos tipos de estímulo: mecânico, químico e térmico, e são provavelmente sensíveis também as alterações químicas nos tecidos lesionados.]

1.3.3 O CAMINHO DA DOR

Diversos e complexos fenômenos eletroquímicos ocorrem, entre o estímulo da lesão tecidual e a sensação subjetiva da dor. As células nervosas ou neurônios das fibras nervosas do tipo A delta e C, em sua grande maioria, transmitem os impulsos de dor até a medula espinhal, a partir do estímulo nociceptivo (relativo a percepção da dor) que gera uma modificação da atividade elétrica em nível das terminações nervosas sensoriais. Alguns dos axônios destas, e de outras fibras, chegam diretamente ao tronco cerebral, tálamo, hipotálamo e córtex cerebral. O trajeto do estímulo nervoso da periferia até o nível cortical é muito complexo. Os neurônios, em muitas partes também recebem informação sensorial de procedências que não são nociceptivas. Cada neurônio pode agir como um “integrador” do conjunto de informações captadas, podendo gerar diferentes respostas, como ativação (ou despolarização) e inibição (ou hiperpolarização). Desta forma, o sinal de dor seria modulado, com a regulação de sua neurotransmissão, no sentido de facilitá-la e/ou inibi-la. Estando então o estímulo da dor presente no SNC, a dor poderá ser conscientemente reconhecida (LOW & REED, 1995).

1.3.4 CONTROLANDO A DOR

A neuroestimulação elétrica transcutânea, mais conhecida como TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation), é uma técnica que ocupa lugar de destaque no tratamento da dor (tanto aguda quanto crônica) pela Eletroterapia.

A explicação dos resultados obtidos com a TENS foi em princípio baseada na “teoria da comporta”, comentada anteriormente. Esta teoria explica em partes, certos efeitos analgésicos de algumas técnicas eletroterápicas. Segundo ela, estímulos aplicados com determinada frequência e características, neste caso através da pele, seriam capazes de bloquear a passagem de estímulos nociceptivos que se dirigem para os centros superiores do SNC via medula espinhal. Desta maneira, se tentaria saturar os canais aferentes (que vão do SNP para o SNC) de “informação”. Isto levaria em conta as pesquisas que mostram que as terminações nervosas livres (e outras), captam estímulos externos, que produzem a despolarização das membranas e são conduzidos ao SNC. Desta forma, o efeito analgésico seria alcançado por estímulos dos nervos aferentes sensitivos, que

com a ajuda de outras estruturas de nosso corpo, produzem e liberam endorfinas, responsáveis pela hipotalgia (diminuição da dor) obtida (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Em poucas palavras, a força elétrica que estimula os supressores de dor das fibras (A-beta) nervosas aferentes, os quais competem contra os transportadores da dor (fibras A-delta e C) das mesmas fibras nervosas. Desta forma, as fibras C e A-delta seriam incapazes de transportar os impulsos de dor do SNP ao SNC (DE DOMENICO, 1982, BOWSHER, 1988, KAHN, 1994). Assim, pode-se dizer que se admite a existência no SNC, e talvez no sistema nervoso periférico, de vias e sistemas que atuam por intermédio de numerosos neurotransmissores com atividade antinoceptiva (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

1.3.5 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DOS MÚSCULOS

Para que se ocorra um potencial de ação motor, o “comando” elétrico externo não é igual ao biológico que se faz por intermédio do SNC. Também pode-se dizer que, por enquanto, não se pode fazer uma real estimulação seletiva dos diferentes tamanhos de nervos motores e dos diferentes tipos de unidades motoras (como as fibras tipo I e II). Assim, será necessário se basear na observação da qualidade e quantidade das respostas obtidas com a estimulação, ou seja, nas características da contração muscular, e não da ativação seletiva de um determinado tipo de fibra (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Ao aplicar pulsos elétricos através da pele, as unidades motoras que estiverem na área dos eletrodos, e que apresentarem limiares similares, serão recrutadas simultaneamente. À medida que a fadiga se instala nestas unidades, a tensão nos músculos começará a diminuir, a não ser que se aumente a intensidade do estímulo aplicado, para que se recrute novas unidades motoras com limiares maiores, ou com limiares semelhantes, mas que estejam localizadas mais longe dos eletrodos. A fadiga excessiva será evitada mediante a escolha adequada dos parâmetros utilizados (frequências, tempo de duração da aplicação etc.) (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Diversas mudanças fisiológicas da musculatura esquelética foram descritas, em animais após repetidas estimulações elétricas. Estas incluem aumentos na permeabilidade capilar, aumento na atividade enzimática do metabolismo aeróbio e decréscimo no anaeróbio, entre outras. Em seres humanos, as biópsias de músculos também mostram mudanças marcantes nas características das fibras e no seu metabolismo, após a estimulação elétrica. Foram descritas, por exemplo, alterações na proporção entre as fibras de tipo I e II bem como o aumento de seus tamanhos. Também foi descrito que a estimulação elétrica propicia um maior aumento da desidrogenase succínica, uma

flavoproteína contendo ferro hemínico, que se toma como indicativo da capacidade oxidativa mitocondrial, o que pode aumentar a capacidade aeróbia do músculo. Outros trabalhos mostram que os níveis de adenosina-trifosfatase (ATPase) são maiores quando se trata eletricamente a musculatura junto com a cinesioterapia (terapia baseada nas atividades musculares), comparada com a musculatura tratada somente pela cinesioterapia. Durante os períodos de imobilização também se observa que em pacientes que não são tratados eletricamente, os níveis de ATPase diminuem de forma significativa, enquanto que nos tratados mediante estímulos elétricos se mantém em níveis estáveis (STANISH, 1982). Níveis maiores de ATPase sugerem níveis maiores de atividade muscular. Os estudos feitos com os níveis de glicogênio (reserva energética de polímeros de glicose armazenados no corpo) não mostraram mudanças significativas através do estímulo com pulsos elétricos (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Percebe-se assim, que o fluxo de estímulos nos nervos motores servem a princípio para provocar contrações musculares, que promovem o fortalecimento das fibras musculares e a facilitação do controle muscular (através das mudanças positivas no metabolismo das fibras nervosas) (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Estes estímulos são também utilizados para a reabilitação da musculatura desnervada. Com toda certeza, um músculo desnervado apresenta uma resposta ao estímulo elétrico diferente em relação a um músculo enervado. Sem um nervo motor suprindo um músculo, sua contração poderá ser obtida somente a partir da estimulação das fibras musculares. Para isso, diferentes parâmetros dos pulsos aplicados tais como uma maior carga elétrica com uma largura de pulso o menor possível são ajustados (Figura 1.12). Estudos realizados comprovam os benefícios da estimulação elétrica para a recuperação da musculatura desnervada, contudo exercícios e movimentos musculares induzidos são fundamentais. Existem evidências de que a estimulação elétrica é capaz de retardar a atrofia muscular, porém incapaz de evitá-la. Cabe lembrar que a atrofia muscular decorre tanto de longos períodos de imobilização, quanto de atividade motora diminuída (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

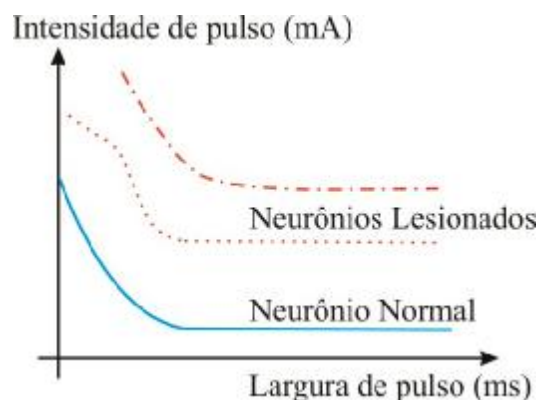


FIGURA 1. 12 - CURVA INTENSIDADE-TEMPO COMPARANDO, DE MANEIRA GENÉRICA, UM NEURÔNIO NORMAL E OUTRO LESIONADO (AMESTOY, 1998).

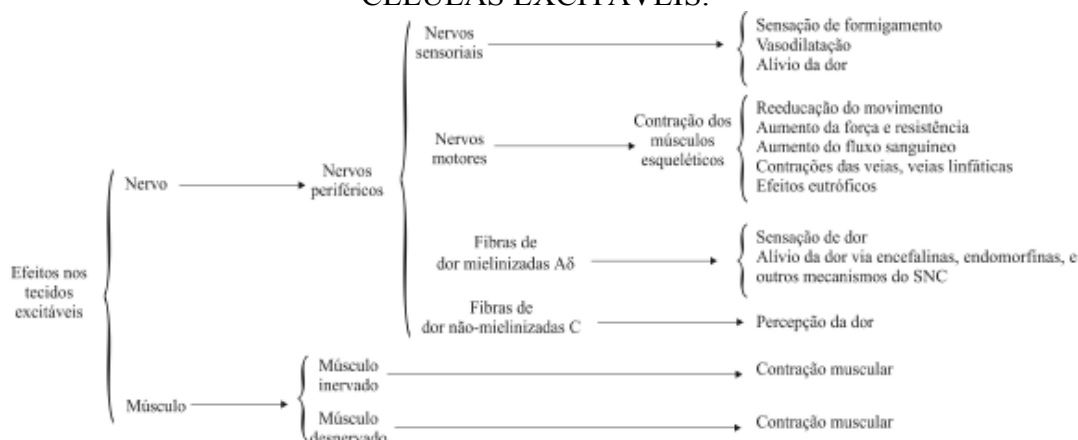
1.3.6 EFEITOS NO FLUXO SANGUÍNEO

Na área de aplicação de certos tipos de correntes elétricas, observa-se com frequência a ocorrência de vasodilatação cutânea. Considera-se que esta vasodilatação deve-se ao estímulo dos nervos sensoriais, que causam a vasodilatação das artérias. Este efeito pode ser quantificado através da mudança na temperatura da pele. Com correntes unidirecionais, o pH e outras mudanças químicas na pele podem também ser utilizadas como referência quanto aos indícios de vasodilatação (LOW & REED, 1995).

As contrações musculares oriundas da estimulação elétrica estão diretamente relacionadas com o aumento do fluxo sanguíneo, e conseqüentes aumentos no metabolismo muscular (trocas de oxigênio/dióxido de carbono, produção de ácido lático etc.). Usando de 10 a 30% da máxima contração muscular, foi quantificado um aumento de 20% no fluxo sanguíneo 1 minutos após o início da estimulação elétrica e 5 minutos após o seu final (CURRIER, 1986).

Os efeitos da estimulação elétrica no corpo humano têm sido muitas vezes descrito de maneira confusa, sem distinções quanto a seus efeitos diretos e indiretos. Uma abordagem mais racional, proposta por ALON em 1987, organiza as respostas fisiológicas à estimulação elétrica em diferentes níveis: celular, tecidual, segmental e sistêmico. Assim, a excitação nervosa ocorre a nível celular, e a contração muscular conseqüente é um efeito a nível tecidual. Contração de grupos musculares e seus efeitos no fluxo sanguíneo ocorrem a nível segmental, e efeitos analgésicos resultantes da liberação de endomorfina são efeitos a nível sistêmico. Um resumo simplificado dos principais efeitos estão descritos no Quadro 1.1 (LOW & REED, 1995).

QUADRO 1. 1 - ESBOÇO DOS EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA EM CÉLULAS EXCITÁVEIS.



1.3.7 RECOMENDAÇÕES GERAIS PARA A ESTIMULAÇÃO DA MUSCULATURA DESNERVADA

Nos itens anteriores, muitas das considerações feitas relacionam-se a musculatura ou a nervatura normal ou sadia. É importante frisar, que em termos de estimulação elétrica, as respostas sensório-motoras entre tecidos saudios e lesionados muitas vezes apresentam comportamentos antagônicos (Figuras 1.13 e 1.14).

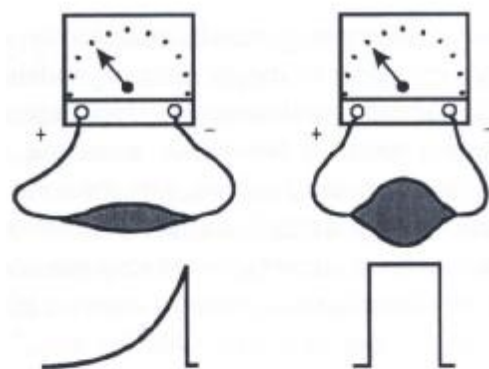


FIGURA 1. 13 – MUSCULATURA NORMAL, COM ACOMODAÇÃO NORMAL. PARA INTENSIDADES IGUAIS, SE OBTÉM A CONTRAÇÃO MUSCULAR ANTES COM CORRENTE RETANGULAR DO QUE COM EXPONENCIAL (AMESTOY, 1988).

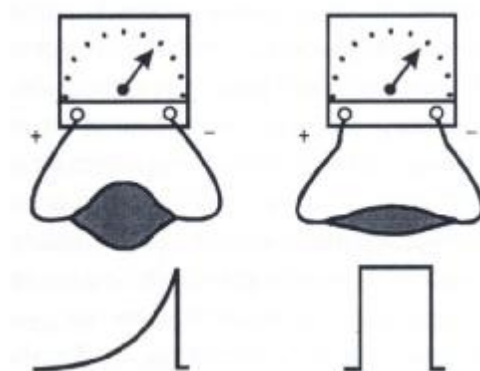


FIGURA 1. 14 – MUSCULATURA LESIONADA, COM PERDA DE ACOMODAÇÃO. COM A MESMA INTENSIDADE, A CONTRAÇÃO MUSCULAR SERÁ OBTIDA PRIMEIRO COM CORRENTE EXPONENCIAL (AMESTOY, 1988).

Assim, para a estimulação da musculatura desnervada, seguem então as seguintes recomendações (AMESTOY, 1998):

1. A largura de pulso deverá ser a mais curta possível, mas deverá ter uma duração que permita obter a contração muscular adequada com intensidades suportáveis;
2. O tempo que o pulso leva para atingir o valor de pico deverá ser o mais curto possível para provocar a contração muscular, mas terá que aumentar de forma progressiva, de maneira que não se estimule a musculatura sadia;
3. Os intervalos entre os pulsos deverão ser pelo menos de 3 a 7 vezes maiores que a largura de pulso, para evitar a fadiga;
4. Adequar a frequência das aplicações. No início do tratamento, muitas vezes se precisa de três sessões ao dia, consistentes em três séries com 5 a 30 contrações isométricas, sendo que o intervalo entre as séries pode ser de 1 a 2 minutos;
5. Além dos pulsos exponenciais, também podem ser utilizados o dente de serra e o logarítmico.

1.4 FONTE DE CORRENTE VERSUS FONTE DE TENSÃO

Estimuladores regulados através de fonte de corrente irão fornecer uma corrente que flui a uma amplitude constante, independente da impedância que a mesma encontrará nos tecidos. Pela lei de Ohm, a tensão de saída deverá se alterar para manter a corrente constante, conforme a impedância dos tecidos se altera ao longo do tempo. De forma análoga, em estimuladores regulados através de fonte de tensão (tensão constante), a corrente irá se alterar ao longo do tempo (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Cada tipo de estimulador possui potenciais vantagens e desvantagens de acordo com a aplicação clínica desejada. Durante o tratamento a uma determinada intensidade, estimuladores a corrente constante irão automaticamente reduzir a tensão de saída quando o contato dos eletrodos

melhoram ou quando a transmissão elétrica aumenta, de modo a manter o nível desejado de estimulação. Em casos onde o contato dos eletrodos ou a transmissão elétrica se reduz, a tensão será aumentada, o que pode resultar em queimaduras na pele se a densidade de corrente aumentar de forma significativa. Por esta razão, estimuladores a corrente constante bem projetados apresentam uma tensão limite de saída, que não pode se exceder independente do aumento da impedância eletrodo/pele (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Estimuladores com fonte de tensão possuem vantagens e desvantagens. Em casos onde o contato dos eletrodos e a transmissão elétrica é reduzida, estes estimuladores irão automaticamente reduzir os níveis de corrente, diminuindo o risco de queimadura ao paciente pelo aumento da densidade de corrente. Se a impedância eletrodo/pele diminui, melhorando a transmissão elétrica, a corrente irá aumentar, podendo resultar em uma elevada e indesejada intensidade de estimulação (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Capítulo 2

2 Eletroterapia: Modalidades Terapêuticas Empregadas

2.1 LINGUAGEM DAS CORRENTES ELETROTÉRÁPICAS

Ao longo deste século, o desenvolvimento de diferentes tipos de estimuladores elétricos proporcionaram diferentes formas de tratamento, aplicações terapêuticas. A disseminação destes no mercado, ao mesmo tempo que trouxeram muitas opções, ocasionaram confusões substanciais no que diz respeito as informações das características das correntes elétricas empregadas. Até 1990, não existia nenhum sistema capaz de padronizar as descrições das correntes elétricas utilizadas (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Em meados dos anos 80, o setor de eletrofisiologia clínica do American Physical Therapy Association reconheceu a arbitrariedade dos conceitos sobre correntes eletrotêrâpicas advindas da proliferação de eletroestimuladores comerciais, e desenvolveu uma monografia contendo a terminologia das correntes eletrotêrâpicas, de forma quantitativa e qualitativa (AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION, 1990).

Basicamente, as correntes elétricas conhecidas em eletroterapia primeiramente dividem-se em dois grupos: as correntes contínuas (DC) e as correntes pulsadas ou alternadas (AC). Conforme visto no Capítulo 1, sendo as correntes DC responsáveis pelos efeitos eletrolíticos na pele (ver Anexo 7) e incapacidade de desencadear potenciais de ação intermitentes, as correntes do segundo grupo são as correntes mais exploradas em Eletroterapia. O Quadro 2.1 e a Figura 2.1 contém de forma sucinta, uma descrição qualitativa das características deste grupo (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

QUADRO 2. 1 - DESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DAS FORMAS DE SINAL ELÉTRICO APLICADOS EM ELETROTERRAPIA (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

CARACTERÍSTICA	DESIGNAÇÕES
Número de fases	Monofásico Bifásico Trifásico Polifásico
Simetria	Simétrico Assimétrico
Balanço das cargas	Balanceado Desbalanceado
Forma de onda	Retangular Quadrada Triangular, Dente de serra Senoidal Exponencial

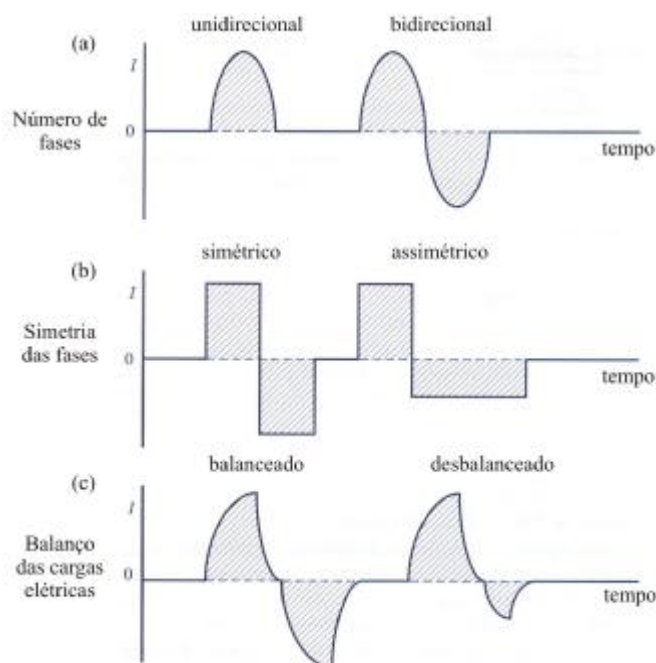


FIGURA 2. 1 - CARACTERÍSTICAS QUALITATIVAS DOS SINAIS ELÉTRICOS APLICADOS EM ELETROTERRAPIA(AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER MACKLER, 1995).

No que diz respeito as características quantitativas das correntes pulsadas, o Quadro 2.2 e as Figuras 2.3 e 2.4 (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995) ilustram os principais aspectos tomados neste trabalho como padrão.

QUADRO 2. 2 - CARACTERÍSTICAS QUANTITATIVAS DOS PULSOS ELÉTRICOS APLICADOS EM ELETROTERRAPIA (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER MACKLER, 1995).

Dependentes da Amplitude	Pico de amplitude Amplitude pico-a-pico Valor eficaz Valor médio
Dependentes do Tempo	Duração da fase Duração do pulso Tempo de subida Tempo de descida Intervalo entre pulsos Intervalo intra-pulsos Período Frequência
Dependentes de Amplitude e Tempo	Carga da fase Carga do pulso

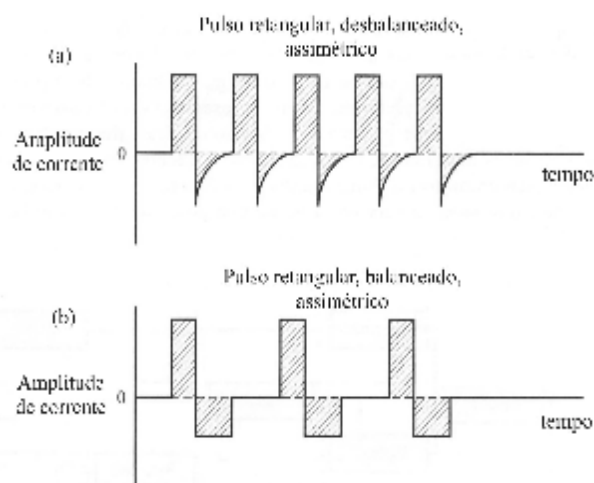


FIGURA 2. 2 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE DIFERENTES FORMAS DE ONDA COM SUAS CORRETAS DESIGNAÇÕES (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

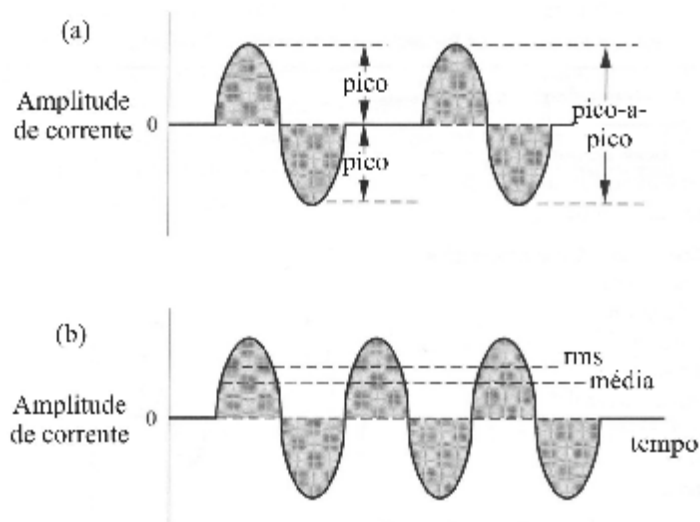


FIGURA 2. 3 - FORMAS DE ONDA SENOIDAIS E SUAS CARACTERÍSTICAS DEPENDENTES DA AMPLITUDE (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

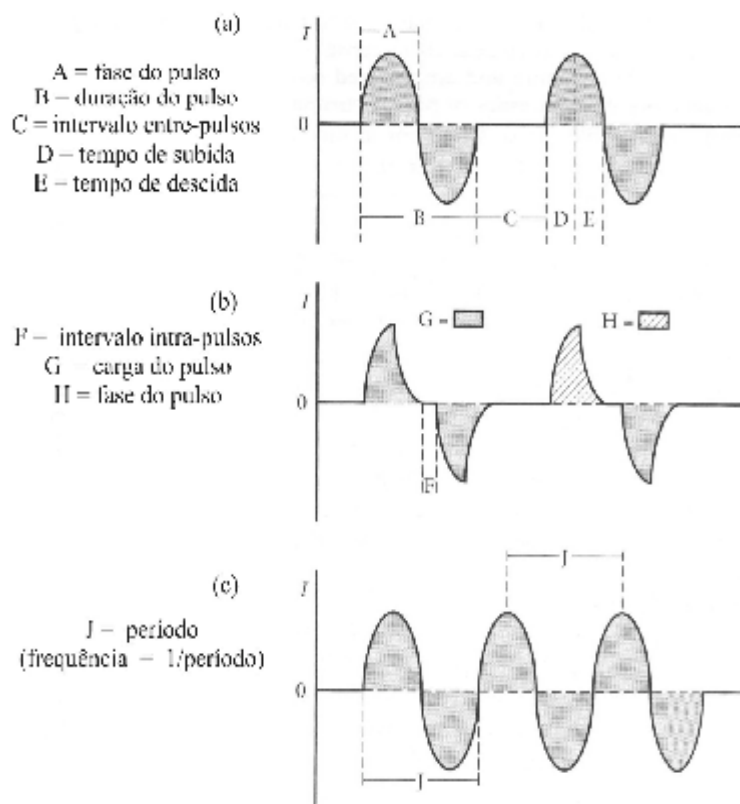


FIGURA 2. 4 - CARACTERÍSTICAS DOS SINAIS ELÉTRICOS DEPENDENTES DO TEMPO (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

2.2 TÉCNICAS TERAPÊUTICAS EMPREGADAS

Conforme exposto, os efeitos da Eletroterapia baseiam-se na forma em que a corrente elétrica interage com os tecidos. Uma grande família de diferentes formas de pulsos elétricos são comprovadamente capazes de beneficiar o corpo humano, nas mais diversas aplicações. Será visto a seguir, quais são estes tipos de corrente, e alguns de seus efeitos terapêuticos. Cabe ressaltar que os parâmetros descritos para cada técnica são os empregados no SEIN.

2.2.1 CORRENTES FARÁDICAS

A denominação corrente farádica, é utilizada para denominar várias formas de estímulo e formas de onda (Figura 2.5). Estas são correntes com uma largura de pulso de 0.1-1 ms a uma frequência de 30-100 Hz. Estes pulsos podem ser unidirecionais com curta duração, ou bidirecionais (LOW & REED, 1995). Sob estes parâmetros, a forma de onda empregada é o ilustrado na Figura 2.6 (CASELLA, 2002).

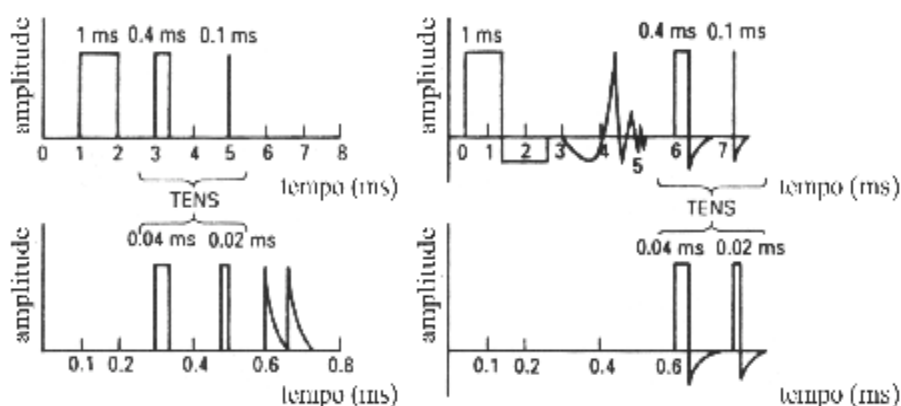


FIGURA 2. 5 – PULSOS CONSIDERADOS FARÁDICOS (LOW & REED, 1995).

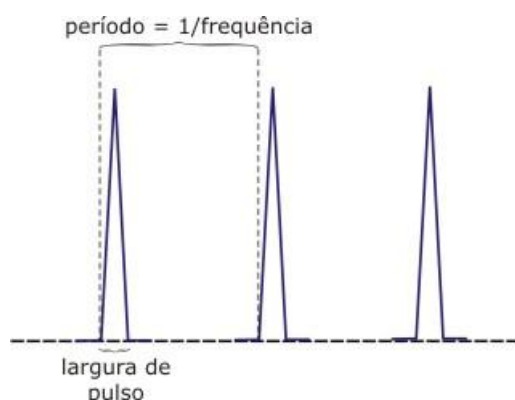


FIGURA 2. 6 – FORMA DE ONDA FARÁDICA ADOTADA.

Estas correntes geram uma sensação de formigamento através de contrações musculares, e tem a função de reeducar a atividade motora. Contrações voluntárias são conseguidas com mais sucesso através do tratamento com correntes farádicas (MONTGOMERY & SHEPHERD, 1983).

As principais indicações para estas correntes são (AMESTOY, 1998):

- paralisias e desnervações recentes, leves, e em fase de recuperação;
- atrofias musculares;
- algumas síndromes dolorosas;
- certas alterações vasculares periféricas.

2.2.2 TENS

Esta técnica, denominada neuroestimulação elétrica transcutânea, consiste na técnica mais amplamente utilizada no tratamento da dor (AMESTOY, 1998), incluindo dores pós-operatórias e obstétricas, assim como dores crônicas e neurogênicas (LOW & REED, 1995).

A TENS possui diferentes técnicas de aplicação. Dentre elas o sistema fornece dois tipos: TENS-C (convencional) (Figura 2.7) e TENS-B (*burst*) (Figura 2.8). A primeira promove o alívio da dor, sem estimulação motora (estimulação sensorial), já o segundo, o alívio da dor com estimulação motora (estimulação sensorio-motora). O Quadro 2.3 ilustra as características dos parâmetros relacionados a eletroanalgesia (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

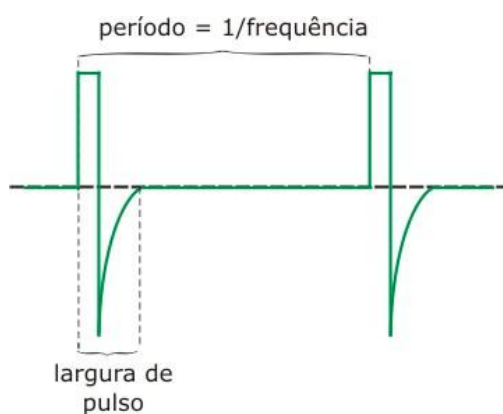


FIGURA 2. 7 – FORMA DE ONDA TENS-C.

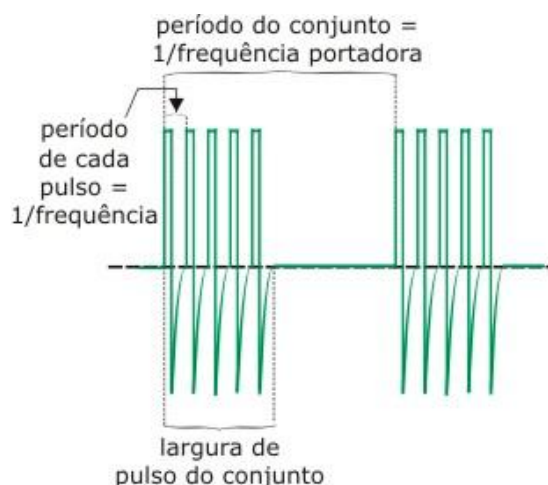


FIGURA 2. 8 – FORMA DE ONDA TENS-B.

QUADRO 2. 3 - CARACTERÍSTICAS COMUNS DE ESTIMULAÇÃO PARA ELETROANALGESIA (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Modo de Estimulação	Duração da fase (μ s)	Frequência (Hz)	Amplitude	Duração da Sessão	Duração da analgesia
Estimulação em nível sub-sensorial	Não especificado	< 3	< 1 mA/cm ²	Não conhecido	Não conhecido
Estimulação em nível sensorial	2-50	50-100	Formigamento Perceptível	20-30 min	Pequeno, residual após tratamento
Estimulação em nível motor	> 150	2-4	Fortes e visíveis contrações musculares	30-45 min	Horas
Estimulação em nível sensorial e motor	\leq 1msec até 1 seg	1-5 ou > 100	Sensório-motora, abaixo do limiar motor	Segundos a minutos	Horas

Esta técnica não deve ser usada em portadores de marcapasso cardíacos de demanda (*demand type*), contudo, é aparentemente segura para portadores de marcapasso com frequências fixas (*fixed-rate*) (ERIKSSON & SCHULLER, 1978). Eletrodos não devem ser colocados na região peitoral, sob o risco de gerar arritmias cardíacas. De forma similar, eletrodos posicionados na região da faringe podem interferir na respiração do paciente (LOW & REED, 1995). Geralmente não se ultrapassa 50-60 mA de intensidade de corrente, conforme a técnica de aplicação (AMESTOY, 1998).

2.2.3 NMES

O nome NMES (*Neuromuscular Electrical Stimulation*) ou EENM (Estimulação Elétrica Neuromuscular) pode ser atribuído de forma genérica à aplicação de correntes elétricas com o objetivo de provocar contrações musculares. Quando se aplicam estímulos elétricos em músculos privados de controle nervoso, com o objetivo de promover o retorno de habilidades funcionais,

como prender e soltar objetos, existe uma técnica internacionalmente difundida denominada FES (*Functional Electrical Stimulations*) ou EEF (Estimulação Elétrica Funcional). A FES, é utilizada principalmente como recurso terapêutico complementar em reabilitação de doenças neurológicas (cerebrais e medulares altas) (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Para fins didáticos, AMESTOY (1998) faz uma diferenciação entre as aplicações clínicas da NMES e FES. Na prática clínica, existem situações em que ambas são consideradas as mesmas. Para NMES:

- tratamento de atrofias por desuso;
- facilitação e reeducação muscular;
- aumento e manutenção da amplitude do movimento;
- melhora do rendimento motor na musculatura sadia;
- substituição de próteses, ou outros dispositivos ortopédicos (muletas, cadeiras de rodas etc.).

Já a FES seria indicada nas seguintes situações:

- hemiplegia (paralisia de uma das metades do corpo);
- lesão medular;
- paralisia cerebral.

Cabe salientar que em virtude da ampla gama de aplicações desta modalidade, não existe uma forma de onda específica, ou um conjunto de parâmetros tomados como válidos para todas as aplicações descritas. Os parâmetros NMES empregados pelo SEIN, indicados para o fortalecimento muscular, estão sumarizados no Quadro 2.4 (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995). A envoltória trapezoidal da forma de onda (Figura 2.9) foi escolhida em virtude de seu maior tempo de resistência à fadiga (SILVA, 1998).

QUADRO 2. 4 - CARACTERÍSTICAS DO PROGRAMA DE FORTALECIMENTO NMES (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Tipo de corrente	Pulsada ou <i>Burst</i>
Amplitude de estimulação	Máxima tolerada
Largura de pulso	20-1000 μ s
Forma de onda	A que melhor se adaptar ao paciente
Frequência de estimulação	30-75 pulsos ou <i>burst</i> por seg
Tempo de sustentação/repouso	10-15s (Sust); 50-120s (Rep)
Tipo de contrações	Isométricas
Número de contrações por sessão	10 na maior intensidade tolerada
Frequência das sessões	3 vezes por semana

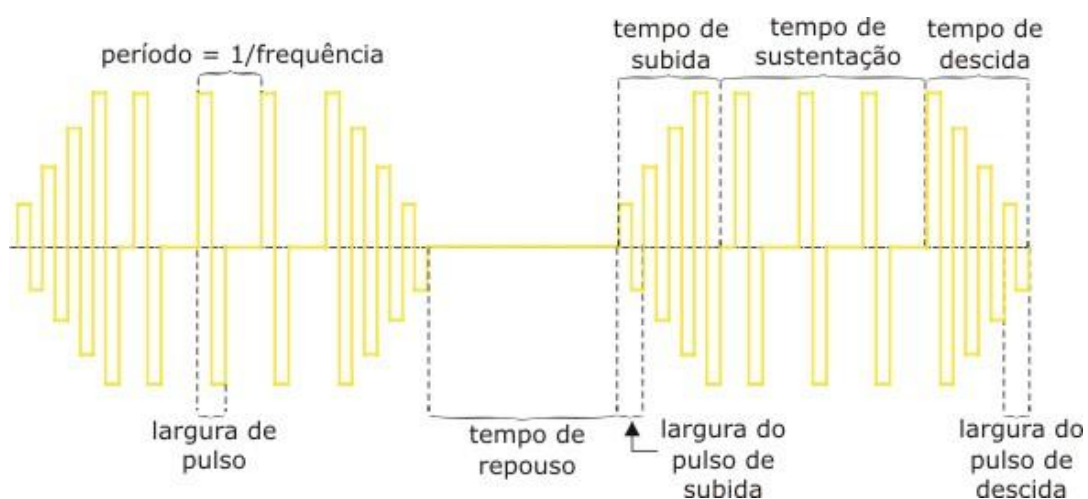


FIGURA 2. 9 - FORMA DE ONDA NMES ADOTADA.

2.2.4 CORRENTES DIADINÂMICAS

As correntes diadinâmicas, introduzidas pelo francês Pierre Bernard em 1950, consiste em uma forma de onda senoidal retificada, com diferentes variações (Figura 2.10) (LOW & REED, 1995, AMESTOY, 1998).

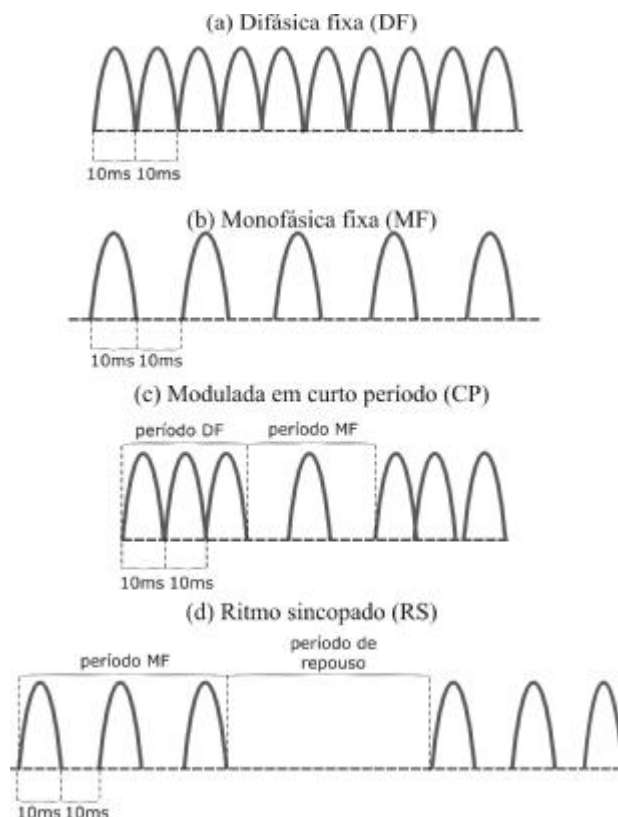


FIGURA 2. 10 – FORMA DE ONDA DIADINÂMICA: EM (c), OS PERÍODOS DF E MF SÃO IGUAIS A 1 SEGUNDO, EM (d), OS PERÍODOS MF E DE REPOUSO TAMBÉM.

Os efeitos terapêuticos destas correntes (RENNIE, 1998), incluem:

- Alívio da dor, sob os mesmos mecanismos da teoria da comporta já descrita, com supressão da dor a partir do estímulo para produção de encefalinas e endorfinas, aumento da circulação sanguínea e efeito placebo.
- Diminuição da inflamação e dilatação muscular devido as contrações musculares e aumento da circulação local; mudanças na permeabilidade das membranas celulares também são indicadas.
- Reeducação e fortalecimento muscular são considerados devido a estimulação muscular.
- Facilitação do aquecimento nos tecidos devido às mudanças na circulação sanguínea causadas pelos efeitos de polarização destas correntes.

2.2.5 CORRENTE RUSSA

Esta técnica, introduzida pelo pesquisador russo Yakov Kots, passou a ser mundialmente conhecida após os Jogos Olímpicos de Montreal em 1976 (em plena Guerra Fria), quando atletas da equipe russa fizeram seu uso para o aumento da força muscular (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

A corrente russa consiste em uma forma de onda alternada retangular (empregada no SEIN) ou senoidal a 2500 Hz, aplicada a 50 trens de pulsos por segundo. Durando a largura de pulso em torno de $400\ \mu\text{s}$ ($1/2500$), estas são capazes de se propagar mais profundamente nos tecidos, e graças a modulação em 50 Hz, estimular nervos motores (LOW & REED, 1995). São necessárias correntes relativamente altas para se produzir os estímulos adequados (ALON, 1987).

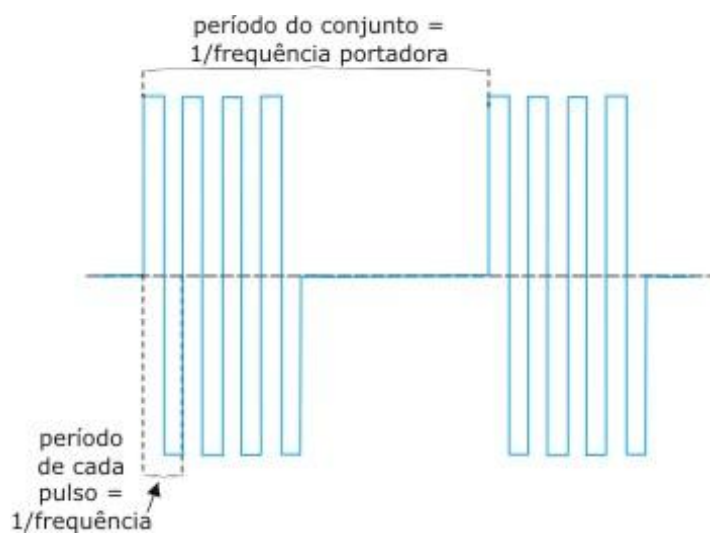


FIGURA 2. 11 – FORMA DE ONDA DA CORRENTE RUSSA.

2.3 PARÂMETROS UTILIZADOS

A Tabela 2.1 indica para cada modalidade terapêutica os parâmetros fornecidos pelo SEIN, através da interface do SGT.

TABELA 2. 1 - PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO FORNECIDOS PELO SISTEMA.

Parâmetros	TENS-C	TENS-B	FES	Diadinâmica	Russa	Farádica
Frequência (Hz)	50-100 passo 5	50-100 passo 5	7-10 passo 1 20-50 passo 5	-	2500	30-100 passo 5
Largura de Pulso (µs)	15-55 passo 5	-	100-500 passo 100	-	-	150, 250, 300-1000 passo 100
Frequência Portadora (Hz)	-	1-5 passo 1	-	-	50-150 passo 10	-
Tempo de Subida/ Descida (s)	-	-	2-4 passo 1	-	-	-
Tempo de Sustentação (s)	-	-	5-20 passo 5	-	-	-
Tempo de Repouso (s)	-	-	5-120 passo 5	-	-	-
Tipo (Flutuação)	-	-	Trapezoidal	DF, MF,CP,RS	-	-
Varição de Frequência (Hz)	Sim	Sim	Não	Não	-	Sim
Tempo de Variação (s)	0-20 passo 1	0-20 passo 1	-	-	-	0-20 passo 1
Tempo de Aplicação (min)	0-60 passo 1	0-60 passo 1	0-60 passo 1	0-18 passo 1	0-60 passo 1	0-60 passo 1

Capítulo 3

3 Conceção do Sistema

Neste capítulo, será agora visto uma introdução sobre os aspectos gerais do sistema desenvolvido, informações estas fundamentais para a compreensão dos capítulos subsequentes. Como sugestão para análise das características globais do sistema, consulte a tabela contida no Anexo 7: Ficha Técnica do Equipamento.

3.1 ESTRUTURA DO SISTEMA

O Sistema de Eletroestimulação Informatizado (SEIN) consiste basicamente em dois blocos principais: microcomputador e eletroestimulador, interligados via comunicação serial, conforme mostrado no diagrama da Figura 3.1.

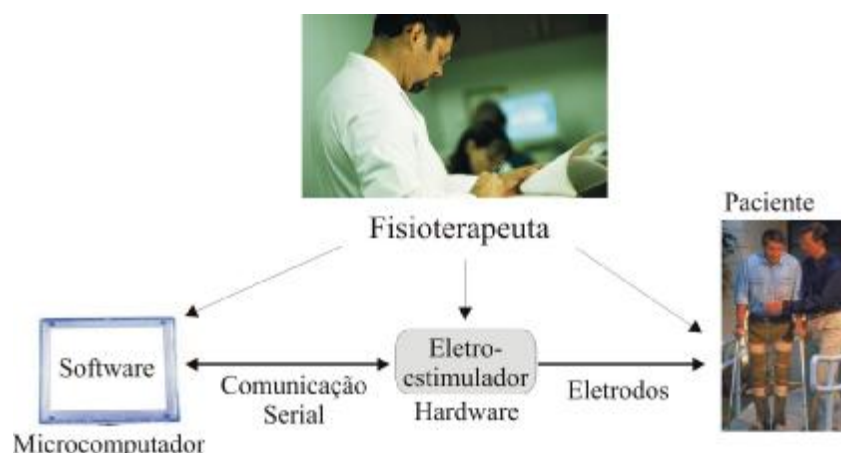


FIGURA 3. 1 - REPRESENTAÇÃO GERAL DO SISTEMA.

Diante da figura acima pode-se observar que o fisioterapeuta terá uma tripla tarefa: assistir ao paciente e operar o microcomputador e eletroestimulador. Embora estas pareçam ser muitas tarefas, a operação do sistema se dá de maneira muito simples. Primeiramente o fisioterapeuta irá ajustar os parâmetros de estimulação na tela do computador. Logo após, estando os eletrodos conectados ao paciente, a amplitude da corrente elétrica deverá ser aumentada manualmente no eletroestimulador até o nível desejado, de forma gradual, iniciando em zero ampères. O sistema possui um dispositivo de segurança em que só será possível iniciar a estimulação caso o botão giratório de ajuste estiver na posição “zero”. Além disso, o eletroestimulador possui uma indicação luminosa indicando que os dados recebidos do microcomputador estão corretos, através de uma rotina de verificação contida no microcontrolador em seu interior.

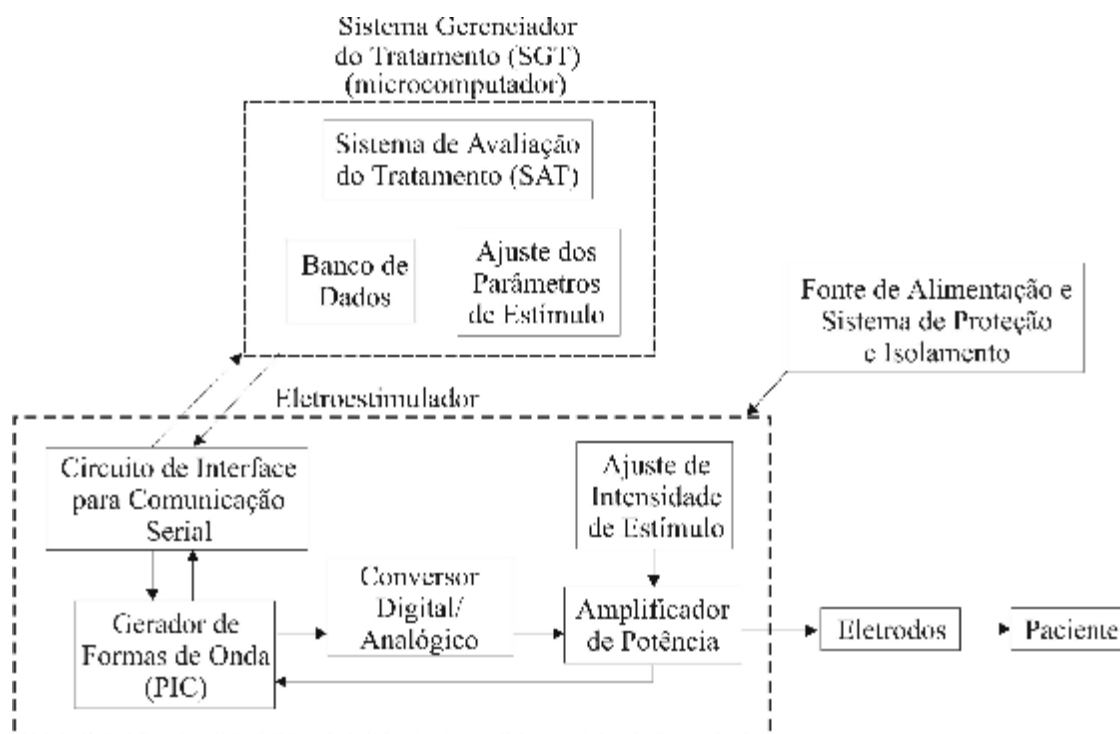


FIGURA 3. 2 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO SISTEMA EM BLOCOS.

A representação esquemática da Figura 3.2 mostra os blocos que compõem internamente o sistema. Em linhas gerais:

Microcomputador: Nele, o SGT realiza o controle dos estímulos elétricos aplicados no paciente. O operador é capaz de visualizar graficamente a forma de onda aplicada (conforme modalidade terapêutica), frequência de estímulo, largura de pulso, e tempo de aplicação dentre outros parâmetros. Estas informações são armazenadas em uma base de dados (detalhada posteriormente). Desta forma, o sistema irá conter para cada paciente, além de informações relacionadas ao histórico de tratamento, os parâmetros de estímulos efetuados em cada sessão. Este software possui ainda duas funções adicionais: um sistema especialista para avaliação do estado clínico do paciente e um menu tutorial contendo importantes informações relacionadas a prática clínica e ao funcionamento do sistema.

Eletroestimulador: Gera os estímulos elétricos a serem aplicados no paciente. Possui um único canal de saída. Somente a amplitude de corrente do sinal poderá ser controlada de forma independente através de um potenciômetro no seu painel. É composto pelos blocos descritos abaixo.

Circuito de Interface para Comunicação Serial: Foi implementada através do protocolo de comunicação RS-232, onde as diferenças entre os níveis de tensões RS232/TTL são ajustados pelo componente MAX232, da Maxim Inc.

Gerador de Formas de Onda: Subordinado ao SGT, tem a função de traduzir as informações recebidas via comunicação serial em estímulos elétricos na forma digital. Para esta tarefa, foi utilizado um microcontrolador PIC16F877, da Microchip Inc.

Conversor D/A: Recebe do microcontrolador PIC os sinais elétricos na forma digital e os converte na forma analógica para que sejam amplificados. Esta operação foi realizada pelo conversor TLC7524 da Texas Instruments, com uma resolução de 8 bits.

Amplificador de Potência: Amplifica o sinal recebido pelo conversor D/A na forma de corrente elétrica. Fornece níveis controlados de intensidade de corrente independente da variação da resistência do paciente (para uma faixa de zero a 1 k Ω). É capaz de fornecer uma corrente de até 45 mA.

Ajuste de Intensidade de Estímulo: É feito pelo operador via botão giratório através de um potenciômetro de precisão.

Fonte de Alimentação e Sistema de Proteção e Isolamento: Consiste na fonte de alimentação para o Amplificador de Potência e circuitos analógicos e digitais. É composto por dois transformadores de isolamento (4 kVrms de isolamento entre equipamento e rede elétrica), e de duas pontes retificadoras. Possui ainda reguladores de tensão e diodos zener para que sejam fornecidos com precisão todos os valores de tensão desejados ($\pm 100V$, $\pm 12V$ e $+ 5V$). O microcomputador é isolado do hardware através do conversor DC/DC DCP021205 da Texas Instruments (isolação 1kVrms), e os dados de comunicação isolados através do opto-acoplador TIL111 da Fairchild (isolação 5,3 kVrms). Quanto a proteção do equipamento quatro fusíveis são aplicados: um na entrada do equipamento (250mA, tipo ultra-rápido), dois protegendo os componentes do amplificador de potência (um na alimentação positiva de +100V e outro na negativa de -100V, ambos 100 mA, tipo ultra-rápidos), e finalmente um protegendo o paciente (50 mA, tipo rápido). Todos fabricados pela FUSIBRAS.

3.2 ASPECTOS NORMATIVOS

Entre as normas internacionais que regulamentam o funcionamento de equipamentos eletromédicos, foi realizado um estudo normativo com as normas do International Electrotechnical Commission (IEC). As normas estudadas, na versão NBR (da ABNT), foram as seguintes:

- NBR IEC 601-1: 1994 – Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições gerais para segurança.
- NBR IEC 601-1: Emenda nº 1 Out 1997.
- NBR IEC 60601-2-10: 1997 – Equipamento eletromédico – Parte 2-10: Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular.
- NBR IEC 60601-2-10: Emenda nº 1 Nov 2002.

3.2.1 CONSIDERAÇÕES IMPORTANTES

Dentre os principais aspectos das normas em questão, serão abordados alguns aspectos considerados relevantes no projeto do SEIN. Para cada item descrito, constará entre parênteses o número do respectivo item da norma. Para a NBR IEC 601-1:

- a) Classificação de acordo com o tipo de proteção contra choque elétrico: Classe I

“Equipamento no qual a proteção contra choque elétrico não se fundamenta apenas na isolamento básica, mas incorpora ainda uma precaução de segurança adicional, consistindo em um recurso de conexão do equipamento ao condutor de aterramento, para proteção pertencente à fiação fixa da instalação, de modo a impossibilitar que partes metálicas acessíveis possam ficar sob tensão, na ocorrência de falha da isolamento básica” (2.2.4).

- b) Classificação de acordo com o grau de proteção contra choque elétrico: Tipo BF

“Parte aplicada de tipo B [equipamento que proporciona um grau de proteção especial contra choque elétrico, particularmente quanto à corrente de fuga admissível e confiabilidade de conexão de aterramento para proteção (2.2.24)], com parte aplicada do tipo F [parte aplicada separada eletricamente de todas as outras partes do equipamento (isto é, eletricamente flutuante), a um grau tal, que não seja ultrapassado o valor admissível da corrente de fuga através do paciente em condição normal sob uma só falha, quando se aplica 1,1 vez o maior valor declarado da tensão de rede entre a parte aplicada” (os eletrodos do estimulador e todas as partes condutivas conectadas a eles) “e o terra (2.1.7)]” (2.2.25).

- c) Outros:

- Isolação suplementar: sistema de isolamento independente (optocopladores) aplicado em acréscimo à isolamento básica (isolamento dos transformadores), destinado a proporcionar proteção contra choque elétrico, na eventualidade de ruptura elétrica da isolamento básica (2.3.8).
- Protegido por aterramento: “situação de um elemento que, para fins de proteção, é ligado ao terminal de aterramento para proteção” (2.6.9).
- Desligador de sobrecorrente: “dispositivo de proteção que provoca a abertura do circuito, com ou sem retardo, quando a corrente neste dispositivo ultrapassar um valor preestabelecido” (2.9.7) (fusíveis empregados).

Com relação as marcações sobre o lado externo e internos do equipamento (6.1), foram realizadas todas as marcações desta norma, relativas à referência do modelo e tipo de equipamento, potência, tensão, corrente e frequência de entrada, modo de operação (intermitente), terminal de aterramento, fusíveis, valor declarado de tensão e corrente da parte aplicada, ponto de equalização de potencial (referência interna), chave ligado/desligado e indicações luminosas (vermelho: aparelho ligado, amarelo: atenção, sinais elétricos de estimulação sendo gerados e verde: eletrodos podem ser colocados ou retirados do paciente).

Já para a NBR IEC 60601-2-10, a primeira observação a ser feita diz respeito a distinção entre os conceitos entre corrente auxiliar e corrente funcional. Corrente auxiliar, para a norma geral é definida como: “corrente que circula através do paciente, em utilização normal, entre os elementos da parte aplicada, e que não é destinada a produzir um efeito fisiológico” (2.5.4). Para a norma específica: “Seguindo as definições da Norma Geral, a corrente terapêutica que flui entre os eletrodos de um estimulador através do paciente não é uma corrente auxiliar através do paciente nem uma corrente de fuga através do paciente, mas sim uma corrente funcional.” (19). Cabe salientar estes conceitos, visto que esta última definição não se encontra presente na norma específica original (que denomina corrente funcional como auxiliar), mas sim na Emenda nº 1 contendo as correções da mesma. Outros pontos incluem:

- a) Informações sobre a forma de onda de saída e demais parâmetros, recomendações sobre os tamanho dos eletrodos a serem utilizados (com densidades de corrente inferiores a 2 mA/cm^2) e o método de aplicação para cada tipo particular de tratamento e recomendações quanto aos riscos potenciais (caso o paciente possua marcapasso, operação a uma distância mínima de 1 m de aparelhos de ondas curtas ou microondas) (6.8.2) e outras presentes no menu tutorial (listadas no Capítulo 4).
- b) Exatidão dos dados de operação: “o controle de amplitude de saída deve controlar o valor da saída do estimulador, desde o mínimo até o máximo continuamente” (50.1). No SEIN, este é realizado através do potenciômetro de precisão no painel do hardware. “Os valores das durações de pulso, frequências de repetição de pulsos e amplitudes”...“ não devem diferir por mais que $\pm 30\%$, quando medidos com um erro não excedendo $\pm 10\%$, em uma resistência de carga dentro da faixa especificada” (50.2).
- c) Proteção contra característica de saída incorreta: flutuações na tensão fornecida pela rede inferiores a $\pm 10\%$ não devem afetar a amplitude de saída do estimulador (51.101). Uma indicação da presença de saída deve ser incorporada ao equipamento,

podendo esta ser feita através de indicação luminosa na cor amarela (51.103). Com uma resistência de carga de 500Ω , a corrente de saída não deve exceder os limites da Tabela 3.1 (51.104):

TABELA 3. 1 – LIMITES NORMATIVOS DA CORRENTE EFICAZ X FREQUÊNCIA PARA O SINAL ELÉTRICO DE SAÍDA DOS ESTIMULADORES.

Frequência	Limite de corrente eficaz
c.c	80 mA
≤ 400 Hz	50 mA
≤ 1500 Hz	80 mA
> 1500 Hz	100 mA

Além destes limites, “para durações de pulsos menores que 0,1s, a energia do pulso com uma resistência de carga de 500Ω não deve exceder 300 mJ por pulso. Para valores maiores da duração do pulso, aplica-se o limite de corrente acima mencionado para valores DC. Adicionalmente, a tensão de saída não deve exceder um valor de pico de 500 V, quando medida sob condição de circuito aberto”.

Estes foram os aspectos normativos considerados proeminentes para o desenvolvimento do SEIN. Cabe reiterar que todos eles foram aplicados ao dispositivo, fato este que poderá ser observado nos capítulos a seguir.

Capítulo 4

4 Sistema Gerenciador do Tratamento (SGT)

4.1 ESTRUTURA DO SGT

O Sistema Gerenciador do Tratamento (SGT) foi desenvolvido em linguagem Basic, interface Visual Basic®, versão 6.0. Esta plataforma, foi escolhida em virtude de ser projetada para ambiente Windows, nas versões 95, 98 e NT, provável ambiente computacional presente nas clínicas de reabilitação. Além disso, o Visual Basic® integra-se aos aplicativos do Microsoft Office, podendo assim gerar ou abrir arquivos de texto (Microsoft Word), ou de banco de dados (Microsoft Access), por exemplo.

As figuras a seguir mostram a estrutura do software desenvolvido, e podem ser considerados como parte do Capítulo 7 (Resultados Obtidos). Após a tela de abertura (Figura 4.1), a tela inicial do SGT (Figura 4.2) permite ao operador realizar as seguintes escolhas:



FIGURA 4. 1 - TELA DE ABERTURA DO SGT.

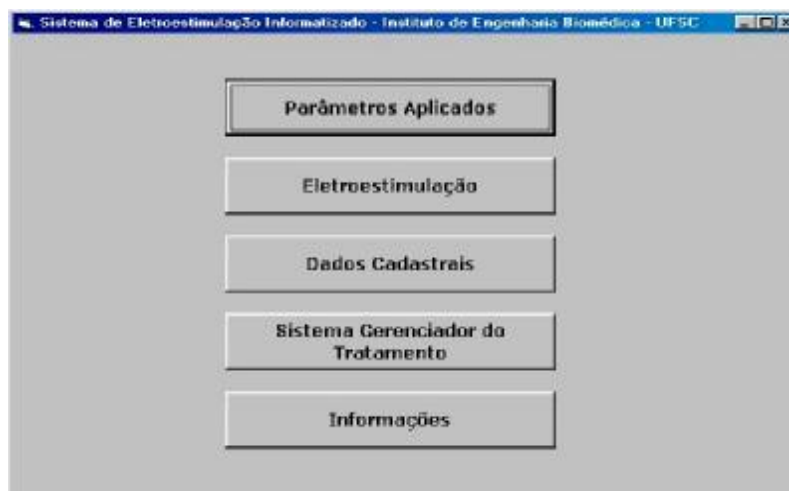


FIGURA 4. 2 - TELA INICIAL DO PROGRAMA.

- a) **CADASTRAR NOVOS PACIENTES:** além dos dados cadastrais, o fisioterapeuta poderá indicar o número de sessões a serem realizadas e fazer um prontuário (com o histórico dos aspectos subjetivos da doença, desde os sintomas iniciais até a observação clínica), para que ele possua informações básicas sobre a saúde do paciente. Estes dados são armazenados em uma base de dados.

FIGURA 4. 3 - NOVO CADASTRO.

- b) **INICIAR A ELETROESTIMULAÇÃO:** nesta interface, a modalidade terapêutica é escolhida (Figura 4.4), e os parâmetros de estimulação definidos e ajustados (Figura 4.5). Possui um menu de ajuda com informações sobre as correntes elétricas empregadas. Após

cada sessão, os parâmetros de estimulação utilizados são armazenados em um banco de dados.



FIGURA 4. 4 - ESCOLHA DA MODALIDADE TERAPÊUTICA.

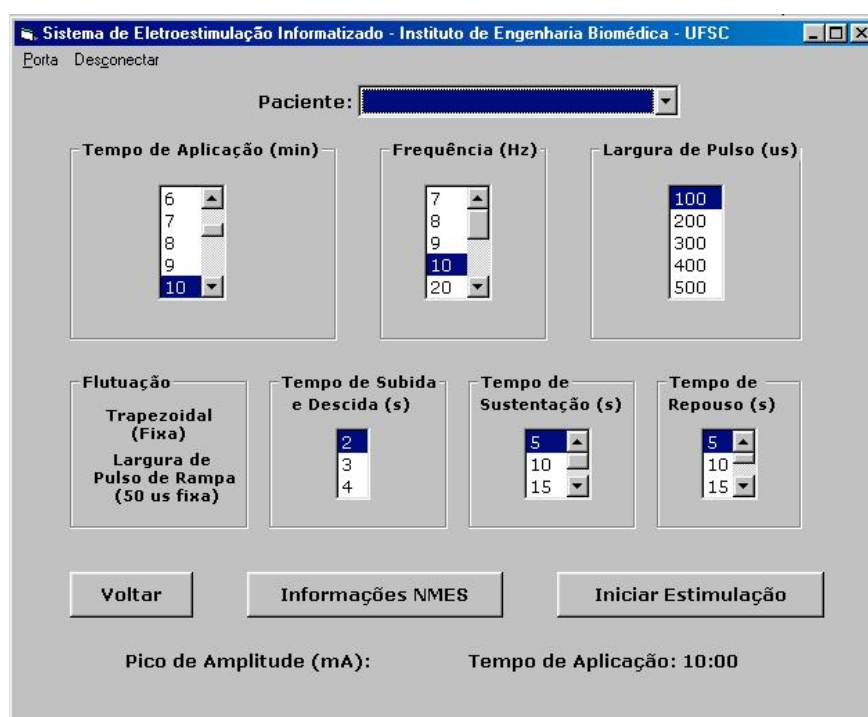


FIGURA 4. 5 - AJUSTE DOS PARÂMETROS DE ESTÍMULO PARA NMES.

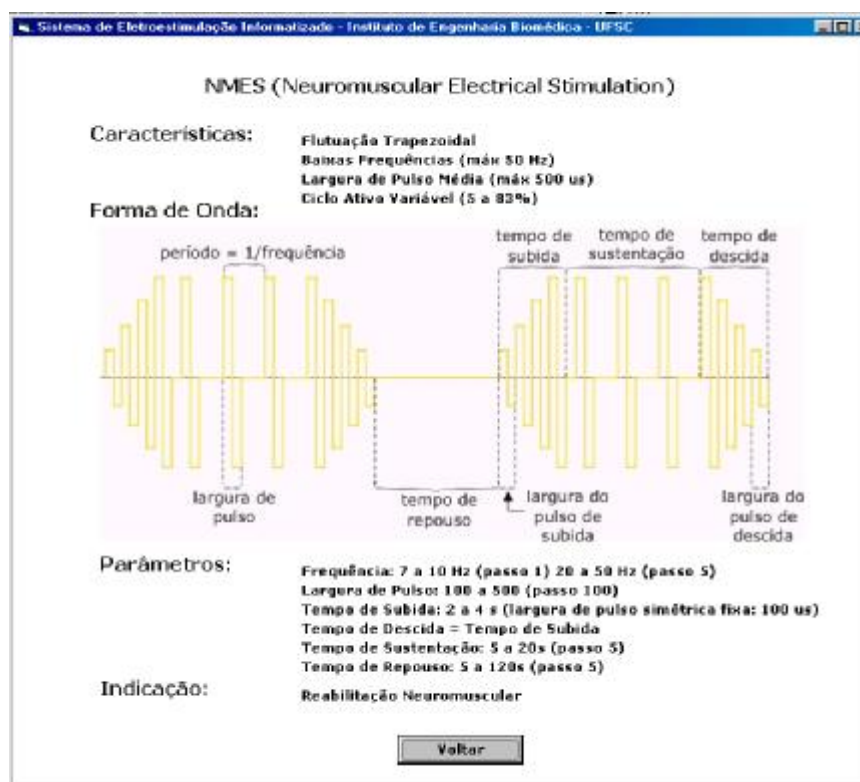


FIGURA 4. 6 - INFORMAÇÕES NMES.

- c) **ACESSAR INFORMAÇÕES DOS PARÂMETROS DE TRATAMENTO PARA CADA PACIENTE:** nesta tela, as informações previamente obtidas poderão ser consultadas, dentre estas as datas e os parâmetros de estímulo aplicados em cada sessão.

Sistema de Eletroestimulação Informatizado - Instituto de Engenharia Biomé...

Nome: Paciente B

Data	Modalidade Terapêutica	Tempo de Aplicação	Parametro 1	Parametro 2
23/08/03	FES	1:00	2 s	5 s
23/08/03	DIADINÂMICA	1:00	MF	-
23/08/03	RUSSA	1:00	80 Hz	-
23/08/03	TENS-C	2:00	100 Hz	100 us

Fechar

Registro: 1

FIGURA 4. 7 - PACIENTE EM TRATAMENTO.

- d) **BUSCAR INFORMAÇÕES:** para que o operador utilize o SEIN de modo eficaz, foi desenvolvido um menu tutorial contendo informações sobre o sistema, sobre as correntes elétricas empregadas e ainda duas outras funções, recomendações para uma prática clínica segura e um guia contendo importantes princípios para a prática da terapia (ambos descritos no Anexo 2).



FIGURA 4. 8 - ABERTURA DO MENU TUTORIAL.

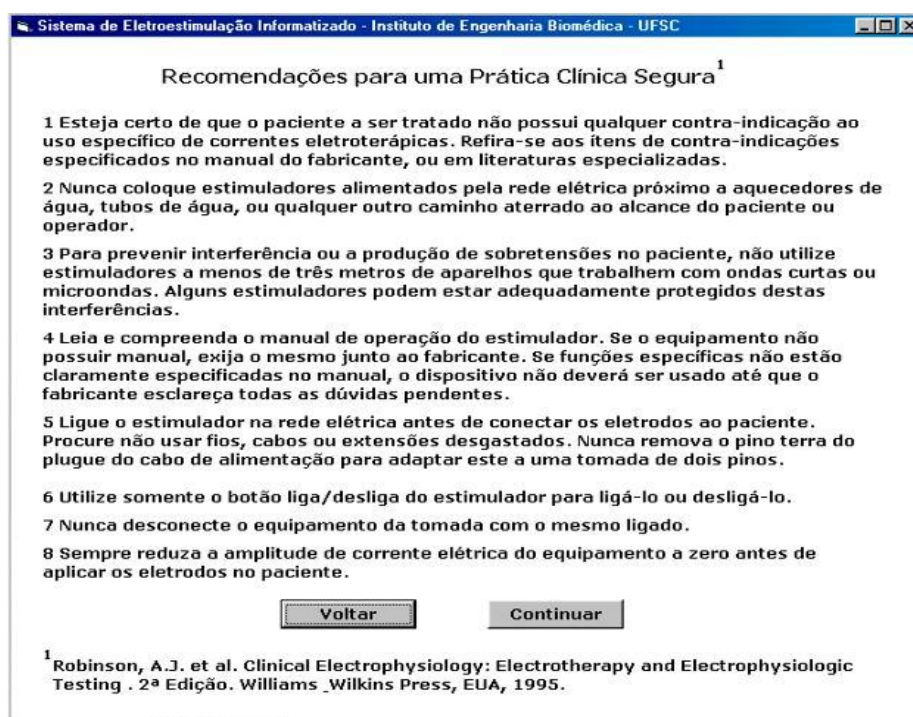
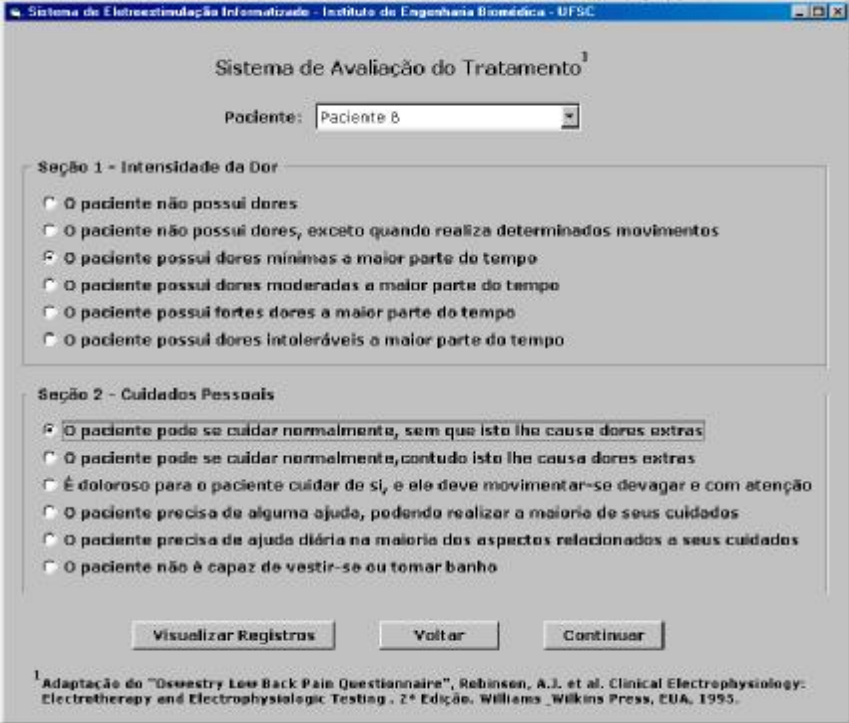


FIGURA 4. 9 - RECOMENDAÇÕES PARA UMA PRÁTICA CLÍNICA SEGURA.

- e) **OBTER INFORMAÇÕES QUANTO A EVOLUÇÃO TERAPÊUTICA DOS PACIENTES:** esta função do SGT, chamada de Sistema de Avaliação do Tratamento (SAT), fornece indicativos personalizados sobre como as limitações do paciente estão afetando a sua qualidade de vida e armazena estes dados em um banco de dados. O item a seguir explica de forma detalhada como o SAT foi desenvolvido.



Sistema de Eletroestimulação Informatizado - Instituto de Engenharia Biomédica - UFSC

Sistema de Avaliação do Tratamento³

Paciente: Paciente 8

Seção 1 - Intensidade da Dor

- O paciente não possui dores
- O paciente não possui dores, exceto quando realiza determinados movimentos
- O paciente possui dores mínimas a maior parte do tempo
- O paciente possui dores moderadas a maior parte do tempo
- O paciente possui fortes dores a maior parte do tempo
- O paciente possui dores intoleráveis a maior parte do tempo

Seção 2 - Cuidados Pessoais

- O paciente pode se cuidar normalmente, sem que isto lhe cause dores extras
- O paciente pode se cuidar normalmente, contudo isto lhe causa dores extras
- É doloroso para o paciente cuidar de si, e ele deve movimentar-se devagar e com atenção
- O paciente precisa de alguma ajuda, podendo realizar a maioria de seus cuidados
- O paciente precisa de ajuda diária na maioria dos aspectos relacionados a seus cuidados
- O paciente não é capaz de vestir-se ou tomar banho

Visualizar Registros Voltar Continuar

1 Adaptação do "Oswestry Low Back Pain Questionnaire", Robinson, A.J. et al. Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing, 2ª Edição, Williams Wilkins Press, EUA, 1995.

FIGURA 4. 10 - PRIMEIRO QUADRO, DOS 6 QUE COMPÕEM O SAT.

4.2 SISTEMA DE AVALIAÇÃO DO TRATAMENTO (SAT)

Ao longo do tratamento, a melhoria da qualidade de vida do paciente frente às suas limitações é um importante indicativo de que a metodologia terapêutica aplicada está sendo bem sucedida. Neste sentido, foi desenvolvido um Sistema Especialista (SE) que atua no sentido de fornecer informações relacionadas ao estado do paciente, a partir de um questionário que avalia suas limitações durante o processo de reabilitação.

A estrutura do SAT, implementada como uma função do SGT, utilizou os mesmos mecanismos de inferência do programa Expert SINTA, desenvolvido pelo Grupo SINTA (Sistemas INTeligentes Aplicados), integrante do Laboratório de Inteligência Artificial (LIA), do Departamento de Computação da Universidade Federal do Ceará (<http://www.lia.ufc.br>). A seguir, serão feitas definições sobre os SE's e seus componentes (MONTELLO, 1999), com as respectivas aplicações do SAT neste âmbito.

4.2.1 SISTEMAS ESPECIALISTAS

“Um Sistema Especialista é aquele que é projetado e desenvolvido para atender a uma aplicação determinada e limitada do conhecimento humano. É capaz de emitir uma decisão, com

apoio em conhecimento justificado, a partir de uma base de informações, tal qual um especialista de determinada área do conhecimento humano” (CUNHA & RIBEIRO, 1987).

A partir desta definição tem-se o SAT como um SE capaz de emitir uma possibilidade de diagnóstico sobre o estado geral do paciente, onde o conhecimento justificado e a base de informações estão baseados no “*Oswestry Low Back Pain Questionnaire*”, um questionário estabelecido como altamente confiável e válido para a avaliação e quantificação de dores crônicas (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

4.2.2 ESTRUTURA DE UM SISTEMA ESPECIALISTA

São componentes da estrutura de um SE:

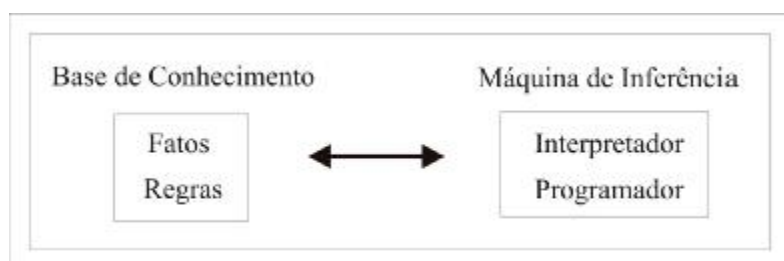


FIGURA 4. 11 – A ESTRUTURA DE UM SE (WATERMAN, 1986).

- a) Base de Conhecimento: Pode ser definida como o “local” de armazenamento de todos os dados e/ou informações necessários para a resolução de um determinado problema. Estes conhecimentos podem ser classificados em fatos e regras.
- Base de Fatos: Representa os conhecimentos que são, “a priori”, conhecidos e que podem ser considerados como ponto de partida para a resolução de um problema. Ou seja, representam as informações dadas pelo usuário ao sistema, por meio do questionário apresentado no item anterior. Este questionário, é aplicado à quantificação das dores em regiões corporais além da região lombar, e às suas limitações sob 10 aspectos: intensidade da dor, cuidados pessoais, o andar, sentar, levantar, dormir, viajar, levantar pesos, a vida sexual e social do paciente. A maneira como estas questões são abordadas podem ser observadas nos exemplos do Quadro 4.1. No Anexo 5, poderão ser observadas todas as questões.

QUADRO 4. 1 - EXEMPLOS DE COMO AS QUESTÕES SÃO ABORDADAS NO SGT.

<p>Seção 1 – Intensidade da dor</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> O paciente não tem dor. <input type="checkbox"/> O paciente não tem dor, exceto ao realizar alguns movimentos. <input type="checkbox"/> O paciente tem uma dor mínima a maior parte do tempo. <input type="checkbox"/> O paciente tem uma dor moderada a maior parte do tempo. <input type="checkbox"/> O paciente tem dores fortes a maior parte do tempo. <input type="checkbox"/> O paciente tem dores intoleráveis a maior parte do tempo.
<p>Seção 9 – Vida Social</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> O paciente possui vida social normal, e esta não lhe causa dores extras. <input type="checkbox"/> O paciente possui vida social normal, porém esta lhe causa dores extras. <input type="checkbox"/> A dor não possui influência na vida social do paciente, porém limita algumas atividades como dançar. <input type="checkbox"/> A dor tem restringido a vida social do paciente, que não mais sai de casa frequentemente. <input type="checkbox"/> A dor tem restringido a vida social do paciente dentro de casa. <input type="checkbox"/> O paciente não possui vida social por causa da dor.

- Base de Regras: Representa os conhecimentos extraídos diretamente dos especialistas. Para cada seção do “*Oswestry Low Back Pain Questionnaire*”, os seis argumentos de cada seção são dados em uma escala linear relacionada ao grau de debilidade do paciente: saudável, pouco limitado, limitado, muito limitado, severo e muito severo. Assim, ao final do preenchimento deste questionário, cada seção possuirá um peso respectivo a esta escala, e o condicionamento das regras toma como base que o insucesso do paciente em determinada seção (cuidados pessoais, por exemplo) é independente dos resultados nas demais (Figura 4.12). O conjunto de regras estabelece como resultado final, ou seja, o estado geral do paciente, o resultado do encadeamento entre todas as seções (ver item “Programador”, logo abaixo), possuindo prioridade a escala clínica mais grave. Como exemplo, se a resposta final for “saudável – 50%” e “pouco limitado – 50%”, a resposta mostrada na interface do SAT será “pouco limitado”, e as questões assinaladas em todas as sessões poderão ser visualizadas.

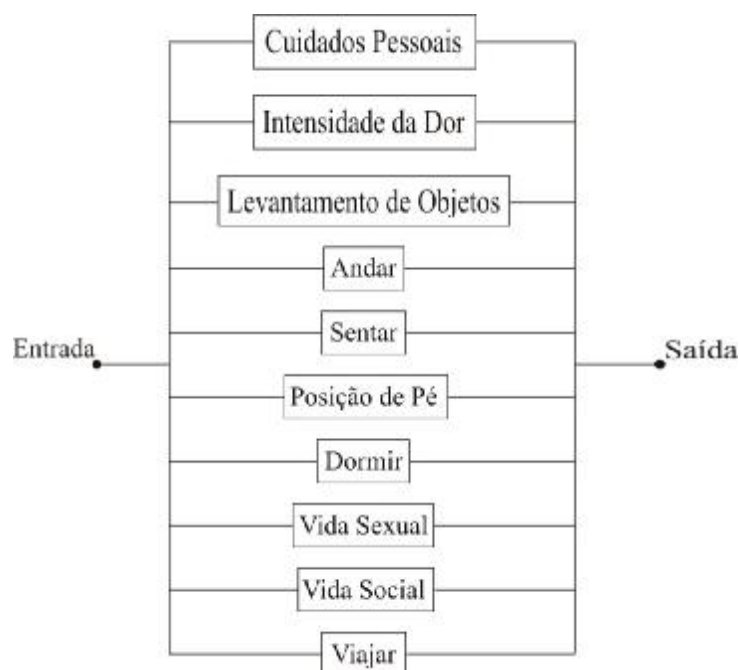


FIGURA 4. 12 - ARQUITETURA DO SAT.

b) Máquina de Inferência: Contém um interpretador que decide como aplicar as regras para inferir um novo conhecimento, além de uma lista de prioridade para a aplicação destas regras.

- Interpretador: A partir das informações contidas na base de conhecimento, a máquina de inferência determina quais regras devem ser disparadas para inferir novos conhecimentos. Para esta tarefa, o SAT aplica os mesmos mecanismos utilizados pelo Expert SINTA:

- Quando se quer saber o valor atribuído às variáveis na conclusão de uma regra, toma-se o valor do argumento (p_1) e realiza-se o encadeamento com o valor de suas premissas (p_2, p_3, \dots, p_n), através do uso do operador lógico E. Assim, para um argumento e uma premissa teremos:

$$P = p_1.p_2 \quad (4.1)$$

- Quando uma variável recebe duas vezes valores em pontos diferentes da consulta, utiliza-se o operador lógico OU. Assim sendo, para um mesmo argumento recebendo dois valores distintos:

$$P = p_1 + p_2 - (p_1.p_2). \quad (4.2)$$

Para o SAT, como em cada seção uma única variável poderá ser escolhida, apenas o operador lógico OU será utilizado no encadeamento das regras, pois uma mesma variável (“pouco limitado”, por exemplo) poderá receber mais do que um valor somente se esta for selecionada em diferentes seções.

- Programador: Determina a ordem em que as regras devem ser aplicadas. O SAT implementa a estratégia conhecida como *Backward Chaining*, onde o sistema faz o caminho inverso, partindo da solução do problema (meta) e tenta verificar se é verdadeira através de suas condições, que passam a ser então, submetas a serem também provadas. Isto ocorre sucessivamente, até se chegar a um conjunto de soluções verificáveis. Desta forma, o SAT verifica a validade de cada variável, de “saudável” à “muito severo”, e fornece como resposta o estado geral do paciente, frente às variáveis encontradas dentro da ordem de prioridades estabelecida (do mais grave ao menos grave).

Na interface do SAT (e do SGT como um todo), poderão ser apontadas as possíveis causas das dificuldades na evolução terapêutica, tais como a falta de regularidade entre as datas das sessões ou que os parâmetros de estimulação aplicados foram pouco eficazes. A Figura 4.13 mostra a interface em que poderão ser consultadas as informações fornecidas pelo SAT. Quanto à validação do sistema, este deverá passar por uma ampla experimentação clínica, em trabalhos futuros. Contudo, as Figuras 4.13 e 4.14 mostram, para um mesmo conjunto de respostas, os resultados do SAT e do Expert SINTA respectivamente.

A interface do sistema, intitulada "Sistema de Eletroestimulação Informatizada - Instituto de Engenharia Biomédica - UFSC", apresenta os seguintes dados:

Nome:	Paciente A
Data:	10/8/03
Estado Geral:	Pouco Limitado
Intensidade da Dor:	O paciente não possui dores
Cuidados Pessoais:	O paciente pode se cuidar normalmente, sem que isto lhe cause dores extras
Levantamento de Objetos:	O paciente pode levantar objetos pesados sem dores
Andar:	O paciente pode caminhar qualquer distância, sem que isto lhe cause dores extras
Sentar:	O paciente pode permanecer sentado em uma cadeira o tempo que desejar
Posição de Pé:	O paciente pode permanecer de pé o tempo que desejar
Dormir:	O paciente consegue dormir normalmente
Vida Sexual:	O paciente possui uma vida sexual normal
Vida Social:	O paciente possui uma vida social normal
Viajar:	O paciente pode viajar, porém isto lhe causa dores

Na base da janela, há um botão "Echegar" e uma barra de navegação com o texto "Registro: 11".

FIGURA 4. 13 - RESULTADOS DO SAT.

Valor	CNF (%)
Pouco Limitado	95,965
Saudável	30

FIGURA 4. 14 – RESULTADO DO EXPERT SINTA PARA O MESMO CONJUNTO DE RESPOSTAS DA FIGURA 4.13.

4.3 BANCO DE DADOS

O banco de dados do SGT armazena as informações relativas aos dados cadastrais, parâmetros de estimulação aplicados, e a avaliação feita pelo SAT. Foi implementado na plataforma Access 7.0, através da função *Visual Data Manager* do Visual Basic. Basicamente, existem três tabelas de dados, que armazenam as três funções descritas. Quando se deseja por exemplo consultar os parâmetros aplicados em um paciente, basta através da interface desenvolvida escolher o nome do paciente, contida na tabela de cadastro. O nome deste é então cruzado com a tabela com os parâmetros armazenados, e todos os parâmetros aplicados que contém o nome do paciente em questão são mostrados na tela. E da mesma forma, a avaliação do SAT poderá ser consultada.

4.4 AJUSTE DOS PARÂMETROS DE ESTÍMULO

Conforme observado na Figura 4.5, a interface do SGT permite o ajuste dos parâmetros de estímulo para cada modalidade terapêutica. A partir da escolha do tipo de corrente, será possível visualizar a forma de onda escolhida, e as respectivas opções de ajuste.

Se o operador tiver dúvidas quanto a escolha da modalidade terapêutica, o menu de ajuda poderá auxiliá-lo. Este menu possui informações básicas com as principais indicações de correntes e parâmetros em relação a diferentes quadros patológicos. Para esta escolha, além de valores padrão (default) estarem disponíveis nesta interface, os parâmetros para cada paciente poderão ser ajustados conforme os valores utilizados na sessão anterior.

Cabe reiterar que o único parâmetro que não é ajustável no software é a amplitude de corrente, que deverá ser ajustada no hardware.

Capítulo 5

5 Programação do Microcontrolador PIC

5.1 OS MICROCONTROLADORES PIC

Os microcontroladores PIC tem ocupado lugar de destaque no mercado devido às suas desejáveis características tais como robustez, baixo custo e reduzido tempo de desenvolvimento. Uma de suas principais vantagens frente a maioria dos microcontroladores está em sua arquitetura interna de memória de dados e de programa.

O PIC utiliza uma arquitetura conhecida como Harvard, que prevê mais de uma via de comunicação onde há dois barramentos de endereços independentes e dois de dados também independentes. Enquanto um desses barramentos serve para a leitura de instruções de um programa, o outro serve para a leitura e escrita de dados. Com isso, é possível operar simultaneamente uma instrução e um byte de dados, o que garante maior velocidade de processamento. Atualmente os processadores digitais de sinais (DSP's) utilizam esta arquitetura.

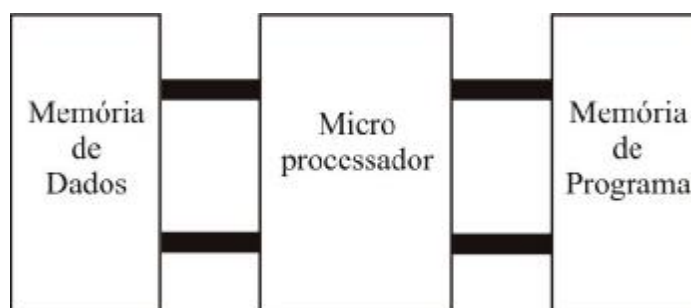


FIGURA 5. 1 - ARQUITETURA DE HARVARD.

Na arquitetura convencional, conhecida como Von Neumann, há apenas um barramento de dados e um de endereços. Neste caso, as instruções estariam em uma faixa de endereço que ative a memória que possui as instruções e os dados estão em uma outra faixa de endereços que ative outra memória onde pode-se ler e escrever os dados.

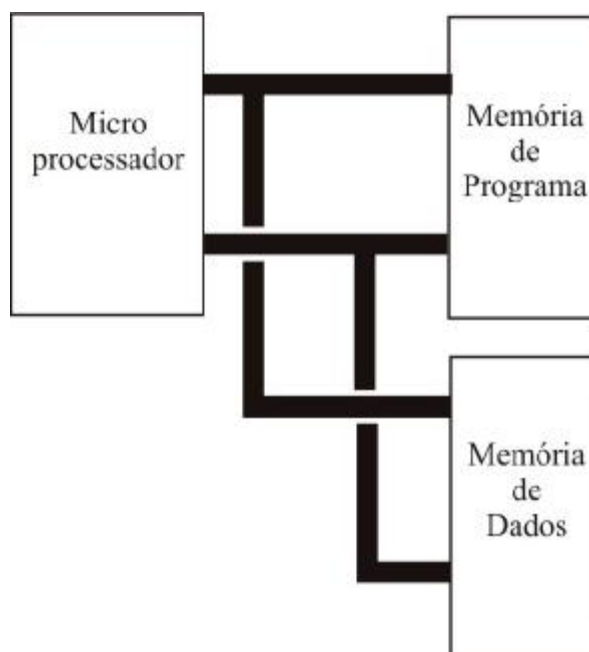


FIGURA 5. 2 - ARQUITETURA DE VON NEUMANN.

A vantagem da arquitetura de Harvard permite que uma única palavra de 14 bits possua o código de instrução, o endereço onde vai atuar, e o eventual operando ou dado, se houver. Criou-se então uma terminologia chamada RISC (Reduced Instruction Set Computer) ou computador com conjunto de instruções reduzido, que faz com que existam poucas instruções (em torno de 35), enquanto alguns microprocessadores tradicionais chegam a ter mais de 100 instruções (SILVA, 1997), o que facilita muito o aprendizado. Como exemplo, para uma instrução que soma 30 ao registro 12:

Microprocessador comum:

1 byte Somar é a operação

1 byte 30 é o operando

1 byte 12 é o local

Total: 3 bytes (21 bits)

Microprocessador RISC:

1 palavra Somar+30 (operando)+ 12(local)

de 14 bits (tudo em uma única palavra)

Total: uma única palavra de 14 bits

Desta forma, como comparação, um 8051 padrão (que utiliza a arquitetura de Von Neumann) rodando a 12 MHz, executa a maioria das instruções em 1 μ s, enquanto para executar em 1 μ s o PIC precisa de 4 MHz (SILVA, 1997), ou seja, três vezes mais rápido.

5.2 O PIC16F877

Para o desenvolvimento deste sistema, a escolha do PIC16F877 para o SEIN se deu em virtude deste ser um dos componentes da família PIC com maior potencialidade, evitando-se assim, maiores limitações de desenvolvimento. Assim, a partir das especificações de utilização descritas neste trabalho, o SEIN poderá ser produzido em mercado com um outro componente mais simples e de menor custo.

Dentre as características principais do PIC16F877, destacam-se:

- Memória flash de programa endereçada pelo contador de programa (PC, 14 bits) podendo endereçar 8k de instruções;
- Memória de dados EEPROM com capacidade 256 bytes;
- 5 Portas de comunicação:
 - Porta A: 6 bits (Digital I/O e Entrada A/D);
 - Porta B: 8 bits (Digital I/O + Timer 0 + Interrupção Externa);
 - Porta C: 8 bits (Digital I/O + Timer 1 + Interrupção Externa);
 - Porta D: 8 bits (Digital I/O + Interface com Periféricos);
 - Porta E: 3 bits (Digital I/O + Controle de Interface com Periféricos).
- 8 canais analógicos de entrada (A/D);
- Conjunto total de 35 instruções;
- Comunicação Serial USART;
- 14 fontes de interrupção;
- Dois módulos de PWM (Pulse Width Modulation) ou modulação por largura de pulso;
- 3 timers;
- Frequência de operação de DC a 20 MHz.

Cabe salientar a vantagem da tecnologia flash que permite a gravação de uma rotina diversas vezes, e de sua ampla faixa de frequência de operação.

5.3 O PROGRAMA DESENVOLVIDO

A implementação do programa desenvolvido se deu através da simulação das rotinas desenvolvidas em linguagem assembler, no programa MPLAB, versão 5.7 da Microchip Inc.. A Figura 5.3 mostra o diagrama em blocos simplificado do algoritmo desenvolvido.

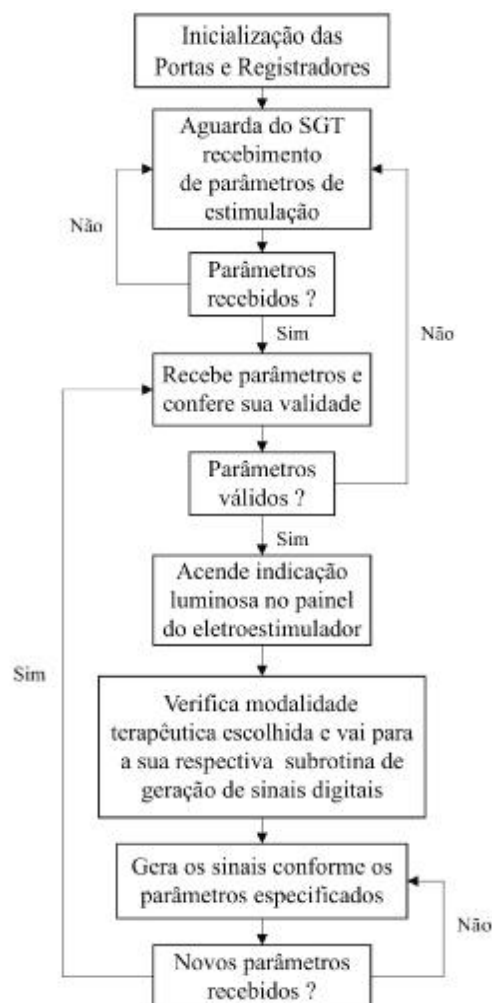


FIGURA 5. 3 - FLUXOGRAMA DO ALGORITMO DESENVOLVIDO EM LINGUAGEM ASSEMBLER.

Conforme pode-se observar, a estrutura lógica de funcionamento do algoritmo representado parece relativamente simples. É importante frisar que o tempo de aplicação é controlado pelo SGT, onde ao final deste uma tela de advertência é acionada na tela do computador. A partir daí, o operador deverá baixar de modo gradativo a amplitude do sinal até “zero” para que os eletrodos possam ser desconectados. Isto é feito desta maneira em virtude de dois fatores: o operador pode desejar um período adicional de aplicação e não é desejável para os tecidos que a amplitude seja diminuída bruscamente devido ao impacto causado pela mudança de atividade nas fibras nervosas e musculares (LOW & REED, 1995).

5.4 COMO OS SINAIS DIGITAIS SÃO GERADOS

Os sinais elétricos são gerados digitalmente pelo PIC com uma resolução de 8 bits, saindo de forma paralela através das 8 saídas digitais da Porta B. Para cada forma de onda, foram geradas e armazenadas na memória de programa tabelas contendo valores hexadecimais (00H a FFH) dos pontos que formam um período desta forma de onda. Existem também tabelas contendo os valores

de intervalo de tempo com que cada ponto será escrito na Porta B, para que a largura de pulso escolhida seja escrita nesta porta. Em um breve exemplo, para um sinal senoidal com 16 pontos (Figura 5.4), tem-se os seguintes valores hexadecimais:

TABELA 5. 1 - RELAÇÃO ENTRE PONTO E VALOR HEXADECIMAL PARA UM PERÍODO DE SINAL SENOIDAL DIGITAL DE 16 PONTOS.

Ponto	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Valor Hexadecimal	80	B4	DF	FA	FF	EF	CB	9B	65	35	11	01	06	21	4C	80



FIGURA 5. 4 - SINAL DIGITAL SENOIDAL COM 16 PONTOS.

Querendo se escrever este sinal de modo contínuo com uma frequência de 50 Hz (período $1/f$ de 20 ms) deve-se dividir o período de 20 ms pelo número de intervalos entre estes 16 pontos (17 intervalos), o que resulta em um tempo de escrita de 1,176 ms, valor de tempo que estará disponibilizado em uma tabela que contém os valores de tempo de escrita relacionados a cada valor de frequência. Desta forma, o programa executará um laço com as seguintes instruções: escreve ponto 1 (80H) na Porta B, chama uma rotina de atraso de 1,176 ms, escreve ponto 2, chama atraso, e assim por diante até o ponto 16.

Os valores hexadecimais foram determinados a partir de simulações feitas em Matlab, salientado que valores para os sinais TENS são balanceados, onde área positiva do sinal quadrado é igual a área negativa do sinal exponencial. Outro ponto importante, é que o conversor D/A irá interpretar o valor base (0V) hexadecimal como 80H, valor mínimo (-10V) como 00H e o valor máximo (+10V) como FFH.

Para os sinais com a forma de onda quadrada (FES e Russa) os valores não foram escritos em uma tabela, por se tratarem de valores máximos e mínimos (00H, -10V e FFH, +10V). Nestes casos, apenas as tabelas com os valores de atraso foram mantidos.

Capítulo 6

6 Implementação dos Circuitos Eletrônicos

6.1 CONVERSOR D/A

A Figura 6.1 mostra o diagrama de operação bipolar para o conversor D/A utilizado (TLC7425). Nesta estrutura os dados digitais enviados pela Porta B do microcontrolador PIC chegam paralelamente aos pinos DB0-DB7 e são escritos na saída diferencial do conversor (OUT1 e OUT 2) com os valores descritos da Tabela 6.1, para uma tensão V_{REF} de +10V e tensão de alimentação V_{DD} de +5V.

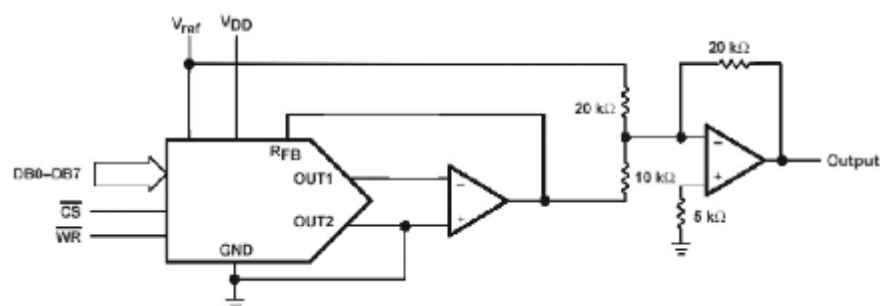


FIGURA 6. 1 - OPERAÇÃO BIPOLAR DO CONVERSOR D/A TLC7524.

TABELA 6. 1 - TABELA DE OPERAÇÃO DO TLC7524.

Entrada Digital		Saída Analógica
MSB	LSB	
1	1111111	$V_{REF}(127/128)$
1	0000001	$V_{REF}(1/128)$
1	0000000	0
0	1111111	$-V_{REF}(1/128)$
0	0000001	$-V_{REF}(127/128)$
0	0000000	$-V_{REF}$

Os valores analógicos da tabela acima são obtidos a partir da estrutura com amplificadores operacionais presente na Figura 6.1. Conforme o exposto, se obterá na saída desta estrutura um sinal analógico com os valores entre +10V (para FFH) e -10V (para 00H). Quanto a utilização dos pinos *chip select* (CS) e *write* (WR), para esta aplicação, estes puderam ser mantidos em nível lógico baixo, e desta forma, a entrada digital na entrada será automaticamente escrita na forma analógica da saída.

6.2 AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA

A Figura 6.2 mostra a configuração do circuito amplificador de potência baseado em fonte linear de corrente. O sinal de entrada deste circuito é o sinal analógico entre +10 V e -10 V que sai do conversor D/A, conforme explicado anteriormente. Nesta figura, estão indicados os equacionados básicos para a compreensão do funcionamento do circuito, verificados como válidos em simulação realizada no programa Pspice Schematics, versão 9.1.

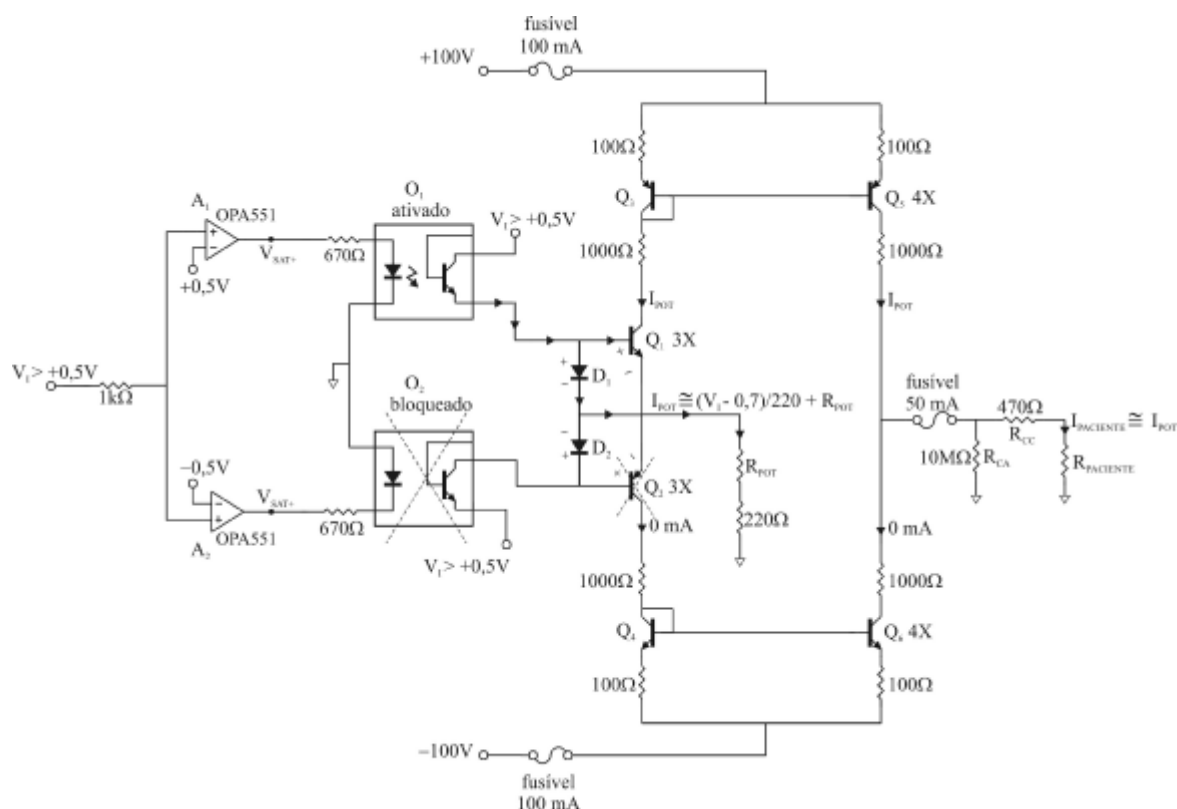


FIGURA 6.2 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA.

Na Figura 6.2, observa-se a configuração dos transistores na forma de espelho de corrente, onde as equações presentes desprezam os valores de suas correntes de base. Os transistores de potência escolhidos foram o BF422 (NPN) e BF423 (PNP) da Philips Semiconductors. Os amplificadores operacionais utilizados são o OPA551 da Texas Instruments, com tensão de alimentação de $\pm 12V$, e os optoacopladores são o PC814A da Sharp. Os resistores R_{CA} e R_{CC} possuem respectivamente a função de proteger o circuito em caso de circuito aberto ou curto-circuito entre os eletrodos ($R_{PACIENTE}$). O circuito possui ainda três fusíveis para proteção dos circuitos e do paciente, com valores especificados no valor de 50 mA.

Nesta estrutura, os transistores funcionam como uma chave. Quando V_i é positivo, Q_1 , Q_2 e Q_3 operam enquanto Q_3 , Q_4 e Q_5 estão bloqueados, e o contrário para V_i negativo. O circuito fornece, para uma carga de “zero” a 1 k Ω entre os eletrodos, uma corrente entre -45mA e 45 mA, que varia linearmente conforme o sinal de entrada ($\pm 10V$) e o ajuste do potenciômetro de precisão,

que varia entre 220 e 100k Ω . A Tabela 6.2 mostra, em valores aproximados, cinco situações distintas:

TABELA 6. 2 - RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE TENSÃO DE ENTRADA, POTENCIÔMETRO DE AJUSTE E CORRENTE DE SAÍDA.

Tensão de Entrada V_I (V)	Valor do Potenciômetro $R_{POT}(\Omega)$	Corrente de Saída I_0 (mA)
+10	220	+45
+10	100k	0
0	220	0
+10	400	+25
-5	220	-22,7

Analisando a Tabela 6.2, verifica-se que o valor da corrente de saída varia em proporção direta com o valor da tensão V_I e inversa com o valor de R_{POT} . Foram exemplificadas assim situações com valores máximos para a operação do amplificador. Toda a sua faixa de operação funciona linearmente entre os valores descritos acima, conforme mostrado nas duas últimas linhas da Tabela 6.2. Quanto a potência instantânea máxima dissipada, o amplificador irá consumir $2 \times 100V \times 45mA = 9W$, pois enquanto passam 45 mA pelo potenciômetro, outros 45 mA passam em $R_{PACIENTE}$.

Quanto à segurança para o funcionamento da estrutura, os amplificadores operacionais e optoacopladores possuem a função de introduzir uma histerese em V_I , evitando que durante a transição do sinal entre o ciclo negativo e positivo, o sinal passe por “zero” volts. Se o amplificador enxerga “zero” volts em R_{POT} , e os transistores Q_1 e Q_2 estão polarizados diretamente, a fonte irá reconhecer um curto-circuito em R_{POT} , e despejar uma corrente de aproximadamente 90 mA ($10V/1100\Omega$). Conforme a estrutura apresentada, quando o sinal V_I estiver entre $-0,5V$ e $+0,5V$ (durante o curto intervalo de tempo nesta transição), os optoacopladores isolarão R_{POT} , evitando este indesejado pulso de corrente. Isto funciona da seguinte forma, quando $-0,5V \leq V_I \leq +0,5V$, A_1 e A_2 ficam saturados em V_{SAT-} ($\cong -12V$) e V_{SAT+} ($\cong +12V$) respectivamente, bloqueando o sinal V_I nos optoacopladores. Quando $V_I \geq 0,5V$, A_1 passa para V_{SAT+} , ativando o optoacoplador O_1 , e conseqüentemente polarizando diretamente o transistor Q_1 , ativando o ciclo positivo do sinal, enquanto o ciclo negativo permanece bloqueado. Para $V_I \leq 0,5V$, o efeito contrário é observado. Cabe salientar que os diodos D_1 e D_2 possuem a função de limitar as correntes de base em Q_1 e Q_2 , e as resistências de 1000 Ω , de proteger os valores de tensão sobre estes transistores.

6.3 CONVERSÃO A/D

A estrutura de conversão A/D tem como função mostrar na tela do computador os valores de pico de amplitude da corrente elétrica aplicada. Sendo a base de R_{POT} composta pelo resistor de 220Ω responsável em limitar a saída de corrente em $\pm 45 \text{ mA}$, o ponto entre R_{POT} e esta resistência será o ponto de captação de tensão do sinal para a conversão A/D. A Tabela 6.3 esclarece como este sinal de tensão reflete o sinal de corrente que passa pelo paciente.

TABELA 6. 3 - CONVERSÃO A/D. O VALOR DE TENSÃO EM $R_{220\Omega}$ REFLETE O VALOR DE CORRENTE QUE PASSA ATRAVÉS DO PACIENTE.

$V_{R220\Omega}$	$I_{POT} (V_{R220\Omega}/220\Omega)$
10 V	45,45 mA
5 V	22,72 mA
2,5 V	11,36 mA
0 V	0 mA

Em módulo, estes valores são igualmente válidos para o ciclo negativo do sinal. Este sinal captado ($V_{R220\Omega}$) passa então por uma estrutura de retificação (Figura 6.3) que em sua saída armazena o valor de pico de $V_{R220\Omega}$ (do ciclo negativo ou positivo). Este valor de pico de amplitude é então captado pela estrutura de conversão A/D do microcontrolador PIC e enviado ao SGT.

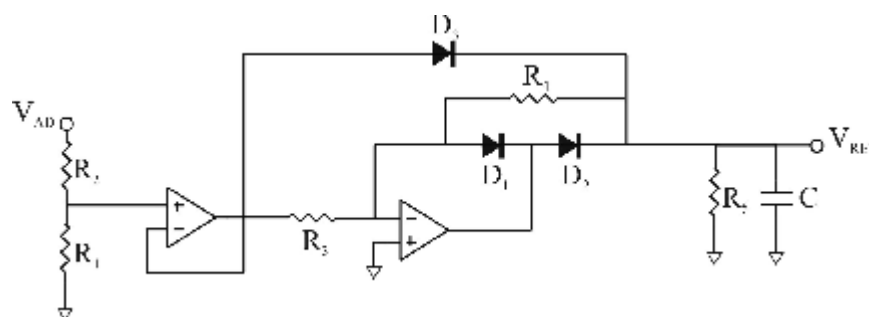


FIGURA 6. 3 - ESTRUTURA DO RETIFICADOR DE ONDA COMPLETA.

6.4 FONTE DE ALIMENTAÇÃO E SISTEMA DE PROTEÇÃO E ISOLAMENTO

A Figura 6.4 mostra a representação do circuito elétrico responsáveis pela alimentação do amplificador de potência.

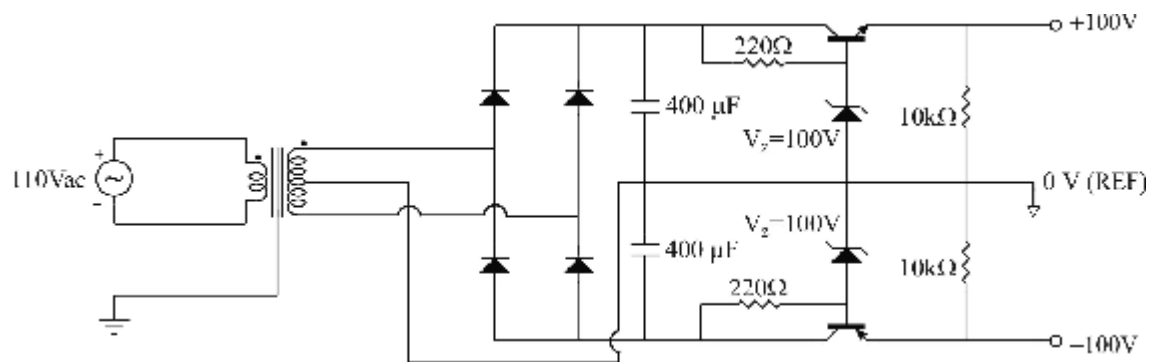


FIGURA 6. 4 - FONTE DE ALIMENTAÇÃO DO AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA.

O transformador foi projetado para transferir ao secundário uma potência de 50VA, necessária à alimentação do canal de saída do amplificador de potência, e ampliação futura do dispositivo para mais de um canal de estimulação. Entre os enrolamentos primário e secundário existem duas películas de elevada resistência dielétrica (com uma isolação de 4 kV). Entre estas películas, existe uma pequena placa metálica onde o fio terra está conectado, reforçando a isolação do sistema da rede elétrica.

Este sinal do secundário passa por uma ponte retificadora e por um conjunto de capacitores, resistências, transistores (BD139, NPN e BD140, PNP da Philips Semiconductors) e diodos zener (modelo 1N5378B, da Motorola) com a função de manter a estabilidade do sinal em $\pm 100V_{DC}$ mesmo que ocorram sobre e subtensões na rede elétrica de distribuição no valor de 10 %. O arranjo de diodos zener protegem o sistema de eventuais sobretensões, garantindo um valor de tensão estável em 100V. Os capacitores servem para diminuir o efeito de ondulação (*ripple*) causado na retificação do sinal. Os resistores de 100 k Ω descarregam este capacitor quando o aparelho é desligado, para que o mesmo não fique energizado (item 56.4 da norma NBR IEC 601-1).

A fonte de alimentação dos demais componente do circuito é feita de forma análoga através de outro transformador com as mesmas características, porém com potência inferior (4VA) e sem a estrutura de diodos zener e transistores. Após a retificação do sinal, os reguladores de tensão 7812, 7912 e 7805 da Texas Instruments regulam os valores de tensão em +12V, -12V e +5V respectivamente.

Capítulo 7

7 Resultados Obtidos

Este capítulo dedica-se a exposição dos resultados obtidos sob os seguintes aspectos: as imagens do protótipo e formas de onda obtidas, a avaliação da qualidade dos parâmetros dos sinais elétricos gerados, e finalmente, os testes de segurança e funcionalidade do equipamento. Reiterando o que foi dito no Capítulo 4, todas as explicações relacionadas ao software desenvolvido podem ser tomadas como válidas, ou seja, funcionalmente corretas dentro do esperado.

7.1 IMAGENS DO PROTÓTIPO

Para montagem do protótipo desenvolvido foram desenvolvidas em circuito impresso duas placas (através do software de design PCAD 2001), de tamanho igual, uma para a parte lógica (microcontrolador e periféricos) e outra para a parte de potência. Ambas foram condicionadas em uma caixa acrílica em forma de “sanduíche”, ou seja, uma placa sobre a outra, separadas por quatro barras de parafusos em suas extremidades.



FIGURA 7. 1 - IMAGEM DO PROTÓTIPO EM PERSPECTIVA.



FIGURA 7. 2 - IMAGEM DA PLACA DE CIRCUITO LÓGICO.



FIGURA 7. 3 - IMAGEM DA PLACA COM O AMPLIFICADOR DE POTÊNCIA.

Note que a Figura 7.3 possui uma placa universal. Nesta placa foi feito o reprojeto do amplificador de potência, que na versão anterior desconsiderou os efeitos dos pulsos de corrente durante a passagem do sinal de entrada (V_i) por “zero volts”. Ainda, à direita desta figura se encontra um par de eletrodos para ilustrar posicionamento do sinal de saída desta placa.

7.2 IMAGENS DAS FORMAS DE ONDA GERADAS

Para captação das imagens mostradas a seguir, foi utilizado um osciloscópio digital (Tektronix, THS720) e um software específico que extrai para o microcomputador (via comunicação serial) exatamente a mesma imagem fornecida no osciloscópio. Os comentários relacionados a cada figura se encontrarão em seus respectivos rodapés, onde as imagens foram

obtidas entre os eletrodos (com uma resistência elétrica no valor de 470Ω). Quanto aos parâmetros, em virtude da grande quantidade destes fornecidas pelo aparelho, serão mostradas imagens com os valores máximos e mínimos dos parâmetros relacionados a base de tempo, como frequência e largura de pulso, por exemplo, fazendo-se uma espécie de “sanfona” com o sinal elétrico. Cabe ressaltar que todos os resultados obtidos nestas imagens, incluindo os valores intermediários a estes, apresentaram bons resultados (com erro inferior a 1 %) no que tange estes parâmetros na base do tempo. Com relação a amplitude de corrente na saída do amplificador de potência, esta apresentou um desvio onde a amplitude do ciclo negativo do sinal é ligeiramente maior do que o ciclo positivo (inferior a 10%), devido aos transistores PNP (BF423) do ciclo negativo do sinal apresentarem ganho superior ao seu transistor complementar NPN (BF422), fato este relacionado a tecnologia de fabricação dos semicondutores, ligados a estes modelos escolhidos, e aos demais encontrados no mercado. Em termos de eletroestimulação transcutânea (com eletrodos), os efeitos da eletrólise (ver Anexo 7) são mínimos, graças ao curto período de tempo em que o sinal permanece em níveis de amplitude máximos e mínimos.

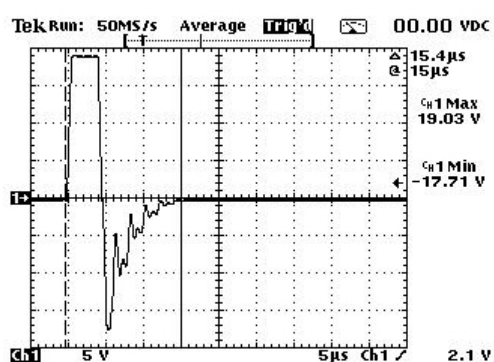


FIGURA 7. 4 - FORMA DE ONDA TENS-C COM LARGURA DE PULSO DE $15 \mu\text{s}$.

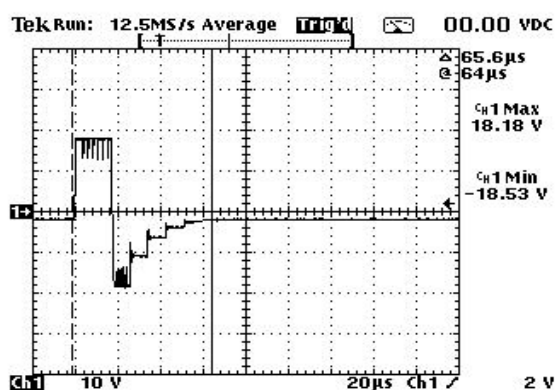


FIGURA 7. 5 - FORMA DE ONDA TENS-C COM LARGURA DE PULSO DE $65 \mu\text{s}$.

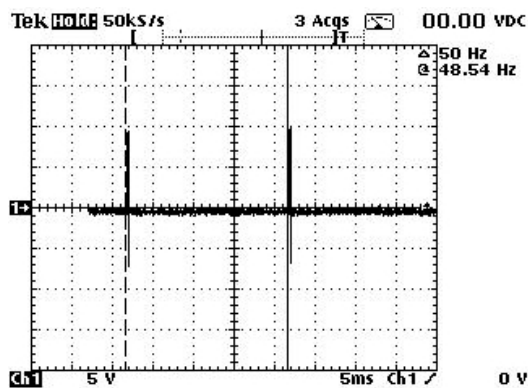


FIGURA 7. 6 - FORMA DE ONDA TENS-C COM FREQUÊNCIA DE 50 Hz.

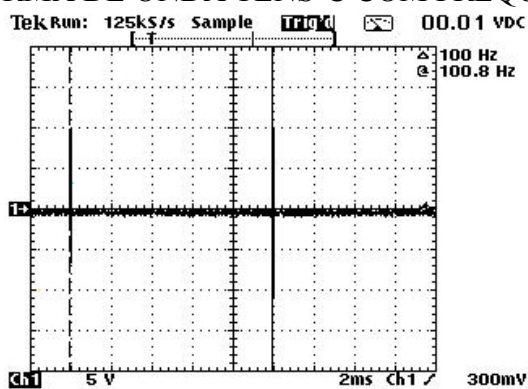


FIGURA 7. 7 - FORMA DE ONDA TENS-C COM FREQUÊNCIA DE 100 Hz.

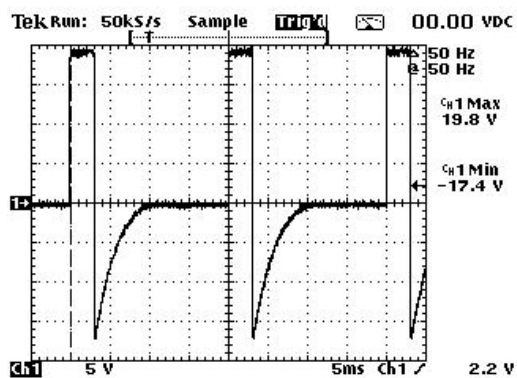


FIGURA 7. 8 - FORMA DE ONDA TENS-B COM FREQUÊNCIA DE 50 Hz.

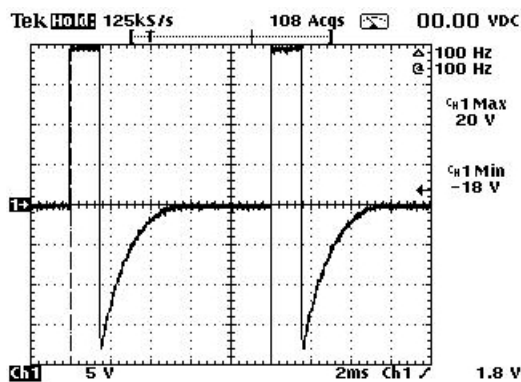


FIGURA 7. 9 - FORMA DE ONDA TENS-B A UMA FREQUÊNCIA DE 100 Hz.

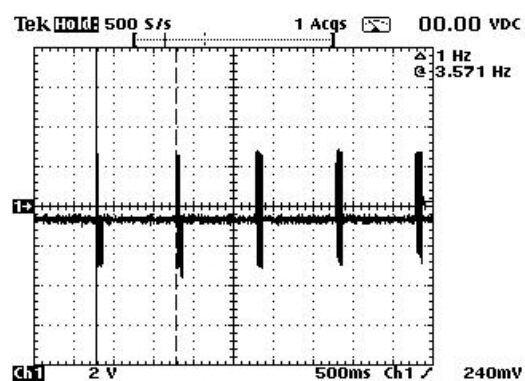


FIGURA 7. 10 - FORMA DE ONDA TENS-B COM FREQUÊNCIA PORTADORA DE 1 Hz.

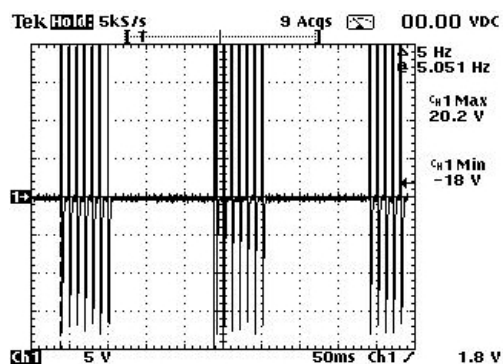


FIGURA 7. 11 - FORMA DE ONDA TENS-B COM FREQUÊNCIA PORTADORA DE 5 Hz.

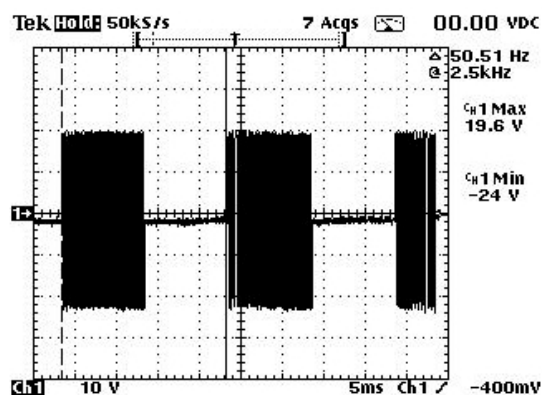


FIGURA 7. 12 - FORMA DE ONDA RUSSA A UMA FREQUÊNCIA DE 50 Hz.

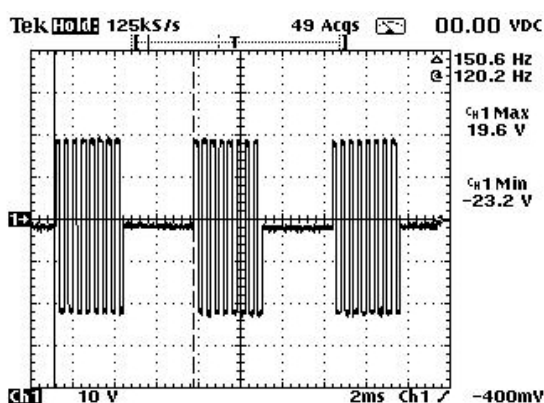


FIGURA 7. 13 - FORMA DE ONDA RUSSA A UMA FREQUÊNCIA DE 150 Hz.

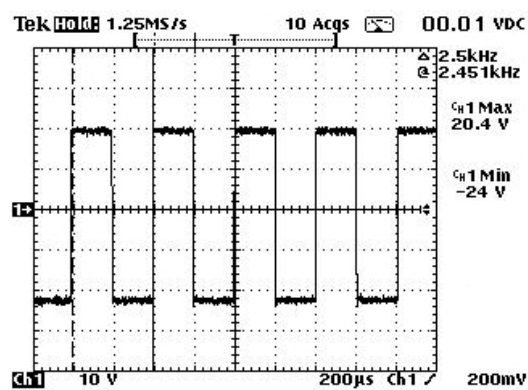


FIGURA 7. 14 - FORMA DE ONDA RUSSA COM A FREQUÊNCIA “BURST” CARACTERÍSTICA EM 2500 Hz.

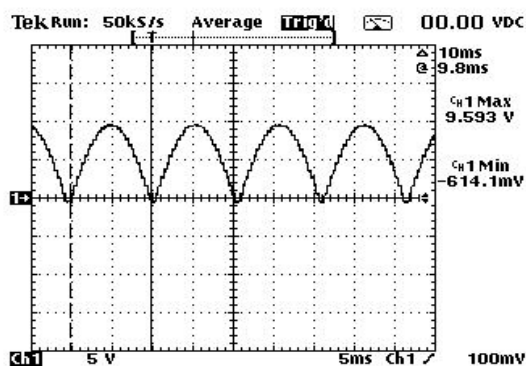


FIGURA 7. 15 - FORMA DE ONDA DIADINÂMICA DO TIPO DF A UMA FREQUÊNCIA DE 100 Hz.

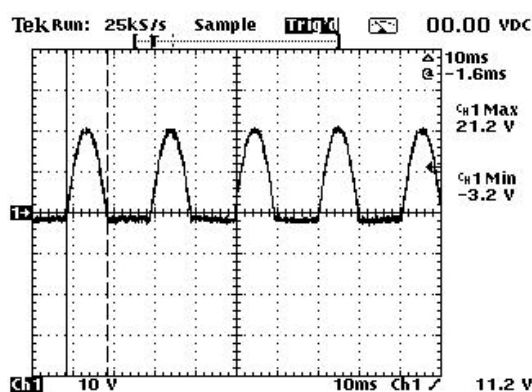


FIGURA 7. 16 - FORMA DE ONDA DIADINÂMICA DO TIPO MF A UMA FREQUÊNCIA DE 50 Hz.

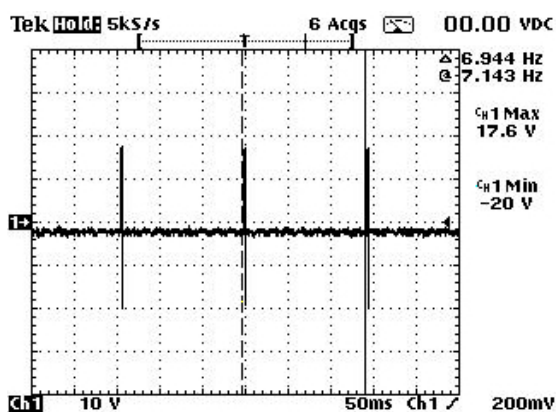


FIGURA 7. 17 - FORMA DE ONDA NMES A UMA FREQUÊNCIA DE 7 Hz.

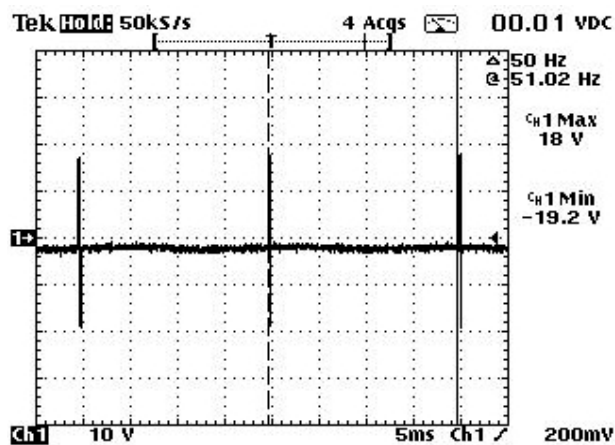


FIGURA 7. 18 - FORMA DE ONDA NMES A UMA FREQUÊNCIA DE 50 Hz.

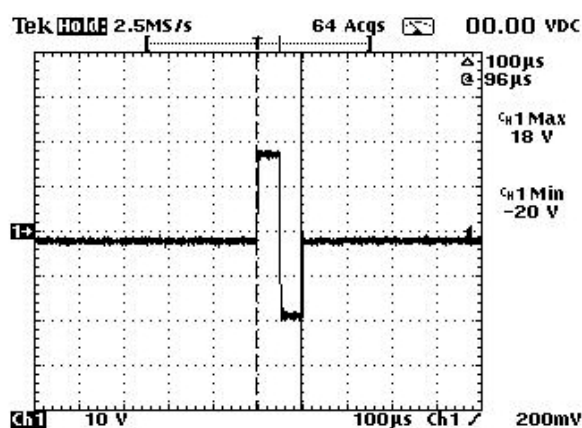


FIGURA 7. 19 - FORMA DE ONDA NMES COM UMA LARGURA DE PULSO DE 100 μ s.

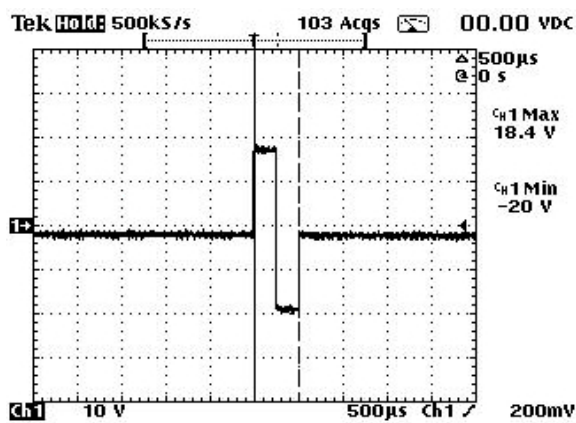


FIGURA 7. 20 - FORMA DE ONDA NMES COM UMA LARGURA DE PULSO DE 500 μ s.

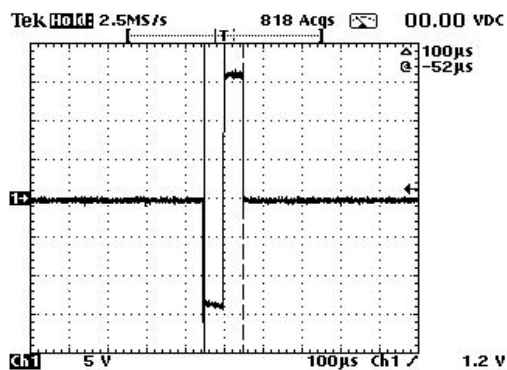


FIGURA 7. 21 - FORMA DE ONDA NMES COM UMA LARGURA DE PULSO DE SUBIDA/DESCIDA DE 100 μ s.

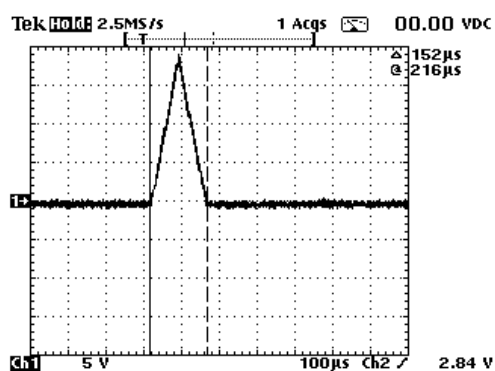


FIGURA 7. 22 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA LARGURA DE PULSO DE 150 μ s.

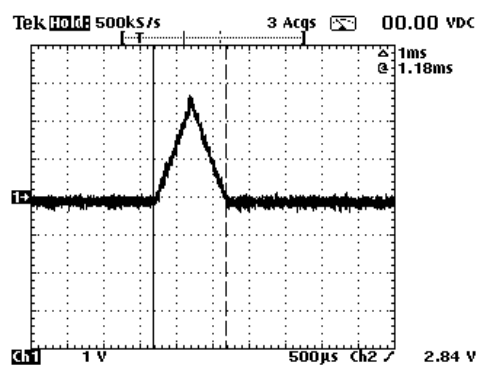


FIGURA 7. 23 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA LARGURA DE PULSO DE 1000 μ s.

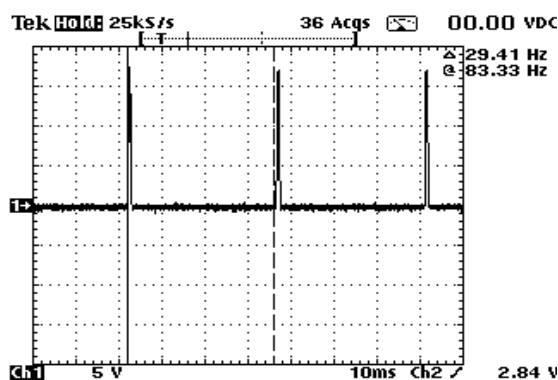


FIGURA 7. 24 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA FREQUÊNCIA DE 30 Hz.

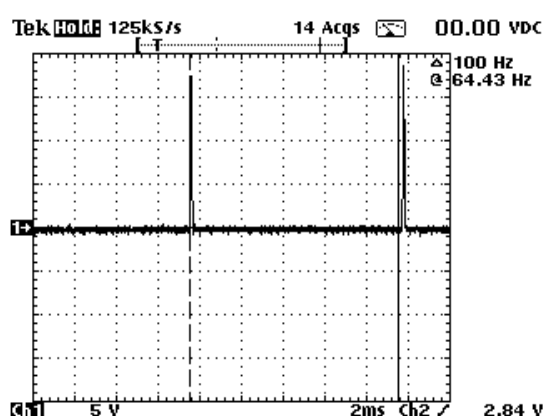


FIGURA 7. 25 - FORMA DE ONDA FARÁDICA COM UMA FREQUÊNCIA DE 100 Hz.

7.3 ESPECIFICAÇÕES DE DESEMPENHO ELÉTRICO

Este item descreve um conjunto de ensaios realizados no sentido de avaliar a funcionalidade do equipamento sob os itens prescritos nas normas no qual o mesmo foi projeto. Além destes ensaios, existem outros que foram realizados a partir de uma adaptação dos requisitos previstos na norma NS4 da ANSI/AAMI (*American National Standards Institute/Association for the Advancement of Medical Instrumentation*), documento este voltado à avaliação de estimuladores elétricos TENS (VIEIRA, 2002).

Os ensaios a seguir foram realizados tomando como base o esquemático da Figura 7.26. Cabe salientar que a norma NBR IEC 60601-2-10 não estabelece um valor máximo de impedância de carga que mantenha valores de saída corretos. Apenas estabelece que este valor máximo seja especificado. O SEIN foi projetado para operar com estabilidade para uma carga conforme a ilustrada na Figura 7.26 com $R_1 = 470 \Omega$, $R_2 = 470 \Omega$, $R_3 = 33\Omega$ e $C = 0,1 \mu\text{F}$, todos com um erro

de 5 %. Contudo, esta mesma norma estabelece os valores máximos de energia e corrente elétrica para $R_1 = 500 \Omega$, e R_2 e C em curto-circuito.

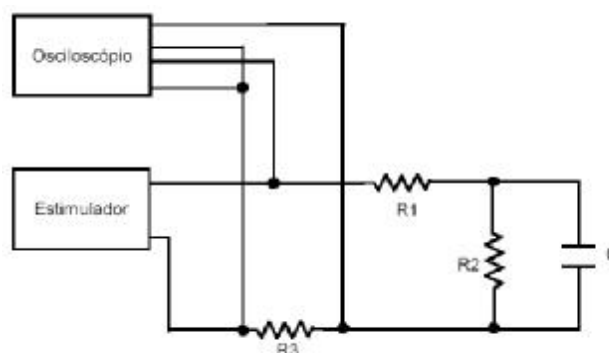


FIGURA 7. 26 - ESQUEMA DE MONTAGEM PARA OS ENSAIOS (VIEIRA, 2002).

7.3.1 DESVIO ENTRE O VALOR DE CORRENTE NO POTENCIÔMETRO E ENTRE OS ELETRODOS

Conforme explicado no Capítulo 6, o valor da corrente que passa pelo potenciômetro (R_{POT}) deve ser o mesmo que passa entre os eletrodos ($R_{PACIENTE}$). A Tabela 7.1 mostra para R_2 , R_3 e C fixos, os valores obtidos de corrente (em módulo) em R_{POT} e $R_{PACIENTE}$, para diferentes valores de R_1 , com os respectivos valores dos desvios percentuais ($(|I_{POT} - I_{PACIENTE}| / |I_{POT}|) \cdot 100$).

TABELA 7. 1 - AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO ESPELHO DE CORRENTE DO CIRCUITO DE AMPLIFICAÇÃO.

R_1	I_{POT}	$I_{PACIENTE}$	Desvio
200 Ω	34,0 mA	35,0 mA	2,9 %
470 Ω	42,5 mA	40,9 mA	3,7 %
1000 Ω	42,0 mA	37,4 mA	10,9 %
2000 Ω	42,0 mA	17,8 mA	57,6 %

7.3.2 LIMITES MÁXIMOS DE CARGA ELÉTRICA E CORRENTE PRODUZIDA

A Tabela 7.2 mostra os valores máximos de energia de cada pulso para largura de pulso máxima (com amplitude de corrente máxima) para cada modalidade terapêutica. Estes testes foram feitos como prevê a norma NBR IEC ($R_1 = 500 \Omega$, e R_2 e C em curto-circuito). A norma estabelece que para um pulso com a duração inferior a 100 ms, a energia do pulso não pode exceder 300 mJ. Cabe enfatizar que para nenhuma modalidade terapêutica os valores de energia por pulso ou amplitude máxima foram ultrapassados.

TABELA 7. 2 - VALORES DE CORRENTE E ENERGIA MÁXIMOS SOBRE
R_{PACIENTE}.

Modalidade Terapêutica	Corrente Máxima	Energia Máxima
TENS-C	41,06 mA	55,46 μJ
TENS-B	42,55 mA	8,5 mJ
NMES	42,55 mA	85,10 μJ
Farádica	42,78 mA	0,74mJ
Russa	42,55 mA	8,5 mJ
Diadinâmica	45,10 mA	1,31 mJ

7.3.3 PROTEÇÃO DOS CONTROLES FUNCIONAIS CONTRA CARACTERÍSTICA DE SAÍDA INCORRETA

Este ensaio tem por objetivo verificar se o sinal de saída se altera com contatos inadvertidos sobre os controles do equipamento, bem como verificar o desvio de um determinado parâmetro quando da alteração sobre os outros parâmetros do sinal. O ensaio utiliza carga puramente resistiva de 470 Ω. Observando o sinal de saída no osciloscópio pode-se verificar se os parâmetros se alteram com contatos inadvertidos sobre os controles funcionais do equipamento. O desvio de um determinado é verificado mantendo-o fixo num valor intermediário da sua excursão e variando-se os outros parâmetros entre valores mínimos e máximos. Quando os parâmetros que variam estão no mínimo, é registrado o valor medido do parâmetro fixo como *Valor inicial*. Quando os parâmetros que variam estão no máximo, é registrado o valor medido fixo do parâmetro como *Valor final*. O desvio, que não deve ser maior que 5%, é determinado através da relação $\text{Desvio (\%)} = ((\text{Valor final} - \text{Valor inicial}) / \text{Valor inicial}) \cdot 100$ (VIEIRA, 2002).

Visto a maneira na qual o SEIN foi projetado, com controles digitais, e parâmetros ajustados individualmente, não foram encontrados erros no que tange este item da norma ANSI/AAMI, inclusive com relação a deformação da forma de onda durante o aumento da amplitude de corrente. É importante frisar que em equipamentos com controles analógicos, este é um fator mais susceptível a erros. Outro ponto importante é que o dispositivo possui proteção para a saída de corrente elétrica somente após o comando na interface do SGT. Assim, se o equipamento for ligado, com os eletrodos conectados ao paciente e a amplitude em uma posição diferente de “zero”, irá circular uma corrente muito pequena ($\leq 200 \mu\text{A}$) entre os eletrodos (mesmo se o potenciômetro estiver ajustado na posição máxima).

7.3.4 DESEMPENHO APÓS OP

7.3.5 ERAÇÃO EM CIRCUITO ABERTO

Tem por objetivo verificar se o estimulador mantém o desempenho elétrico especificado pelo fabricante após operar por no mínimo, 15 minutos, com carga em circuito aberto. Os terminais de saída do equipamento são colocados em aberto e os parâmetros do sinal são ajustados para os valores máximos. Após o aparelho operar nesta condição por 15 minutos, o mesmo deve manter as especificações de desempenho elétrico (VIEIRA, 2002).

O SEIN comportou-se bem com relação a este item, não apresentando qualquer mudança de funcionamento após 15 minutos de operação em circuito aberto.

7.4 TESTES REALIZADOS JUNTO AO LABORATÓRIO DE AVALIAÇÃO TÉCNICA (LAT/IEB/UFSC)

No sentido de se avaliar mais critérios relacionados a segurança e a funcionalidade do equipamento proposto, foram realizados testes adicionais junto ao Laboratório de Avaliação Técnica (LAT) do Instituto de Engenharia Biomédica/UFSC. Através do Analizador/Simulador 601-PRO da BIO-TEK Instruments, Inc., foram avaliados os seguintes pontos: resistência de isolamento, resistência para o terra, correntes de fuga para o terra e através do gabinete (Tabela 7.3). Cabe ressaltar que os resultados da Tabela 7.3 são a média de três medições realizadas para cada item, todas com um desvio inferior a 5 % entre elas. Quanto à corrente de fuga para o gabinete, em virtude do equipamento ser do tipo I BF e possuir uma caixa acrílica (e não metálica) este teste segundo a norma NBR IEC 601-1 não se aplica. Contudo, foi verificada uma corrente no valor de 1,5 μ A para testes com polaridade normal e reversa. Com relação ao valor da resistência para o terra, em relação ao valor estabelecido pela norma, este foi considerado elevado, porém deve ser considerada a resistência do estabilizador a qual a alimentação do equipamento se mantém conectado ao microcomputador. De qualquer forma, as correntes de fuga para o terra apresentaram bons resultados:

TABELA 7. 3 – ENSAIOS COM VALORES MÉDIOS DE 3 MEDIÇÕES REALIZADAS COM O ANALIZADOR 601-PRO.

Item		Valor obtido	Limite da Norma IEC 601-1
Resistência para o terra		2,999 Ω	Inferior a 0,2 Ω
Corrente de fuga para o terra	Polaridade Normal	33,5 μA	500 μA
	Sem 1 fase	39,7 μA	1000 μA
Resistência de Isolação		289,3 $\text{M}\Omega$	N/A

N/A – Não se aplica.

A partir do valor da resistência de isolação obtida, foi feito um teste em que com o equipamento ligado gerando sinais elétricos com amplitude máxima, uma fase da rede elétrica (220 Vac) foi conectada a um de seus terminais de eletrodos. Neste teste, não foi observado qualquer mudança no desempenho do equipamento, o que comprova de certa forma um bom nível de isolação.

Já com relação aos testes de rigidez dielétrica, este não foi realizado em virtude de ser um teste de caráter destrutivo, onde a tensão elétrica de entrada em nível DC é aumentada até o rompimento da rigidez dielétrica do equipamento em teste. Contudo, é importante salientar sua importância principalmente nas etapas de fiscalização que precedem a introdução de qualquer equipamento eletromédico ao mercado.

7.5 COMPARAÇÃO TÉCNICA ENTRE O DISPOSITIVO PROPOSTO E OUTROS DISPOSITIVOS

A Tabela 7.4 ilustra uma comparação entre as características técnicas do equipamento proposto frente a outros três dispositivos encontrados nos mercados brasileiro e internacional.

TABELA 7. 4 – COMPARAÇÃO ENTRE O EQUIPAMENTO PROPOSTO E TRÊS OUTROS EQUIPAMENTOS.

	Equipamento A – Brasileiro Fabricante: IBRAMED Modelo: Neurodyn	Equipamento B – Francês Fabricante: SEDATELEC Modelo: Agistim duo	Equipamento C – Americano Fabricante: METTLER Modelo: Sys*Stim 206	Equipamento Proposto
Alimentação	110/220 Vac - 60Hz	230 Vac/50Hz – 110Vac/60Hz	120 Vac - 50Hz	110 Vac - 60Hz
Consumo Máximo	20 VA	5 VA	10 VA	20 VA
Frequência de Pulso	5 a 200 Hz e 2500 Hz	1 a 99 Hz	1 a 83 Hz	7 a 100 Hz
Largura de Pulso	30 a 400 μ s	Não indicado	100 a 1200 μ s	15 a 1000 μ s
Intensidade Máxima	80 mA	12 mA (eletroacupuntura)	100 mA	45 mA
Quantidade de Saídas	4	4	1	1
Corrente Constante	0 a 1000 Ohms	Não indicado	0 a 1000 Ohms	0 a 1000 Ohms
Modo de Geração dos Sinais Elétricos	Microprocessada	Analogico	Microprocessada	Microprocessada
Modo de Operação	Ajuste dos parâmetros sobre o hardware, através de teclados ou potenciômetros.	Ajuste dos parâmetros sobre o hardware, através de teclados ou potenciômetros.	Ajuste dos parâmetros sobre o hardware, através de teclados ou potenciômetros.	Informatizado, com Amplitude de Corrente ajustada sobre painel do equipamento.
Indicações Luminosas	Display LCD – Indicando equipamento ligado e parâmetros aplicados.	Display LCD – Indicando equipamento ligado e parâmetros aplicados.	Vermelho – Somente quando o equipamento está ligado.	Vermelho – Ligado, Amarelo – Forma de onda sendo gerada, Verde – Eletrodos podem ser colocados ou retirados.
Temporizador	Sim	Não	Sim – 1 a 29 minutos	Sim – 1 a 60 minutos
Sugestão de Parâmetros Pré-programados	16 programas	Não	Não	Sim
Armazenamento dos Parâmetros Aplicados	Não	Não	Não	Sim – Banco de Dados no Microcomputador.
Funções Adicionais	Nenhuma comparada ao dispositivo proposto	Nenhuma comparada ao dispositivo proposto	Nenhuma comparada ao dispositivo proposto	Banco de Dados para Dados Cadastrais e Informações do Paciente. Sistema Especialista para Avaliação do Estado do Paciente. Menu Tutorial – Informações sobre Utilização do Sistema, Sugestões para a Prática Clínica, Recomendações para uma Prática Clínica Segura.
Desligamento Automático ao Fim da Aplicação	Sim	Não	Não	Não, indicação visual na tela do computador.
Modos de Emissão	Burst, Contínuo, Sincronizado e Recíproco.	Contínuo	Contínuo	Burst e Contínuo
Tipos de Pulso	Unidirecional, Bidirecional Balanceado Simétrico e Assimétrico	Bidirecional, Assimétrico	Unidirecional, Bidirecional Balanceado e Desbalanceado Simétrico e Assimétrico	Unidirecional, Bidirecional Balanceado Simétrico e Assimétrico

Técnicas Terapêuticas	<u>TENS</u> - Retangular (VF e VIF) <u>FES</u> - Retangular, Trapezoidal <u>RUSSA</u> - Ciclo ativo de 10, 30 ou 50 %. Pulsos de 2500 Hz modulados em 50 Hz.	<u>TENS</u> - Retangular	<u>TENS</u> - Retangular, Trapezoidal	<u>TENS</u> - Retangular e Exponencial Invertida (C e B) <u>NMES</u> - Retangular <u>Diadinâmica</u> - Senoidal Retificada (DF, MF, CP, RS) <u>Russa</u> - Retangular (2500 Hz) Burst até 150 Hz <u>Farádica</u> - Unidirecional Triangular
Normas para Referência	NBR IEC 601-1, NBR IEC 60601-2-10	MD 93/42 CEE	Não indicado	NBR IEC 601-1, NBR IEC 60601-2-10
Classificação de Segurança	Classe I tipo BF (NBR IEC 601-1)	Classe II tipo BF	Não indicado	Classe I tipo BF (NBR IEC 601-1)

Capítulo 8

8 Considerações Finais

8.1 DISCUSSÕES

A norma NBR IEC 60601-2-10 aceita valores eficazes de corrente na ordem de 50 mA para uma diferença de potencial de até 500V. Sendo o SEIN projetado para valores máximos de corrente de 50 mA subordinados a uma diferença de potencial de 200V (entre -100 V e +100 V), a implementação deste sistema a nível de mercado deverá passar por um reprojeto de modo a adequar o amplificador de potência a valores mais elevados de resistência elétrica do paciente, principalmente em se tratando de aplicações em paciente obesos. Contudo, é importante ressaltar que este limite de corrente elétrica respeita aos padrões tidos como limites para aplicações torácicas da *Health Protection Branch of Health and Welfare Canada* (1998), o que é de certa forma propício com relação a segurança do paciente através do uso de um protótipo. Em função disto, é importante se consultar as contra-indicações inerentes aos limites máximos de amplitude de corrente elétrica (em relação a todos os parâmetros) para cada modalidade terapêutica, devem ser consultadas nas literaturas especializadas em se tratando de aplicações torácicas.

A qualidade dos componentes eletrônicos empregados foi um fator preponderante na qualidade dos sinais elétricos obtidos. Na busca da melhor solução possível, pode-se dizer que os componentes empregados figuram dentre os mais recentes atualmente no mercado.

A criação de dois ou mais canais independentes será possível a partir da reprodução da estrutura de hardware do sistema, com uma pequena alteração na programação do microcontrolador PIC e do SGT, no sentido a criar variáveis que o SGT indique qual canal deverá ser acionado. Para isto, bastaria adicionar um byte aos bytes de parâmetros com a indicação do microcontrolador PIC que deverá ser acionado.

Embora o protocolo de comunicação serial USB (Universal Serial Bus) seja o mais veloz disponível atualmente, o protocolo RS232 mostrou-se funcional sob dois aspectos: o número de bytes de comunicação do sistema é relativamente baixo, e muitos dos computadores atualmente utilizados não possuem saída de comunicação USB, e sim saída DB9 para protocolo RS-232. De qualquer forma, é importante frisar que outros *upgrades* podem ser futuramente incorporados.

Durante a prática clínica, em aplicações associadas a reabilitação neuromuscular, uma fita ou cinta elástica deverá ser ajustada sobre os eletrodos, pois como estas aplicações envolvem movimentos musculares, os eletrodos podem perder contato ao longo da sessão, o que pode

aumentar a densidade de corrente sobre a pele, causando queimaduras ou sensações desagradáveis ao paciente.

O auxílio do SGT na obtenção de informações do paciente ao longo do tratamento pode fornecer dados importantes para a tomada de decisão do fisioterapeuta: caso o paciente indique melhoras significativas, a metodologia terapêutica aplicada deverá ser mantida, caso contrário, mudanças deverão ser estudadas.

O banco de dados do SEIN permitirá a realização de estudos no sentido de se escolherem melhores parâmetros de estimulação para uma mesma ou entre diferentes modalidades terapêuticas em casos de quadros patológicos similares.

É importante ressaltar que existem maneiras diferentes de se estruturar um sistema de eletroestimulação informatizado. A escolha da maneira como o SEIN foi desenvolvido se deu a partir dos recursos disponíveis. O intenso processo de evolução tecnológica presente nos tempos atuais irá provavelmente propiciar dentro de um futuro breve, novos componentes eletrônicos e plataformas de desenvolvimento de softwares mais interessantes para o desenvolvimento de dispositivos desta natureza.

Com relação aos testes de segurança e funcionalidade realizados, embora o valor da resistência para o terra possa ter sido elevada em relação a norma NBR IEC 601-1, os demais itens apresentaram bons resultados, e, aliados aos mecanismos de segurança de projeto, demonstram que o equipamento possui segurança para a prática clínica (desde que seja operado corretamente).

8.2 CONCLUSÕES

Dentro dos padrões normativos, ao se comparar as características técnicas do SEIN com a dos dispositivos existentes (Anexos 7 e 8), é possível verificar que o equipamento desenvolvido propicia condições de tratamento significativamente vantajosas, relacionadas principalmente à variedade de opções na aplicação terapêutica, e às importantes informações disponibilizadas.

O desenvolvimento de um sistema computacional capaz de realizar a eletroestimulação e de avaliar a evolução terapêutica de pacientes em reabilitação parece contribuir para uma maior eficácia e qualidade do tratamento, o que diminui a probabilidade do surgimento de quadros patológicos crônicos ou de longa duração.

Dentro do propósito inicialmente estabelecido, acredita-se que os objetivos específicos foram integralmente alcançados, dentro das possibilidades e recursos existentes. Com relação aos objetivos gerais, voltados a melhoria da qualidade do tratamento em um amplo sentido, um novo processo de evolução será iniciado, o que demandará a soma de muitos esforços.

Procurou-se adequar a linguagem deste trabalho de modo a propiciar o seu envolvimento para ambos estudantes e profissionais ligados a fisioterapia e a engenharia elétrica. Deste modo, espera-se a difusão do conhecimento em um sentido mais amplo, produzindo como frutos uma

intervenção profissional mais significativa, suprimindo necessidades mútuas entre estas duas profissões, através do campo de atuação da engenharia biomédica.

8.3 TRABALHOS FUTUROS

Com relação a proteção do equipamento em nível de compatibilidade eletromagnética, como os componentes das placas de circuito impresso possuem encapsulamento DIP (*Dual in-line Package*) estes apresentam maior susceptibilidade a interferências eletromagnéticas. Neste sentido, o reprojeto das placas do SEIN com encapsulamento SMD (*Surface Mounted Device*), filtros de alta frequência, e separação entre as regiões das trilhas de sinais analógicos e digitais (evitando qualquer possibilidade de *crosstalk* entre as informações analógicas e digitais), garantiriam a imunidade do equipamento à ambientes com elevados níveis de poluição eletromagnética.

Os conhecimentos adquiridos através da implementação do SEIN poderão fornecer em trabalhos futuros, esquemas terapêuticos personalizados mais esclarecidos, compatíveis com as condições e características fisiológicas de cada paciente.

Com relação a autorização para uso do sistema na prática clínica, a partir da aprovação obtida junto ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Estadual de Santa Catarina (UDESC), o mesmo passará a ser utilizado junto a comunidade atendida na Clínica de Avaliação e Reabilitação do Centro de Educação Física e Desportos (CEFID/UDESC), iniciando-se assim, uma série de estudos rumo aos avanços da Eletroterapia.

Anexo 1

Trabalhos completos publicados durante o curso de mestrado

Científicos:

- **G.P. Braz**, R.M. Cruz, J.L.B. Marques. Informatics in Rehabilitation: a Psychological Approach. Anais do **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, WC2003, Sydney, Australia**.
- **G.P. Braz**, N.G. Borges Jr., J.L.B. Marques. Informatics in Rehabilitation: Information Systems Assisting the Electrical Stimulation. Anais do **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, WC2003, Sydney, Australia**.
- **G.P. Braz**, R.M. Cruz, N.G. Borges Jr., J.L.B. Marques. A Psychological Approach in the Use of Electrical Stimulation for the Treatment of Pain Patients. Anais do **25th Silver Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS2003, Cancun, México**.
- **G.P. Braz**, J.L.B. Marques. Sistema de Estimulação Elétrica Informatizado para o Tratamento de Pacientes em Reabilitação. Anais **III Workshop de Informática Aplicada à Saúde, Itajaí, 2003**. CD-ROM.

Técnicos:

- J.L.B. Marques, **G.P. Braz**. “EEL 7300 – Eletrônica Aplicada: Conteúdos para a Prática”, **Material Didático para os Alunos do Curso de Graduação em Engenharia Elétrica/UFSC**, 134 páginas, 2002.

Anexo 2

Princípios Práticos de Tratamento

Este anexo dedica-se a abordagem dos parâmetros e procedimentos práticos de tratamento, para as diferentes modalidades eletroterápicas existentes. Estas informações são muito importantes, e fundamentais para que profissionais da área técnica sejam capazes de projetar um estimulador elétrico, e de conhecer as reações fisiológicas esperadas para diferentes parâmetros e tipos de corrente.

Em muitas referências bibliográficas pesquisadas sobre este tema, os parâmetros de tratamento apresentavam-se escritos ao longo do texto, e muitas vezes incompletos, o que tornava demorada e difícil a obtenção de muitas informações. Este trabalho com um todo, bem como este anexo particular vêm no sentido melhorar esta realidade.

Princípios de Aplicação

A energia elétrica para fins terapêuticos deve ser aplicada aos tecidos com no mínimo dois eletrodos para que seja formado um circuito completo. A transição de uma corrente elétrica nos fios (movimento de elétrons) para uma corrente nos tecidos (movimento iônico) é complexa e muito importante na determinação dos efeitos resultantes.

Interface Eletrodo-tecido

As mudanças que ocorrem entre a condução metálica e a condução iônica nos tecidos consiste em complexas e dinâmicas interações eletroquímicas. Conforme dito anteriormente, sendo a corrente aplicada alternada (AC) balanceada, não existirão mudanças químicas significativas; também, se a corrente for unidirecional, de baixa intensidade e pequena largura de pulso, estes efeitos poderão ser negligenciados (LOW & REED, 1995).

Uma camada de íons, através de um fluido, é necessária para passar a corrente do eletrodo aos tecidos, normalmente a pele. Geralmente um gel condutor é utilizado para se obter este efeito. Isto serve para assegurar um caminho uniforme entre o eletrodo e a epiderme, e também para realizar as mudanças eletroquímicas (movimentação de iônica para eletrônica e vice-versa). Sendo a superfície da epiderme bastante irregular, um eletrodo achatado pressionado sobre a pele iria estar em contato com poucos pontos, levando a uma alta densidade de corrente nos mesmos. Além disso, a superfície da epiderme possui uma elevada resistência elétrica, por causa das placas de queratina

e de óleos produzidos por nossas glândulas sebáceas em nossa pele. Esta resistência diminui, ao se umedecer a pele (LOW & REED, 1995).

Corrente Fluindo nos Tecidos

A quantidade de corrente que flui nos tecidos e o caminho que ela segue dependerá da impedância ao longo de seu percurso. A impedância inclui as resistências ôhmica, capacitâncias e indutâncias, sendo esta última desprezada na maioria dos modelos estudados, visto as frequências terapêuticas utilizadas. Conforme explicado no Capítulo 1, tecidos umedecidos como o sangue, músculos e nervos possuem pequenas resistências enquanto que ossos e gorduras possuem elevada resistência sendo que a pele tem a resistência mais elevada de todo o corpo humano. A resistência ôhmica é determinada portanto a partir da espessura e natureza da pele abaixo dos eletrodos, e de certa forma, pela proximidade de contato destes como a pele. Onde duas regiões de baixa resistência estão separadas por uma região de alta, isto é, um pequeno isolador, efeitos capacitivos serão notados. Assim, onde o eletrodo está separado de nervos e músculos por pele e gordura, tem-se aí um capacitor. O conceito destes componentes estão ilustrados na Figura A1 (LOW & REED, 1995).

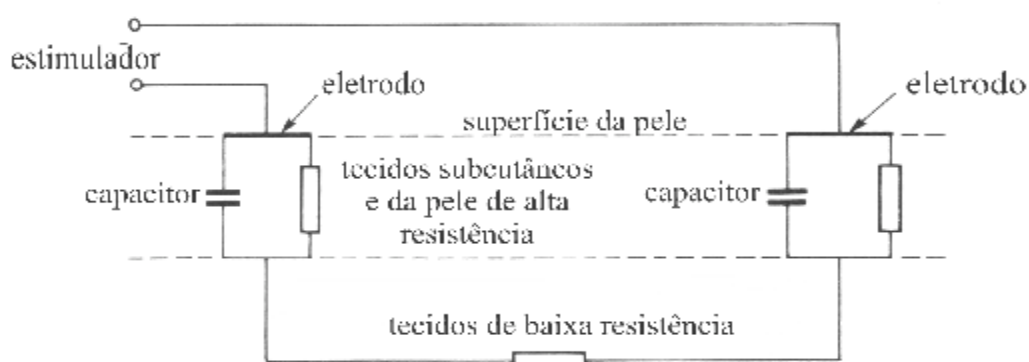


FIGURA A. 1 - CAMINHOS DA ELETRICIDADE NOS TECIDOS (LOW & REED, 1995).

Para correntes unidirecionais constantes e pulsadas com mudanças lentas de corrente, a resistência da pele é maior e assim uma maior energia elétrica deve ser fornecida à pele e tecidos subcutâneos, para que nervos sejam estimulados. Com a corrente elétrica se espalhando através dos caminhos de baixa resistência nos tecidos mais profundos ela irá fluir de maneira mais suave. Contudo, a reatância diminui para pulsos de curta duração e alternados a frequências elevadas, ficando mais fácil a passagem de corrente através da pele, com maior energia fornecida aos tecidos. Isto explica porque pulsos de curta duração são capazes de penetrar na pele mais facilmente (LOW & REED, 1995).

Os efeitos descritos acima explicam porque alguns nervos mais profundos (nervos motores) que possuem baixo limiar de disparo seriam estimulados de forma mais eficiente com pulsos de curta duração. Por outro lado, para se estimular fibras de dor nas periferias, pulsos mais longos deverão ser aplicados devido ao elevado limiar de disparo destas fibras (LOW & REED, 1995).

Posicionamento dos Eletrodos

Conforme explicado anteriormente, muitos dos efeitos pertinentes da estimulação elétrica nos tecidos se devem a densidade de corrente. Ao se aumentar a área dos eletrodos a densidade de corrente diminui. Isto acontece ao se utilizar um eletrodo maior, ou conectando um ou mais eletrodos em paralelo. O tipo e o tamanho dos eletrodos dependerá principalmente do efeito desejado, da técnica empregada, do tamanho dos músculos a serem tratados e do local onde serão aplicados, lembrando também que existem pessoas alérgicas a determinados materiais. Geralmente, os eletrodos utilizados nestes procedimentos são feitos de um composto de borracha e carbono (LOW & REED, 1995).

Se os dois eletrodos possuem o mesmo tamanho, a densidade de corrente abaixo de ambos será similar e portanto, efeitos tais como a estimulação sensorial irão ocorrer em ambos. Assim sendo, a maioria das aplicações são bidirecionais, pois tendem a ser mais eficientes vistos que as sensações serão mais uniformes e melhor toleradas. Se os eletrodos são colocados muito próximos os efeitos serão mais superficiais na região entre eles, podendo até se limitar a região da epiderme. Isto pode ser útil quando se recrutam unidades motoras não desejadas. A solução para isto seria posicionar os eletrodos mais próximos entre si. Também é oportuno lembrar, que sendo o músculo um bom condutor (por possuir bastante líquido), a corrente flui melhor no sentido em que estão orientadas suas fibras (LOW & REED, 1995).

Em linhas gerais, um bom eletrodo deve (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995):

- manter um contato uniforme e firme com a pele;
- propiciar a menor impedância possível entre ele e a pele;
- conduzir a corrente elétrica de forma uniforme em todos os pontos (área);
- permitir uma movimentação adequada da região, sempre que assim seja desejado;
- impedir que se produza irritação da pele.

Diminuindo a Resistência Elétrica da Pele

Conforme explicado anteriormente, a resistência elétrica da epiderme é bastante elevada. Ela pode ser reduzida ao se lavar a pele, retirando resíduos nela contidos e deixando-a úmida. Aquecer a pele também ajuda a diminuir sua resistência, pois aumenta-se a movimentação iônica, e

talvez também o fluxo sanguíneo. Assim, aquecer, lavar ou umedecer a pele permitirá maiores correntes fluírem (LOW & REED, 1995).

Em todo caso, deve-se manter a mesma junção pele-eletrodo ao longo do tratamento. Se a aderência do eletrodo na pele se altera, isto pode elevar a resistência de contato, prejudicando o tratamento. A fixação dos eletrodos a superfície da pele é muito importante para se manter uma resistência constante e uniforme na junção de contato (LOW & REED, 1995).

Checando Áreas com Resistência Anormal

A pele deve ser inspecionada antes do tratamento de modo a se verificar qualquer região de baixa resistência como cortes, feridas ou qualquer outra situação que possa gerar uma distribuição irregular de corrente. Em certas aplicações, os eletrodos podem ser colocados de forma conveniente nestas áreas. Tecidos da epiderme como verrugas e cicatrizes podem apresentar áreas de alta resistência, que também pode alterar a distribuição de corrente nos tecidos. De forma similar, óleos e loções deverão também ser removidos (LOW & REED, 1995).

Recomendações para uma Prática Clínica Segura (Contidos no Menu Tutorial do SGT)

Uma vez que um estimulador mostrou-se funcional de acordo com suas especificações e existe um sistema de alimentação de energia seguro, uma terceira consideração relativa a segurança deverá ser levada em consideração: o uso adequado do equipamento durante o tratamento clínico. Os procedimentos a seguir são capazes de minimizar de forma significativa os riscos de situações indesejadas ao paciente e ao operador. *Primum nom nocere*, do latim: primeiramente não danificar. Este é um princípio primordial a todas as terapias, especialmente àquelas onde os danos podem ser facilmente causados (LOW & REED, 1995). As principais recomendações, segundo ROBINSON & SNYDER-MACKLER (1995) são as seguintes:

1. Esteja certo de que o paciente a ser tratado não possui qualquer contra-indicação ao uso específico de correntes eletroterápicas. Refira-se ao manual do fabricante, e em literaturas especializadas.
2. Nunca coloque estimuladores alimentados pela rede elétrica próximo a aquecedores de água, tubos de água, ou qualquer outro caminho aterrado ao alcance do paciente ou operador.
3. Para prevenir interferência ou a produção de sobretensões no paciente, não utilize estimuladores a menos de três metros de aparelhos que trabalhem com ondas curtas ou microondas. Alguns estimuladores podem estar adequadamente protegidos destas interferências.

4. Leia e compreenda o manual de operação do estimulador. Se o equipamento não possuir manual, exija o mesmo junto ao fabricante. Se funções específicas não estão claramente especificadas no manual, o dispositivo não deverá ser usado até que o fabricante esclareça todas as dúvidas pendentes.
5. Ligue o estimulador na rede elétrica antes de conectar os eletrodos ao paciente. Procure não usar fios, cabos ou extensões desgastados. Nunca remova o pino terra do plugue do cabo de alimentação para adaptar este a uma tomada de dois pinos.
6. Utilize somente o botão liga/desliga do estimulador para ligá-lo ou desligá-lo.
7. Nunca desconecte o equipamento da tomada com o mesmo ligado.
8. Sempre reduza a amplitude do equipamento a zero antes de aplicar os eletrodos no paciente.
9. Não aplique ou remova os eletrodos enquanto a corrente está sendo aplicada ao paciente. Utilize eletrodos específicos a cada tipo de aplicação.
10. Aumente a amplitude de estimulação gradualmente após todos os outros parâmetros de estimulação estiverem ajustados.
11. Não faça maiores ajustes nos parâmetros de estimulação durante a aplicação da máxima estimulação tolerável.
12. Não ajuste a amplitude de estimulação durante o tempo em que o dispositivo estiver desligado.
13. Ajuste somente um parâmetro de estimulação de cada vez.
14. Reduza a amplitude de estimulação antes de desligar o dispositivo.
15. Somente um operador deverá efetuar mudanças nos parâmetros de estimulação durante o procedimento eletroterápico.
16. Nunca puxe o plugue da tomada puxando o cabo de alimentação.
17. Sempre explique o procedimento de tratamento ao paciente; descreva quais sensações o paciente pode esperar ao longo da estimulação assim como possíveis sensações inesperadas ou indesejadas.
18. Não utilize procedimentos eletroterápicos em pacientes incapazes ou que não desejem se comunicar claramente.
19. Maiores problemas encontrados na utilização destes estimuladores devem ser sempre comunicados ao fabricante ou técnico responsável.

Sugestões para a Melhoria da Prática Clínica (Contidos no Menu Tutorial do SGT)

(Adaptado de CHARTERED SOCIETY OF PHYSIOTHERAPY'S, 1991)

Antes da aplicação de qualquer modalidade terapêutica, os seguintes pontos deverão ser considerados:

1. Que efeitos se pretende obter e se a modalidade pode atingi-lo. Em muitas circunstâncias não é possível saber se o tratamento é efetivo até que se tente o mesmo. Algumas vezes podem ser observados em uma primeira sessão, como o alívio da dor relacionado à TENS, por exemplo; e em outros casos não reconhecidos em dias ou semanas.
2. É seguro, isto é, será o efeito desejado alcançado sem efeitos indesejáveis ao paciente ? Não existem tratamentos que não trazem alguma espécie de risco, mas para a maioria dos tratamentos em Eletroterapia os riscos são mínimos tomando-se as devidas precauções. Cada modalidade possui suas potencialidades de perigo, contra-indicações e nenhum tratamento deverá ser realizado sem o conhecimento destes.
3. É este o melhor método de tratamento para se atingir os efeitos desejados ? É o método mais econômico em termos de tempo para o paciente e terapeuta ?

Fisioterapeutas devem estar conscientes de usar modalidades terapêuticas as quais possuem competências e conhecimentos. De modo geral, a Eletroterapia é parte de um plano de tratamento que é selecionado e modificado com base na repetição das experimentações e avaliações. Contudo, existem algumas sugestões básicas capazes de melhorar a prática clínica.

1. Preparação do Paciente:
 - a) Explicação: a explicação do tratamento precedendo a aplicação é essencial. Isto não somente conforta o paciente, mas o torna consciente de seu processo de reabilitação. O tipo de sensação a ser experienciado deve ser explicado, e o paciente advertido que deve manifestar qualquer efeito indesejado.
 - b) Examinação e Teste: isto refere-se a examinação específica da região a ser tratada para que qualquer possibilidade de perigo, contra-indicações e outros fatores (como sensibilidade térmica aos pulsos elétricos) possam ser evitados ou contornados.
2. Preparação do Estimulador e Aparatos: todos os aparatos e equipamentos necessários devem ser corretamente posicionados. Inspeções visuais dos eletrodos, cabos, plugues, tomadas, controles e indicadores luminosos devem ser feitas.
3. Teste do Equipamento: inclui o ajuste do estimulador, aparatos e qualquer teste necessário precedendo a aplicação. Quando isto é feito de modo satisfatório, o tratamento pode se iniciar. O operador deve minimizar a sua própria exposição aos efeitos da modalidade aplicada.
4. Preparação da Região a ser Tratada: envolve qualquer procedimento de preparação, como lavar a região a ser tratada, posicionar adequadamente e de modo confortável o

paciente, fazendo assim que o mesmo esteja relaxado, sem que faça movimentos indesejados ao longo da terapia.

5. Ajuste dos Parâmetros: este deve ser feito de modo a otimizar os efeitos terapêuticos de forma segura.
6. Instruções e Advertências: Antes do tratamento começar, é recomendável instruir o paciente em que o mesmo deve ou não fazer, como não tocar os aparatos, e dar advertências essenciais como se a pele esquentar mais do que trazer uma sensação de conforto, isto poderá gerar queimaduras, por exemplo. Todas as advertências deverão faladas e entregues na forma escrita ao paciente.
7. Aplicação: O paciente deve ser observado durante a aplicação para que se assegure que o tratamento está procedendo de forma satisfatória e sem efeitos adversos. Exatidão nos tempos de aplicação é essencial.
8. Terminação do Tratamento: a terminação do tratamento na região específica deverá ser examinada para se assegurar que os efeitos desejados estão ocorrendo, e que não estão ocorrendo efeitos indesejados, como vasodilatação superficial excessiva. Se a Eletroterapia é a precursora de outra forma de tratamento, o paciente deve ser preparado para a sessão seguinte. Se forma todo o tratamento, deve ser explicado o que deverá ser feito entre as sessões e quando será a próxima.
9. Armazenamento de Informações: um apurado armazenamento de informações deverá ser feito com o propósito de se avaliar a qualidade da terapia.

Anexo 3

Principais Riscos das Correntes Elétricas

Principais Riscos das Correntes Elétricas no Corpo Humano

No uso da eletricidade para fins terapêuticos, deve-se conhecer as formas de pulso empregadas, seus parâmetros, e principalmente as características dos aparelhos utilizados, para que o tratamento seja efetuado com sucesso. Entretanto, para que o paciente não sofra risco de qualquer espécie, é preciso se estar atento aos limites nos quais a estimulação elétrica pode ser aplicada com segurança.

Podem ocorrer três efeitos gerais quando uma corrente atravessa os tecidos orgânicos: aquecimento (pela resistência oferecida pelos tecidos), estimulação dos tecidos excitáveis e queimadura eletroquímica. Deve-se lembrar que as altas intensidades são as principais causadoras dos efeitos indesejáveis (maior movimentação de cargas) e que também dependem do tipo de corrente utilizada, assim como da forma e da largura do pulso, frequência, impedâncias, e todos os fatores que já foram vistos e citados (AMESTOY, 1998, LOW & REED, 1995, ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

De maneira geral, um choque elétrico é uma perturbação que se manifesta no organismo quando ele é percorrido por uma corrente elétrica (que pode ser de naturezas diversas), sendo que seus efeitos podem variar dependendo de fatores como:

- intensidade de corrente;
- percurso que a corrente elétrica perfaz no organismo;
- tempo de duração do estímulo (choque elétricos);
- área e pressão do contato;
- tipo de corrente elétrica (forma do pulsos);
- frequência da corrente elétrica;
- diferença de potencial;
- condições da pele do indivíduo;
- região onde se produz o choque, no organismo;
- constituição física e condições de saúde do indivíduo.

As complicações mais importantes de um choque elétrico são:

- queimaduras;
- parada respiratória;
- fibrilação ventricular, parada cardíaca;
- tetanização muscular;
- alterações sanguíneas provocadas por alterações técnicas e eletrolíticas;
- diversas alterações no sistema nervoso;
- diversas alterações em diferentes órgãos e sistemas.” (KINDERMANN, 1995)

Danos causados pelo uso de correntes terapêuticas são, de fato, extremamente raros. Isto devido ao projeto dos equipamentos de eletroestimulação que normalmente não são capazes de fornecer intensidades de correntes suficientemente elevadas para o dano dos tecidos. A maior parte dos danos ocorrem com correntes da rede elétrica, e geralmente através de equipamentos eletrodomésticos. Os choques elétricos também possuem distinções: existem os macrochoques, onde a corrente passa através da pele, e os microchoques que se referem a choques aplicados diretamente nos tecidos, por exemplo, o estímulo do marcapasso no coração. Assim sendo, o microchoque pode ser mais perigoso, pois pequenas variações de corrente podem ser fatais (LOW & REED, 1995, KINDERMANN, 1995).

Choque Elétrico Devido aos Principais Tipos de Corrente

Quando uma corrente elétrica se propaga em nosso corpo, ela tende a se espalhar através dos caminhos de baixa resistência nos tecidos subcutâneos, lembrando que a resistência da pele é muito maior do que a resistência dos tecidos internos. A resistência da pele normal é da magnitude de milhares de ohms, enquanto que a pele úmida pode ter menos que 1000 Ω ; os tecidos internos tem uma resistência de poucas centenas de ohms. Como exemplo, com uma resistência entre mão e o pé da ordem de 500 Ω , excluindo a resistência da pele (WARD, 1986). Assim sendo, pode-se verificar as sérias consequências do choque elétrico em ambientes úmidos: um choque de 240 V, a uma resistência de 1000 Ω , gera uma corrente de 240 mA suficiente para causar uma fibrilação ventricular, o que pode ser fatal; já com a pele seca, a resistência pode chegar a 100.000 Ω , e a corrente resultante de 2.4 mA causaria uma pequena sensação de formigamento (LOW & REED, 1995).

Possíveis Danos com a Estimulação Elétrica de Nervos e Músculos

Embora os estimuladores eletroterápicos não apresentem maiores riscos ao corpo humano, existem determinadas situações em que o paciente pode sentir dor, o que acarreta em possíveis danos aos tecidos. Se uma corrente elétrica é aplicada a uma elevada intensidade de forma abrupta, a sensação e as dores causadas irão assustar o paciente. Lembrando que isto deve-se ao fato de que fibras nervosas sensoriais são estimuladas a menores intensidades em relação as fibras de dor (maior impedância), por isto, elevadas intensidades de correntes são mais dolorosas. Pequenas dores podem eventualmente fazer parte da intensidade de corrente necessária ao tratamento, contudo, esta nunca deverá causar ansiedade ou medo ao paciente. Outro aspecto importante é que sendo a pele a maior resistência ao fluxo de corrente, qualquer alteração cutânea como um ferimento, por exemplo, poderá gerar um caminho de baixa resistência, podendo elevar a densidade de corrente local de forma significativa e causar fortes dores (LOW & REED, 1995).

Existe uma apreensão praticamente generalizada quando se fala sobre o contato do corpo humano com a eletricidade. A palavra “choque” relacionada ao choque elétrico é frequentemente usada de maneira confusa, pois qualquer estimulação sensorial pode ser descrita como um “choque” (psicológico). Mais correto seria relacionar este termo especificamente ao choque elétrico que causa ferimentos. Para todos, o medo da dor é algo que existe, algo que se aprende na infância (daí a importância de esclarecer ao paciente todos os aspectos inerentes ao seu tratamento). Esta ansiedade pode causar sensações devidas a estimulação elétrica reconhecidas primeiramente como dolorosas. Conforme a corrente flui, as sensações tornam-se mais familiares e toleráveis. Para que este evento seja mais aceitável, o paciente deve estar assegurado de que a intensidade de corrente aplicada será gradualmente aumentada (LOW & REED, 1995).

Já deve ter sido notada a importância da densidade de corrente na determinação da magnitude dos efeitos da corrente elétrica, devendo a área de contato eletrodo/pele ser cuidadosamente considerada. Além disso, deve-se observar as diferentes respostas sensitivas à estimulação elétrica para cada paciente. Estudos mostraram que, de modo geral, mulheres parecem ter menores limiares para percepção, dor e tolerância à estimulação elétrica cutânea em relação aos homens (LAUTENBACHER & ROLLMAN, 1993). Isto associado ao fato de que mulheres são mais sensitivas a dor por pressão do que os homens (FISCHER, 1987), embora não existam diferenças para os limiares de temperatura ou dores pelo calor. Estes fatos levam a considerar as enormes diferenças encontradas entre pacientes e terapeutas na determinação dos parâmetros de dor e das intensidades das correntes terapêuticas. É preciso enfatizar que a estimulação elétrica terapêutica não está associada a danos aos tecidos (exceto sob as considerações abaixo), e sim ao resultado da estimulação de nervos sensoriais, incluindo as fibras de dor (LOW & REED, 1995).

Como determinados parâmetros de correntes podem causar fortes contrações musculares, é possível que excepcionalmente contrações demasiadamente vigorosas possam causar danos nas juntas e articulações. Contudo, estes danos parecem ser improváveis devido ao mecanismo de proteção dos tendões de Golgi (em nível celular), e o fato de que a estimulação elétrica muscular raramente produz uma contração maior do que a contração produzida voluntariamente. Embora não existam evidências de graves lesões à músculos e tendões saudáveis, para tecidos já danificados, por exemplo um músculo parcialmente estirado, a indução de uma forte contração muscular poderá certamente agravar o quadro da lesão. É também igualmente possível que uma forte contração muscular seja capaz de desalojar a fixação de um coágulo em uma veia profunda, o que pode causar embolia (obliteração brusca de uma artéria, veia ou vaso linfático). Estimulações intensivas e prolongadas podem causar dores parecidas com as dores relativas a atividade física voluntária (HON SUN LAI, 1988).

É recomendado (WADSWORTH & CHANMUGAN, 1980) que áreas infeccionadas ou inflamadas não devem ser tratadas com estímulos a baixas frequências, pois existem riscos de espalhamento da infecção. Presume-se isto aos efeitos do bombeamento muscular. Certamente, estando qualquer inflamação aguda instalada, qualquer aumento deste quadro seria indesejável.

Sabendo que estas correntes desencadeiam impulsos nervosos, é recomendado que áreas em que atuam nervos autonômicos sejam evitadas, por exemplo, a região do sino carotídeo (FRAMPTON, 1988). Similarmente, tratamentos próximos ao útero de uma gestante poderão provocar movimentos uterinos indesejáveis. Se qualquer tipo de hemorragia ocorrer na superfície da pele ou nos tecidos, devido a movimentos musculares, vasodilatação ou rompimento de um coágulo, a estimulação deverá ser interrompida (LOW & REED, 1995).

Correntes aplicadas na região de marcapassos cardíacos implantados podem alterar seu estímulo ocasionando arritmia cardíaca. Outro risco ligeiramente possível é a irradiação de campos eletromagnéticos emitidos pelo estimulador elétrico causarem interferências ao marcapasso. Esta é uma possibilidade remota, contudo, problemas de incompatibilidade eletromagnética são passíveis entre dois equipamentos elétricos qualquer (LOW & REED, 1995).

Contra-indicações

As contra-indicações ao uso da estimulação elétrica para fins terapêuticos podem ser resumidas em circunstâncias onde (LOW & REED, 1995):

1. Fortes contrações musculares causarem qualquer dano em músculos ou articulações; desprendimento de coágulo; propagação de infecção ou hemorragia;

2. Estimulação de nervos autonômicos, o que poderá alterar o ritmo cardíaco ou outras funções autonômicas;
3. Correntes indevidamente localizadas que podem abrir ferimentos ou lesionar a pele;
4. Correntes que podem causar alterações indesejáveis na atividade metabólica em tumores.
5. Correntes não-balanceadas, o que podem causar irritação e danos a pele, especialmente se existe perda de sensibilidade;

Aspetos de Segurança em Eletroterapia

Eletroestimuladores podem apresentar riscos de choque elétrico basicamente sob dois aspectos: quando estes não são usados de forma inadequada ou quando são projetados desconsiderando padrões de proteção elétrica. Serão agora analisados aspectos que envolvem riscos elétricos comuns aos dispositivos eletroterápicos, e em linhas gerais, como podemos minimizar estes riscos.

Fontes de Riscos Elétricos

Quando uma pessoa entra em contato com um condutor elétrico, ela possui um risco potencial de sofrer um choque elétrico. A idéia de um condutor elétrico é geralmente atribuída a um fio metálico que fornece energia da rede elétrica a uma residência ou de fios e cabos que alimentam dispositivos elétricos. Falhas na isolação destes fios e cabos pelo seu uso incorreto ou desgastes e avarias expõem o condutor metálico. O contato de nossos tecidos com estes condutores sem proteção podem resultar em choques elétricos com riscos potenciais à saúde (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Condutores menos óbvios que também apresentam riscos são as caixas metálicas que envolvem dispositivos elétricos, ou seus painéis e botões metálicos. Neste caso, a condução de corrente elétrica se dá por conexões incorretas nos condutores internos, que entram em contato com a parte externa do dispositivo, entre outros fatores. Estas correntes são conhecidas como corrente de fuga, e pequenos níveis destas correntes (<1 mA) são frequentemente encontrados em muitos equipamentos. Normalmente, estas correntes não representam problemas, pois a superfície destes equipamentos são conectadas a um fio (fio terra) que oferece um caminho para as correntes de baixa resistência para a terra (Figura A2¹). Se este caminho não existe, como usando um dispositivo com uma tomada de dois pinos (como funciona a maioria dos estimuladores brasileiros), ou se o fio terra está quebrado, correntes de fuga podem fluir para a terra através de uma pessoa que esteja tocando este dispositivo, resultando em um choque elétrico (Figura A2²). Além disso, muito cuidado deve ser tomado quando uma pessoa está conectada a dois dispositivos

simultaneamente. Se as conexões do fio terra nos dois dispositivos estiver separada, a corrente pode fluir de um dispositivo ao outro através do paciente, produzindo o risco de um grave choque elétrico (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Riscos elétricos podem também ser resultado do incorreto uso das correntes terapêuticas. O choque elétrico dependerá da magnitude das correntes aplicadas. Em sistemas fisiológicos, elevados níveis de correntes causam sensíveis danos, independente do tipo corrente (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

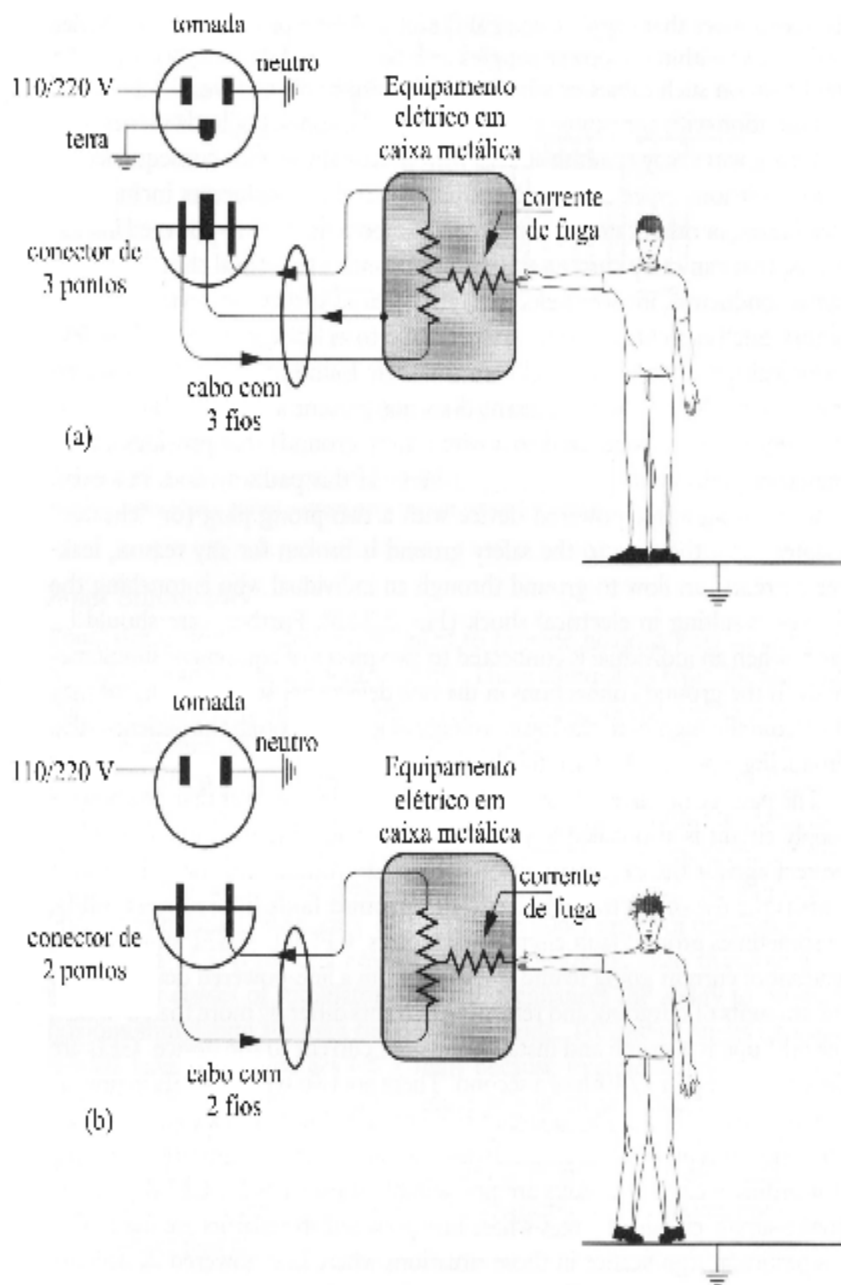


FIGURA A. 2 - CAMINHO PARA O TERRA DE UMA CORRENTE DE FUGA EM UM DISPOSITIVO COM CABO ATERRADO (A), E SEM ATERRAMENTO (B).

Passos para Minimizar os Riscos do Choque Elétrico

Profissionais da área de saúde são os principais responsáveis pela segurança de seus pacientes durante a utilização de equipamentos eletromédicos. Esta parte do trabalho dedica-se a considerações práticas de segurança relacionados a três questões fundamentais (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995):

1. Quais são as considerações de segurança relacionadas ao equipamento escolhido para este procedimento clínico ?
2. Quais são as considerações de segurança com relação ao ambiente clínico para a prática da Eletroterapia ?
3. Quais são as considerações de segurança atuais quanto ao uso de eletroestimuladores ?

Na prática da Eletroterapia, estando estas respostas dentro de padrões clinicamente seguros, o risco de choque elétrico estará consideravelmente reduzido.

Fatores de Ambiente e Segurança em Eletroterapia

Médicos e fisioterapeutas usuários de estimuladores devem estar cientes da variedade de fatores relacionados ao ambiente clínico no qual estes equipamentos serão utilizados. Estes fatores de ambiente são os seguintes (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995):

1. Estimuladores alimentados pela rede elétrica devem estar conectados a uma fonte de alimentação protegida por um fio terra. Existem dispositivos protetores (disjuntores) projetados para desligar a fonte de alimentação caso ocorram alterações de corrente da ordem de 3-5 mA. Este aspecto é particularmente importante, pois em uma clínica (que geralmente apresenta uma rede elétrica residencial), não existem circuitos ou dispositivos protetores desta natureza.
2. Todos os estimuladores deveriam ser isolados de transientes de tensão (sobretensão) que podem ocorrer durante a retomada de energia através de sistemas de alimentação de emergência. Em hospitais, transformadores de isolamento e outros tipos de proteção são geralmente incluídos na rede de fornecimento de energia local. Tais dispositivos não devem estar disponíveis em residências ou clínicas. Nestes casos, um engenheiro clínico deverá ser consultado de modo a determinar o melhor método de proteção contra os surtos de sobretensão.
3. Tomadas de parede de três pontos deverão ser testadas anualmente para se assegurar a proteção através do fio terra. Antes do uso inicial de qualquer novo dispositivo, a polaridade do circuito deveria ser testada.

4. O uso de estimuladores alimentados pela rede elétrica deveriam ser evitados em áreas onde água pode se acumular no piso, ou onde pessoas podem entrar em contato com condutores aterrados tais como tubos de água, aquecedores de água, ou outros objetos aterrados. Sendo a água composta de moléculas polares, e portanto potenciais condutoras conforme sua concentração iônica, ela é capaz de completar um circuito elétrico fechado composto pelo paciente/operador, estimulador e rede elétrica.

Anexo 4

Aparelhos para Eletroterapia

Na atualidade, os estimuladores elétricos usados para Eletroterapia apresentam aspectos comuns, o que torna simples a sua manipulação em relação a diversos outros equipamentos eletromédicos, estando o operador devidamente habilitado. Em linhas gerais, estes equipamentos apresentam as seguintes características:

- podem ser alimentados através de baterias ou através da rede elétrica;
- possuem um painel de operação analógico ou digital;
- geram pulsos elétricos de forma analógica ou microprocessada (digital);
- apresentam duas ou quatro saídas de eletrodos para aplicações bipolares e tetrapolares respectivamente;
- podem ser específicos a uma ou a diversas modalidades terapêuticas;
- permitem a configuração e o controle de diversos parâmetros tais como amplitude, frequência, largura de pulso etc.

Neste anexo, serão abordados aspectos fundamentais para uma plena compreensão dos princípios de funcionamento destes equipamentos e de sua utilização de maneira segura e eficaz, através de estudos realizados dentro do domínio de conhecimento da engenharia biomédica.

Engenharia Clínica e Eletroterapia

Profissionais da área da Engenharia Clínica possuem fundamental importância, no que diz respeito a evolução na qualidade de tratamento através da Eletroterapia. Atualmente no Brasil, o setor de inspeção da Gerência-geral de Tecnologia de Produtos para a Saúde (GGTPS) da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) está iniciando um processo fiscalizador, e com o INMETRO, sendo capaz de atestar a funcionalidade dos eletroestimuladores disponíveis no mercado, contribuições significativas para a melhoria da qualidade dos equipamentos poderão ser verificadas, incluindo a impossibilidade de comercialização de equipamentos fora dos padrões normativos. Contudo, Artigos científicos recentes demonstram o quanto os fabricantes brasileiros não observam importantes requisitos enunciados pelas normas vigentes.

“Nas formas de onda de muitos equipamentos testados verificou-se que a área negativa era menor que a área positiva, o que não conferia com o conceito de pulso bidirecional balanceado, como especificado nos manuais. Como consequência, o sinal produzido é desbalanceado e pode

gerar danos ao tecido nos locais de contato dos eletrodos com a pele do paciente” (VIEIRA, 2002, DURAND, 2000; GEDDES & BAKER 1989).

“A norma tida como padrão para os fabricantes brasileiros de eletroestimuladores são as normas da ANSI/AAMI (American National Standards Institute/Association for the Advancement of Medical Instrumentation). Esta norma estabelece os requisitos de inspeção visual, segurança e desempenho, bem como os métodos de teste para cada tipo de eletroestimulador” (VIEIRA, 2002).

“Uma das dificuldades na aplicação de normas é que elas, geralmente, são documentos de difícil compreensão e algumas de suas definições podem levar a interpretações dúbias. Do ponto de vista do controle da qualidade de equipamentos eletromédicos, é importante ter-se um conjunto de procedimentos claramente definidos, baseado em normas, a fim de avaliar e comparar os equipamentos os existentes no mercado”(VIEIRA, 2002).

Neste contexto, a Engenharia Clínica encontra mais um terreno fértil. Embora ela ainda não atue junto as clínicas de reabilitação avaliando a funcionalidade dos eletroestimuladores, espera-se que em um futuro breve, médicos, fisioterapeutas e profissionais da área de reabilitação, estejam conscientizados da importância dos engenheiros clínicos para a qualidade do funcionamento adequado de seus equipamentos.

Sugestões para a Escolha do Equipamento

Um dos dilemas que encontram os profissionais da área de saúde é como decidir qual dispositivo escolher na aplicação eletroterápica. Uma sugestão seria avaliar dentro de quais padrões normativos o equipamento foi concebido. Neste caso, engenheiros clínicos poderão ser consultados para maiores esclarecimentos (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

De modo geral, os laboratórios de certificação de equipamentos eletromédicos americanos (*Electronic Testing Laboratories*) e canadenses (subordinados a *Canadian Standards Association*) estabeleceram um padrão de performance para estes dispositivos. A princípio, dependendo do tipo de equipamento, as correntes de fuga devem ser inferiores a 50-100 μA para serem aprovados. A aprovação assinada por estas organizações é para o projeto do equipamento, não para cada equipamento fabricado, e além disso, não garante a performance do equipamento com seu envelhecimento, ou uso extenuante. São nestas condições, que o engenheiro clínico será capaz, através de avaliações preventivas, atestar o bom funcionamento dos equipamentos eletromédicos (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Existem normas específicas da AAMI para os eletroestimuladores TENS e FES. Estas normas incluem a presença de dispositivos de segurança para evitar transientes de tensão no circuito elétrico em que o paciente faz parte por meio dos eletrodos, quando o dispositivo é ligado ou desligado. Instrumentos para Eletroterapia deveriam também ser projetados para que não

ocorram variações nos parâmetros de estímulo ao longo do tratamento, no caso de flutuações de tensão na rede elétrica e entre outros problemas (sobretensão, corte breve de tensão, impulsos parasitas, correntes harmônicas etc.) (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995). Estando a rede elétrica suscetível a tantos imprevistos, os eletroestimuladores deveriam possuir um dispositivo que no mínimo, bloqueie o tratamento no caso de significativas perturbações na rede elétrica. Atualmente, a Compatibilidade Eletromagnética é um ramo da Engenharia Elétrica dedicado elevar a imunidade dos dispositivos elétricos em relação as perturbações da rede elétrica, inclusive quanto a interferências eletromagnéticas causadas por outros equipamentos.

Sugestões para a Inspeção e Manutenção dos Estimuladores

Todos os tipos de estimuladores elétricos deveriam ser periodicamente inspecionados, e passando por manutenções preventivas através de um engenheiro clínico qualificado. Não existem normas para a frequência das inspeções para todos os tipos de estimuladores. A frequência das avaliações são ditadas basicamente pela frequência de uso, e no mínimo, uma avaliação anual deveria ser feita. Para dispositivos com uma alta carga de trabalho, inspeções mensais deveriam ser feitas. Qualquer incidente, como uma queda do estimulador, derramamento de líquido sobre ele, ou um choque inesperado no paciente ou terapeuta é um bom motivo para sua inspeção antes da retomada de sua utilização. Dispositivos novos devem ser inspecionados antes de seu uso (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Inspeções rotineiras nos equipamentos incluem a verificação das características dos sinais de saída, que devem estar adequados aos padrões especificados no manual do fabricante e aos padrões normativos. A manutenção preventiva é essencial. Qualquer componente (chaves, luzes, conectores, condutores, eletrodos etc.) que não for encontrado funcionando normalmente deverá ser reparado ou trocado imediatamente por um profissional qualificado. Algumas empresas oferecem contratos de manutenção para seus equipamentos (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995).

Relatos dos resultados de todas as inspeções de segurança e de manutenção preventiva devem ser feitos e arquivados de modo a estarem disponíveis em avaliações subsequentes.

Embora inspeções de segurança sejam normalmente realizadas por um engenheiro clínico qualificado, os usuários conhecedores de seus estimuladores devem estar a par dos procedimentos de inspeção, pois estes estão em uma melhor posição para reconhecer os problemas na estrutura ou na operação destes instrumentos. Um dos primeiros sinais do surgimento de um problema é a falha intermitente de um componente que frequentemente acontece durante a prática clínica, mas que não ocorre durante a inspeção. Os componentes que deveriam ser checados pelo usuário ou profissional qualificado incluem os seguintes (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995):

1. Operações adequadas para todas as chaves, mostradores, botões, sensores ou outras formas de controle do estimulador. Sujeira no equipamento ou controles quebrados interferem nos sinais de saída. Ajustes dos controles em mal funcionamento durante o tratamento podem resultar em mudanças abruptas nos parâmetros de estimulação e possivelmente um desconforto ao paciente.
2. Funcionamento adequado dos painéis visuais e dos medidores.
3. Falhas na conexão no estimulador ou na interface dos eletrodos.
4. Fios condutores ou tomadas quebradas ou desgastadas .
5. Eletrodos velhos ou usados em mal funcionamento.

Este anexo descreveu importantes características dos dispositivos eletroterápicos e os principais cuidados que se devem ter em sua utilização. Sua intenção foi introduzir os leitores aos aspectos comuns a maioria dos estimuladores de modo que estes sejam capazes de operá-los com segurança e eficiência. Estas informações são muito úteis no sentido de auxiliar profissionais da saúde na escolha de um estimulador elétrico. Considerações sobre segurança enfatizaram aspectos clínicos contemporâneos de extrema pertinência aos profissionais da saúde e da engenharia clínica. Com as informações fornecidas neste trabalho, estes profissionais poderão ser capazes de realizar um tratamento mais seguro e com maiores benefícios.

Anexo 5

Formulários completos do “*Oswestry Low Back Pain Questionnaire*” (Adaptação de ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 1995)

Seção 1 – Intensidade da Dor

- O paciente não possui dores.
- O paciente não possui dores, exceto quando realiza determinados movimentos.
- O paciente possui dores mínimas a maior parte do tempo.
- O paciente possui dores moderadas a maior parte do tempo.
- O paciente possui fortes dores a maior parte do tempo.
- O paciente possui dores intoleráveis a maior parte do tempo.

Seção 2 – Cuidados Pessoais

- O paciente pode se cuidar normalmente, sem que isto lhe cause dores extras.
- O paciente pode se cuidar normalmente, contudo isto lhe causa dores extras.
- É doloroso para o paciente cuidar de si, e ele deve movimentar-se devagar e com atenção.
- O paciente precisa de alguma ajuda, podendo realizar a maioria de seus cuidados.
- O paciente precisa de ajuda diária na maioria dos aspectos relacionados a seus cuidados.
- O paciente não é capaz de vestir-se ou tomar banho.

Seção 3 – Levantamento de Objetos

- O paciente pode levantar objetos pesados sem dores.
- O paciente pode levantar objetos pesados, porém isto lhe causa dores.
- A dor faz com que o paciente não levante objetos pesados do chão, porém pode manejá-los sobre uma mesa.
- A dor previne o paciente de levantar objetos pesados, mas não de objetos leves estando estes em uma posição adequada.
- O paciente pode levantar somente objetos muito leves.
- O paciente não pode levantar nenhum objeto.

Seção 4 – Andar

- O paciente pode caminhar qualquer distância, sem que isto lhe cause dores extras.
- O paciente pode caminhar até 1 Km, sem que isto lhe cause dores extras.
- O paciente pode caminhar até 500 m, sem que isto lhe cause dores extras.
- O paciente pode caminhar até 250 m, sem que isto lhe cause dores extras.

- O paciente pode andar somente com o uso de uma bengala ou andador.
- O paciente permanece de cama a maior parte do tempo.

Seção 5 – Sentar

- O paciente pode permanecer sentado em uma cadeira o tempo que desejar.
- O paciente pode permanecer sentado em sua cadeira favorita o tempo que desejar.
- O paciente pode permanecer sentado mais do que 1 hora.
- O paciente pode permanecer sentado mais do que 30 minutos.
- O paciente pode permanecer sentado mais do que 10 minutos.
- O paciente não pode sentar-se.

Seção 6 – Posição de pé

- O paciente pode permanecer de pé o tempo que desejar.
- O paciente pode permanecer de pé o tempo que desejar, contudo isto lhe causa dores.
- O paciente pode permanecer de pé mais do que uma hora.
- O paciente pode permanecer de pé mais do que 30 minutos.
- O paciente pode permanecer de pé mais do que 15 minutos.
- O paciente não pode ficar de pé.

Seção 7 – Dormir

- O paciente consegue dormir normalmente.
- O paciente consegue dormir normalmente somente com o uso de medicamentos.
- O paciente consegue dormir por até 6 horas.
- O paciente consegue dormir por até 4 horas.
- O paciente consegue dormir por até 2 horas.
- O paciente não consegue dormir.

Seção 8 – Vida Sexual

- O paciente possui uma vida sexual normal.
- O paciente possui uma vida sexual normal, porém isto lhe causa dores.
- O paciente possui uma vida social quase normal, devido as dores.
- A vida sexual do paciente está restrita devido as dores.
- O paciente praticamente não possui vida sexual devido as dores.
- O paciente não possui vida sexual devido as dores.

Seção 9 – Vida Social

- ❑ O paciente possui uma vida social normal.
- ❑ O paciente possui uma vida social normal, porém isto que causa dores.
- ❑ As dores não possuem influência sob a vida social do paciente, contudo limita certos movimentos como dançar.
- ❑ A dor limita a vida social do paciente que não mais sai de casa normalmente.
- ❑ A dor limita a vida social do paciente dentro de sua própria casa.
- ❑ O paciente não possui vida social.

Seção 10 – Viajar

- ❑ O paciente pode viajar normalmente.
- ❑ O paciente pode viajar, porém isto lhe causa dores.
- ❑ O paciente pode se deslocar em viagens de até 2 horas.
- ❑ O paciente pode se deslocar em viagens de até 1 hora.
- ❑ O paciente pode se deslocar por até 30 minutos.
- ❑ O paciente não pode deslocar-se, exceto para o hospital ou clínica.

Anexo 6

Eletrólise

(Adaptado de LOW & REED (1995))

Eletrólitos são soluções contendo íons. Quando substâncias cristalinas se dissolvem em água, alguma separação entre em nível iônico sempre ocorre. Se um campo elétrico é aplicado através de um par de eletrodos metálicos, os íons irão se mover através da solução, como mostrado na Figura A3. Assim, os íons positivos (cátions) se movem em direção ao eletrodo negativo (ou catodo) e íons negativos (ânions) para o eletrodo positivo (ou ânodo). Quando os íons alcançam as placas metálicas ou eletrodos eles perdem a sua polaridade elétrica. Íons positivos ganham elétrons do metal carregado negativamente e íons positivos fornecem elétrons a placa positiva. A corrente na solução é transmitida através dos íons (cargas) movendo em ambas as direções. Isto é chamado de corrente de convecção. Enquanto íons são neutralizados eletricamente para formarem átomos, eles agirão quimicamente. Íons “usados” neste sentido são substituídos na solução por posteriores dissociações para a manutenção do fornecimento de cargas elétricas. As interações químicas que podem ocorrer nos eletrodos são complexas e envolvem a composição metálica destes, onde o metal de um eletrodo pode ser removido de uma placa e depositado em outra.

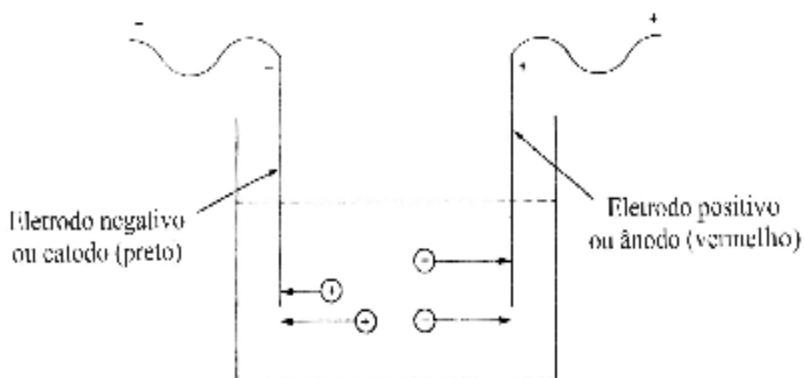
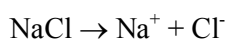


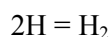
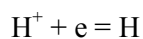
FIGURA A. 3 - O FENÔMENO DA ELETRÓLISE.

Soluções a base de cloreto de sódio são utilizadas na transmissão de corrente elétrica em tecidos biológicos para diferentes tipos de tratamento, e aqui serão consideradas, porém, efeitos similares ocorrerão com outros sais, ácidos e bases envolvidos. Em uma mesma solução, moléculas de cloreto de sódio e água se dissociam em íons de sódio e cloro, e íons de hidrogênio e hidroxila:

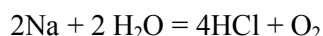
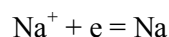


Os íons positivos se movem para o eletrodo negativo (catodo), onde recebem elétrons. Íons negativos se movem para o eletrodo positivo (ânodo), onde doam elétrons.

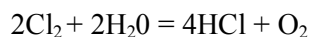
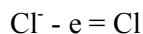
No catodo:



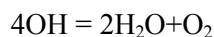
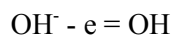
O gás hidrogênio é formado, e a concentração de íons de hidrogênio diminui (o pH aumenta), resultando em uma reação alcalina.



No ânodo:



Ácido clorídrico e gás oxigênio são formados.



Estes efeitos de alteração do pH e liberação de gases de oxigênio e hidrogênio irão ocorrer qualquer eu seja o sal, ácido, base na solução com aplicação de eletrodos. A quantidade de gases produzidos é pequena em aplicações terapêuticas, e tendem a permanecer dissolvidos na água. Contudo, se a densidade de corrente é alta, como ao passar uma elevada corrente por dois fios em uma tigela de água, bolhas na água poderão ser vistas. Isto é especialmente evidente no catodo porque grande quantidade de hidrogênio é produzida.

Anexo 7

Ficha Técnica do Equipamento Proposto

Características Técnicas do Equipamento Proposto	
Alimentação	110 Vac - 60Hz
Consumo Máximo	20 VA
Frequência de Pulso	7 a 100 Hz
Largura de Pulso	15 a 1000 μ s
Intensidade Máxima	45 mA
Quantidade de Saídas	1
Corrente Constante	0 a 1000 Ohms
Modo de Geração dos Sinais Elétricos	Microprocessada
Modo de Operação	Informatizado, com Amplitude de Corrente ajustada sobre painel do equipamento.
Indicações Luminosas	Vermelho - Ligado, Amarelo - Forma de onda sendo gerada, Verde - Eletrodos podem ser colocados ou retirados.
Temporizador	Sim - 1 a 60 minutos
Sugestão de Parâmetros Pré-programados	Sim
Armazenamento dos Parâmetros Aplicados	Sim - Banco de Dados no Microcomputador.
Funções Adicionais	Banco de Dados para Dados Cadastrais e Informações do Paciente. Sistema Especialista para Avaliação do Estado do Paciente. Menu Tutorial - Informações sobre Utilização do Sistema, Sugestões para a Prática Clínica, Recomendações para uma Prática Clínica Segura.
Desligamento Automático ao Fim da Aplicação	Não, indicação visual na tela do computador.
Modos de Emissão	Burst e Contínuo
Tipos de Pulso	Unidirecional, Bidirecional Balanceado Simétrico e Assimétrico
Técnicas Terapêuticas	TENS - Retangular/Exponencial Invertida (C e B) NMES - Retangular Diadinâmica - Senoidal Retificada (DF, MF, CP, RS) Russa - Retangular (2500 Hz) Burst até 150 Hz Farádica - Unidirecional Triangular
Normas para Referência	NBR IEC 601-1, NBR IEC 60601-2-10
Classificação de Segurança	Classe I tipo BF (NBR IEC 601-1)
Cabo de Força Destacável	Sim
Fusíveis Internos	250 mA / 2x100 mA ultra rápido tipo 20AGF (5x20mm) 50 mA / rápido tipo 20AGF (5x20mm)
Dimensões	26x16x16 (LxPxA) (cm)
Peso	2,2 (Kg)
Temperatura de Trabalho	5°C a 45°C

Anexo 8

Ficha Técnica com uma Síntese das Características dos Equipamentos Encontrados nos Mercados Nacional e Internacional

Características Técnicas dos Equipamentos dos Mercados Nacional e Internacional	
Alimentação	110/220 Vac - 50/60Hz
Consumo Máximo	10 a 50 VA
Frequência de Pulso	8 a 180 Hz
Largura de Pulso	10 a 1000 μ s
Intensidade Máxima	80 mA
Quantidade de Saídas	1 a 8
Corrente Constante	0 a 1000 Ohms
Modo de Geração dos Sinais Elétricos	Analógica ou Microprocessada
Modo de Operação	Ajuste dos parâmetros sobre o hardware, através de teclados ou potenciômetros.
Indicações Luminosas	Vermelha - Somente quando o está Equipamento Ligado
Temporizador	Sim - 1 a 60 minutos
Sugestão de Parâmetros Pré-programados	Poucos aparelhos (máximo de 16 programas)
Armazenamento dos Parâmetros Aplicados	Não
Funções Adicionais	Nenhuma comparada ao Anexo 7
Desligamento Automático ao Fim da Aplicação	Não
Modos de Emissão	Burst e Contínuo
Tipos de Pulso	Unidirecional, Bidirecional Balanceado Simétrico e Assimétrico
Técnicas Terapêuticas (grande maioria dos equipamentos apresentam uma, no máximo duas)	TENS - Retangular/Exponencial Invertida (C, B, ETPA) NMES/FES - Retangular Diadinâmica - Senoidal Retificada (DF, MF, CP, RS, LP e MM) Russa - Retangular (2500 Hz) Burst Farádica - Unidirecional Triangular Interferencial (2000 e 4000 Hz) CAV (Correntes de Alta Voltagem) Microcorrentes
Normas para Referência	Não indicadas
Classificação de Segurança	Classe I e II tipo BF (NBR IEC 601-1)
Cabo de Força Destacável	Poucos Equipamentos
Fusíveis Internos	Indicados no manual do fabricante
Dimensões	18x10x4 a 26x16x16 (LxPxA) (cm)
Peso	600g a 6,7Kg
Temperatura de Trabalho	5°C a 50°C

Referência Bibliográfica

- [1] AMERICAN NATIONAL STANDARD. *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulators*, ANSI/AAMI NS4. EUA, 1997.
- [2] AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION. *Eletrotherapeutica Terminology in Physical Therapy. Section on Clinical Electrophysiology*. EUA, 1990.
- [3] AMESTOY, R.D.F. *Eletroterapia e Eletroacupuntura*. 1ª Florianópolis: Edição do Autor, 1998.
- [4] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRAS DE NORMAS TÉCNICAS / INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições gerais para segurança*. NBR IEC 601-1, 1994.
- [5] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRAS DE NORMAS TÉCNICAS / INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Emenda nº 1*. NBR IEC 601-1, 1997.
- [6] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRAS DE NORMAS TÉCNICAS / INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Equipamento eletromédico – Parte 2-10: Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular*. NBR IEC 60601-2-10, 1997.
- [7] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRAS DE NORMAS TÉCNICAS / INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Emenda nº 1*. NBR IEC 60601-2-10, 2002.
- [8] BERNE, R.M.; LEVY, M.N. *Fisiologia*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1996.
- [9] BIAGGI, A.L; SILVA, J.L; FERRAZZA, F; NOHAMA, P. Sistema de Estimulação Elétrica para a Prevenção e Tratamento de Disfunção Diafragmática. In: XVII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA. *Anais*. Florianópolis, 2000. CD-ROM.
- [10] BOWSHER, D. Modulation of nociceptive input. In: Wells PE, Frampton V, Bowsher D. *Pain: Management and Control in Physiotherapy*. 1ed. Londres: Heinemann Medical Books, 1988. p. 30-6.
- [11] CASELLA, A.V.; LANGER, R.A.; FONQUETE, J.R., M; STELLE, A.L.S.; NOHAMA, P. Eletroestimulador Gráfico Controlado por DSP. In: XVIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA. *Anais*. São José dos Campos, 2002. CD-ROM.
- [12] CHARTERED SOCIETY OF PHYSIOTHERAPY'S. *Standards for the Use of Electrophysical Modalities*. UK, 1991.
- [13] CUNHA, H; RIBEIRO, S. *Introdução aos Sistemas Especialistas*. Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 1987.

- [14] CURRIER, D.P.; PETRILLI, C.R.; THRELKELD, A.J. *Effects of medium frequency electrical stimulation on blood local circulation of healthy muscle*. Phys. Ther. EUA, 1986. v. 66, p. 937-43,
- [15] DE DOMENICO, G. Pain relief with interferencial current. *J. Physiother.* Australia. 1982. v. 28, p. 14-18.
- [16] DURAND, D.M. Electric stimulation of excitable tissue. In: Bronzino, JD. *The Biomedical Engineering Handbook*. 2^a ed. Florida: CRC Press, 2000. v.1, p. 1-22.
- [17] FISCHER, A.A. Pressure algometry over normal muscle: standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*. EUA, 1987. v. 30, p. 115-26.
- [18] GEDDES, L.A.; BAKER, L.E. *Principles of applied biomedical instrumentation*, 3^a ed. New York: Wiley, 1989.
- [19] GUYTON, A.C. *Fisiologia Humana*. 6^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.
- [20] HON SUN LAI; DE DOMENICO G.; STRAUSS, G.R. The effect of different electromotor stimulation training intensities on strength improvement. *J Physiother.* Australia, 1988. v. 34, p. 151-64.
- [21] HEALTH PROTECTION BRANCH OF HEALTH AND WELFARE CANADA. *Physiother.* Canada, 1988. v. 40, p. 205-6.
- [22] JOHNSON, M.I. Analgesic effects of frequencies of transcutaneous electrical stimulation on cold-induced pain in normal subjects. *Pain*. EUA, 1989. v. 39, p. 231-236.
- [23] KAHN, J. *Principles and practice of electrotherapy*. 3 ed. New York: Churchill Livingstone, 1994.
- [24] KINDERMANN, G. *Choque elétrico*. 1^a ed. Florianópolis: Sagra DC Luzzatto, 1995.
- [25] LAUTENBACHER, S; ROLLMAN, G.B. Sex differences in responsiveness to painful and non-painful stimuli are dependent upon the stimulation method. *Pain*. EUA, 1993. v. 56, p. 255-64.
- [26] LOW, J; REED, A. *Eletrotherapy Explained : Principles and Practice*. 2^a ed. EUA: Butterworth-Heinemann Medical, 1995.
- [27] MAGALHÃES, A.G.; BRASIL, LM; CISNEIROS, KVSF. Informatics in Health: An Application in Neonatology. In: 2^o EUROPEAN MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING CONFERENCE. *Anais*. Vienna, Austria, 2002. CD-ROM.
- [28] MELZACK, R; WALL, P.D. Pain mechanism: a new theory. *Science*. EUA. 150, 971, 1965.
- [29] MONTELLO, M.V. *Sistema Especialista para Predição de Complicações Cardiovasculares Integrado a um Sistema de Controle de Pacientes Portadores de Diabetes Mellitus*. Florianópolis, 1999. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

- [30] MONTGOMERY, E.; SHEPHERD, A.M. Electrical stimulation and graded pelvic exercise for genuine stress incontinence. *Physiotherapy*. EUA, 1983. v. 76, p. 433-8.
- [31] PISA, D; DO VALLE FILHO, A.M. Sistema na Área de Fisioterapia para Auxílio a Diagnósticos Utilizando Sistemas Especialistas. I WORKSHOP DE INFORMÁTICA APLICADO A SAÚDE. *Anais*. Itajaí, 2001. CD-ROM.
- [32] REBELATTO, J.R.; BOTOMÉ, S.P. *Fisioterapia no Brasil*. 2 ed. São Paulo: Manole, 1999.
- [33] PRADO, J. *Microsoft Visual Basic 6*. 1 ed. Florianópolis: Relativa, 1998.
- [34] RENNIE, S. Diadynamic Current Therapy. In: PEAT M. *Current Physical Therapy*. Canada: B.C. Decker, 1988. p. 207-11.
- [35] ROBINSON, A.J; SNYDER-MACKLER, L. *Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing*. 2ª ed. EUA: Williams & Wilkins Press, 1995.
- [36] SANCHES, P.S.R.; MÜLLER, A.F.; SILVA, D.P.; THOMÉ, P.R.O.; BARROSO, J.C.V.; RAMOS, J.G.L.; MARTINS-COSTA, S. Eletroestimulação Elétrica Transvaginal no Tratamento da Incontinência Urinária. In: XVII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA. *Anais*. Florianópolis, 2000. CD-ROM.
- [37] SILVA, J.L.; NOHAMA, P. Parâmetros Ótimos para Redução de Fadiga Muscular em Pacientes Paraplégicos Submetidos à Estimulação Elétrica Neuromuscular: Resultados Preliminares. In: IV FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE. *Anais*. Campos do Jordão, 1998. p. 181.
- [38] SILVA, V.P. *Microcontroladores PIC: Teoria e Prática*. São Paulo: Edição do Autor, 1997.
- [39] STANISH, W.D. The effects of immobilization and electrical stimulation on muscle glycogen and myofibrillar ATPase. *Appl Sport Sci*. Canada, 1982. v. 7. p. 276.
- [40] TAVARES, M.C. *Monitor de Atividade Cerebral Baseado em Microcontrolador*. Florianópolis, 1997. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.
- [41] VIEIRA, L.C; DE SOUZA, M.N.; NOHAMA, P. Roteiro de testes para avaliação de estimuladores elétricos transcutâneos (TENS). In: XVIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA. *Anais*. São José dos Campos, 2002. CD-ROM.
- [42] WADSWORTH, H; CHANMUGAN, A.P.P. *Electrophysical Agents in Physiotherapy*. 2ª ed. Australia: Science Press, 1980.
- [43] WARD, A. *Electricity Fields and Waves in Therapy*. Australia: Science Press, 1986.
- [44] WATERMAN, D. *A Guide to Expert Systems*. Addison-Wesley. EUA, 1986.