

SISTEMA PARA O ESTUDO DO LIMIAR DE
PERCEPÇÃO DE CORRENTE ELÉTRICA COM FORMA
DE ONDA ARBITRÁRIA

Henrique Resende Martins

BELO HORIZONTE, BRASIL.

AGOSTO DE 2008

Henrique Resende Martins

SISTEMA PARA O ESTUDO DO LIMIAR DE
PERCEPÇÃO DE CORRENTE ELÉTRICA COM FORMA
DE ONDA ARBITRÁRIA

Dissertação submetida ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica

Área de Concentração: Engenharia Elétrica
Orientador: Prof. Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2008

Folha de Aprovação a ser anexada

*“Tudo que imagino existe,
mas nem tudo que existe sou capaz de imaginar”*

M. L. Martins

*“Aos meus pais Manoel e
Rozélia, que além de grandes
exemplos de honestidade e
perseverança, são os melhores
amigos que eu, como filho,
poderia ter”*

Agradecimentos

O termo “Deus” refere-se à idéia de uma energia suprema, infinita, perfeita, criadora do universo, que seria a causa primária e o fim de todas as coisas. Reconhecendo minha limitação como ser humano, agradeço à Deus por me guiar até este momento com paz, saúde, alegria e sabedoria.

Ao professor Carlos Julio por esses quase 4 anos de parceria, onde pude crescer tanto pessoalmente quanto profissionalmente e de onde espero colher cada vez mais frutos positivos.

Aos meus pais pelo amor e apoio incondicional em tudo o que fiz até hoje, e principalmente pelo exemplo de seres humanos que são e que me ensinam a ser desde criança.

À minha esposa Flávia pela paciência e compreensão em minhas esporádicas ausências e principalmente por todo amor e incentivo decisivos para o sucesso dessa caminhada.

Aos meus irmãos, Christina e Romeu, cada um ao seu modo, pelo carinho e apoio.

À Dona Consolação e ao Sr. Luiz, por me acolherem como parte da família.

À Fernanda e ao João Gabriel, meus cunhados e amigos, pela torcida por esta conquista.

Ao amigo-irmão, Sady Filho, exemplo de profissional, pela amizade conquistada desde o início do mestrado e pelo apoio incondicional.

Ao amigo, Guilherme Damasceno, pelo companheirismo e por tornar essa caminhada menos penosa.

Ao amigo Vivaldo Resende (*in memoriam*), pessoa iluminada que tive o grande prazer de conviver, sendo parte importante de minha formação profissional e pessoal, e que, com certeza, está vibrando com mais esta vitória.

À Tia Marta Rosa pelo incentivo e apoio.

Aos professores Porfirio e Lênin pela amizade e pelo apoio técnico decisivo no desenrolar desse trabalho.

Aos amigos Manoel Villarroel e Gilberto Manzano pelo diálogo entre as áreas de engenharia e medicina, um campo de pesquisa a ser explorado.

A todos os amigos e colegas do NEPEB pela parceria e apoio, em especial aos amigos Felipe, Marconi e Michelle, com quem aprendi que o desenvolvimento de um bom trabalho é possível quando em equipe.

Aos amigos Mambaias pela amizade e apoio sempre demonstrados.

Ao PPGEE da UFMG, na pessoa do professor, Hani C. Yehia, pela excelência do curso e maturidade intelectual.

Às meninas da secretaria do PPGEE, Anete e Arlete, pela amizade, atenção e carinho.

Ao CNPq e à FAPEMIG, entidades financiadoras.

Por fim, a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para esta conquista. Deixo aqui meu muito obrigado, e que de alguma forma eu possa retribuir futuramente.

Resumo

Nos anos 80 foi proposto um equipamento médico-hospitalar para avaliação psicofísica da sensibilidade à corrente elétrica senoidal, que estabeleceu uma relação entre o calibre das fibras e a frequência de estimulação. Fibras finas amielinizadas seriam estimuladas a 5 Hz, fibras finas mielinizadas a 250 Hz e fibras de grosso calibre mielinizadas a 2 kHz. Um dos obstáculos encontrados por essa linha de pesquisa da neurociência é a falta de equipamentos versáteis que permitam uma maior variação, tanto das formas de onda destes estímulos, quanto da frequência, o que dificulta uma avaliação mais aprofundada desse assunto e de vários outros que envolvem estimulação elétrica somato-sensitiva. Visando a atender essas necessidades este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema para determinar o limiar de sensibilidade a estimulação por corrente com forma de onda arbitrária. O protótipo foi desenvolvido sobre uma plataforma microprocessada que utiliza o processador digital de sinais da Analog Device - ADSP-BF533 - para realizar os algoritmos matemáticos utilizados, tanto na geração das diversas formas de ondas de estimulação, quanto na determinação do limiar de percepção. Uma fonte de corrente controlada por tensão com estágio de saída de potência classe AB foi desenvolvida para gerar estímulos com intensidade de corrente constante, em frequências entre 2 Hz e 5 kHz e intensidade máxima igual a 8 mA e resolução de 8 μ A. Todo o sistema é controlado por meio de um software de “interface gráfica amigável” que permite ao usuário manipular todos os parâmetros envolvidos na estimulação, como por exemplo, a forma de onda do estímulo e o protocolo de estimulação. Além disso, o usuário poderá programar estímulos com forma de onda arbitrária. Os testes realizados indicaram que o sistema pode ser utilizado para a avaliação do limiar de sensibilidade a corrente elétrica. Assim, espera-se que no futuro o sistema possa auxiliar no diagnóstico de neuropatias, e conseqüentemente proporcionar uma melhoria na saúde das pessoas bem como na sua qualidade de vida.

Abstract

During the 80's, an instrument to evaluate the psychophysical sensitivity using electric sinusoidal current stimulation had been proposed, which established a relation between fibers diameters and stimulus frequency: 5 Hz for non-myelinated fibers, 250 Hz for thin myelinated fibers and 2 kHz for thick myelinated fibers. One of the problems encountered on neuroscience researches is that there is not appropriate device that allows the use of others frequencies and others waveforms. For this reason, it is difficult to perform deeper studies into somatosensory electrical stimulation. Therefore, this work aims to develop a medical device to Current Perception Threshold using an arbitrary waveform. The prototype was developed using the ADSP-BF533 evaluate board (ADSP-BF533 EZ-KIT Lite, Analog Devices, Inc.). It was used for performing mathematical algorithms that generate several stimuli waveforms and determine the perception threshold. A current source voltage controlled that uses a class AB power output stage was developed to generate stimulus with constant current intensity into 2 Hz and 5 kHz. The maximum current intensity is 8 mA and resolution equal to 8 μ A. The system is controlled by a GUI (Graphical User Interface) software, which allows setting the waveform parameters and stimulation protocol. Moreover, the user will be able to implement an arbitrary waveform. Tests of the system demonstrate that it could be used for the determination of perception threshold to electric current. On a near future, it is expected that the system can assist in diagnoses of neuropathies, thus improving the health and quality life of the people.

Lista de Figuras

<i>Figura 2.1 - O Neurônio (KANDEL et al., 2000).</i>	6
<i>Figura 2.2 - Classificação das fibras do sistema nervoso</i>	7
<i>Figura 2.3 - Desenho esquemático mostrando o potencial negativo da membrana da célula nervosa (KANDEL, 2000).</i>	9
<i>Figura 2.4 - Potencial de ação.</i>	10
<i>Figura 2.5 - Propagação do potencial de ação de um neurônio ao longo do axônio.</i>	11
<i>Figura 2.6 - Transformação de estímulo físico em atividade elétrica (Kandel, 2000). A coluna A mostra como o potencial de membrana do receptor (transdutor sensorial) irá reagir ao estímulo, a coluna B mostra o trem de potenciais de ação deflagrados e a coluna C mostra o número de neurotransmissores liberados na ligação sináptica entre dois neurônios.</i>	12
<i>Figura 2.7 - Processo de sinapse química com potencial excitatório pós-sináptico (KANDEL et al., 2000).</i>	14
<i>Figura 2.8 - Junção comunicante. Um aumento mostrando canais denominados poros, os quais unem os citoplasmas de duas células. Íons e pequenas moléculas podem passar em ambas as direções através destes canais. (BEAR et al., 2002).</i>	15
<i>Figura 2.9 - Neurorreceptores da pele (BEAR et al., 2002).</i>	17
<i>Figura 2.10 - Mecanorreceptor de adaptação lenta a um estímulo sustentado (BEAR et al., 2002).</i>	18
<i>Figura 2.11 - Adaptação no corpúsculo de Pacini -mecanorreceptor (BEAR et al., 2002).</i>	18
<i>Figura 2.12 - Resposta dos receptores térmicos e dos nociceptores de acordo com a temperatura aplicada à pele. No eixo das abscissas está quantizado o número de potenciais de ação (impulsos) deflagrados por segundo e no eixo das ordenadas a temperatura aplicada na superfície da pele.</i>	19
<i>Figura 2.13 - Tipos de fibras e suas características (BEAR et al., 2002).</i>	20
<i>Figura 2.14 - Mapa do córtex somato-sensitivo (BEAR et al., 2002).</i>	21
<i>Figura 3.1 - Diagrama de um capacitor em um circuito elétrico simples em estados descarregados (A) e carregado (B). Um capacitor armazena energia elétrica pela</i>	

<i>orientação de moléculas dielétricas em relação ao campo aplicado (ROBINSON et al., 2007)</i>	27
<i>Figura 3.2 - Estrutura da pele</i>	29
<i>Figura 3.3 - Decaimento da resistividade elétrica da pele com remoção de células mortas da epiderme em pele seca</i>	30
<i>Figura 3.4 - Circuito equivalente da pele segundo BURTON, et al. (1974)</i>	30
<i>Figura 3.5 - Modelo de impedância simplificada do dedo indicador, onde ZT é a impedância total (BURTON et al., 1974)</i>	31
<i>Figura 3.6 - Designações “tradicionais” de correntes elétricas usadas historicamente na prática clínica. Cada gráfico mostra mudanças da amplitude de corrente no tempo (ROBINSON ET al., 2007)</i>	32
<i>Figura 3.7 - Designações “comerciais” de correntes elétricas de estimuladores contemporâneos. (ROBINSON et al., 2007)</i>	33
<i>Figura 3.8 - Possíveis formas de onda do CMAP, dependendo da posição dos eletrodos de coleta</i>	37
<i>Figura 3.9 - Exemplo de um NCS Motor. O CMAP com estimulação no pulso possui latência igual 2,8 ms. A latência com estimulação no cotovelo é 6,3 ms. A latência com estimulação na axila é 8,3 ms (OH, 2002)</i>	37
<i>Figura 3.10 - Latências do CNAP de um NCS sensitivo. LA e LB são os tempos utilizados para medir a latência pelos dois métodos existentes</i>	38
<i>Figura 3.11 - Foto do NEUROMETER CPT da NEUROTRON (NEUROTRON Inc.)</i>	40
<i>Figura 4.1 - Diagrama esquemático da arquitetura interna de um processador com seus elementos básicos</i>	41
<i>Figura 4.2 - Diagrama de blocos da arquitetura interna simplificada de um processador</i>	42
<i>Figura 4.3 - Esquemático de um sistema de tempo real</i>	44
<i>Figura 4.4 - Transferência de dados do disco para a memória usando o controlador DMA</i>	46
<i>Figura 4.5 - Atendimento de interrupção</i>	47
<i>Figura 4.6 - Arquitetura interna do núcleo do ADSP-BF533</i>	48
<i>Figura 4.7 - Diagrama de blocos funcional do ADSP-BF533. Em destaque o núcleo do processador</i>	49

<i>Figura 4.8 - Diagrama de blocos do KIT de desenvolvimento do ADSP-BF533.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 5.1 - Diagrama de blocos das diversas partes que compõem o NEUROSTIM.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 5.2 - Diagrama de blocos da unidade de controle.</i>	<i>53</i>
<i>Figura 5.3 - Diagrama de blocos da fonte de corrente.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 6.1 - Estímulo senoidal com Duração ON representada por T_On e Duração OFF representada por T_Off. O tempo total de execução de 1 estímulo é igual a T_On + T_Off.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 6.2 - Software do Sistema - Interface Gráfica.</i>	<i>61</i>
<i>Figura 6.3 - Janela onde o usuário insere o código referente à onda genérica desejada em linguagem LUA. A onda genérica (nomeada Felipe) equivale a soma de três senos com amplitudes e frequências diferentes.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura 6.4 - Janela de aviso que informa ao usuário que a configuração foi bem sucedida.....</i>	<i>62</i>
<i>Figura 6.5 - Janelas de execução (a) e configuração do protocolo de teste do limar de percepção de corrente - CPT (b).</i>	<i>62</i>
<i>Figura 6.6 - Foto do protótipo NEUROSTIM. A unidade de controle está integrada à fonte de corrente em uma mesma caixa.</i>	<i>62</i>
<i>Figura 6.7 - Estímulo senoidal com amplitude máxima, frequência de 2 kHz (a) e Duração OFF igual a 1 ms (b).</i>	<i>63</i>
<i>Figura 6.8 - Estímulo senoidal com frequência igual a 5 Hz, amplitude igual a 50% do valor máximo, Duração ON igual a 200 ms e Duração OFF igual a 400 ms.....</i>	<i>63</i>
<i>Figura 6.9 - Trem de pulso com amplitude máxima. Duração do estímulo (Duração ON) ajustada em 100 ms (a) e frequência de estimulação igual a 50 Hz (b).</i>	<i>64</i>
<i>Figura 6.10 - Estímulo com forma de onda modulada em amplitude (AM). Frequência da portadora foi ajustada com o valor de 2 kHz (b) e da modulante igual a 100 Hz (a).</i>	<i>64</i>
<i>Figura 6.11 - Estímulo com forma de onda genérica gerado pela equação da figura 6.2, que equivale à soma de três senos com amplitudes e frequências diferentes.....</i>	<i>64</i>
<i>Figura 6.12 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes para avaliar a linearidade do sistema nas frequências 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz, em uma carga resistiva igual a 100 Ω.....</i>	<i>67</i>

<i>Figura 6.13 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes para avaliar a linearidade do sistema nas frequências 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz, em uma carga resistiva igual a 1 kΩ.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 6.14 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes para avaliar a linearidade do sistema nas frequências 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz, em uma carga resistiva igual a 10 kΩ.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 6.15 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes de avaliação da linearidade do sistema na frequência de 5 Hz, variando-se a carga na saída.</i>	<i>69</i>
<i>Figura 6.16 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes de avaliação da linearidade do sistema na frequência de 250 Hz, variando-se a carga na saída.</i>	<i>69</i>
<i>Figura 6.17 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes de linearidade do sistema na frequência de 2k Hz, variando-se a carga na saída.</i>	<i>70</i>
<i>Figura 6.18 - Resposta em frequência do sistema para cargas igual a 100 Ω, 1k Ω e 10k Ω.</i>	<i>71</i>

Lista de Abreviaturas

bps	–	bits por segundo
CI	–	Circuito Integrado
Conversor A/D	–	Conversor Analógico para Digital
Conversor D/A	–	Conversor Digital para Analógico
CPT	–	<i>Current Perception Threshold</i>
DMA	–	<i>Direct Memory Access</i>
DSP	–	<i>Digital Signal Processor</i>
EBIU	–	<i>External Bus Interface Unit</i>
FENS	–	<i>Functional Electrical Nerve Stimulus</i>
MAC	–	<i>Multiplier-Accumulator</i>
NSC	–	<i>Nerve Conduction Threshold</i>
PFIO	–	<i>Port Flag Input Output</i>
Pino E/S	–	Pino de entrada e saída
QST	–	<i>Quantitative Sensory Testing</i>
QST-T	–	<i>Quantitative Sensory Thermal Testing</i>
QST-V	–	<i>Quantitative Sensory Vibratory Testing</i>
sNCT	–	<i>Sensory Nerve Conduction Threshold</i>
SNCV	–	<i>Sensory Nerve Conduction Velocity</i>
SNS	–	Sistema Nervoso Somático
SPI	–	<i>Serial Port Interface</i>
SPORT	–	<i>Serial Port</i>
SSS	–	Sistema Somático-sensitivo
STR	–	Sistema de Tempo Real
TENS	–	<i>Transcutaneous Electrical Nerve Stimulus</i>
THD	–	<i>Total Harmonic Distortion</i>
UART	–	<i>Universal Asynchronous Receiver and Transmitter</i>
USB	–	<i>Universal Serial Bus</i>
IHM	–	Interface Homem-Máquina

Sumário

Agradecimentos	vi
Resumo	viii
Abstract	ix
Lista de Figuras	x
Lista de Abreviaturas.....	xiv
Capítulo 1 - Introdução	1
1.1. Objetivos.....	3
1.2. Estrutura do Trabalho	4
Capítulo 2 - Sistema Nervoso	6
2.1 O Neurônio.....	7
2.1.1 Propriedades Elétricas dos Neurônios.....	8
2.2 Sinapses e Potencial de Ação	9
2.2.1 O Potencial de Ação.....	9
2.2.2 Sinapses	12
2.3 Sistema Somato-sensitivo	16
2.3.1 Tipos de Transdutores Sensitivos	16
2.3.2 Tipos de Fibras Nervosas Periféricas Aferentes.....	19
2.3.3 Processo da Percepção Somato Sensitivo	21
Capítulo 3 - Estimulação Elétrica Somato-Sensitiva	22
3.1 Fenômeno Elétrico – Conceitos Básicos	23
3.1.1 Carga Elétrica	23
3.1.2 Íons e Elétrons	24
3.1.3 Condutores e Isolantes	24
3.1.4 Corrente Elétrica e Iônica	25
3.1.5 Resistência Elétrica	26
3.1.6 Capacitância e Impedância	26
3.2 Modelagem Elétrica da Pele.....	28

3.2.1	Estrutura da Pele	29
3.2.2	Modelo de Circuito Equivalente do Corpo	30
3.3	Estimulação Elétrica Terapêutica.....	31
3.3.1	Introdução	31
3.3.2	Classificação das Correntes	32
3.3.3	Eletrodos.....	34
3.4	Estimulação Elétrica de Diagnóstico	35
3.4.1	Estudo da Condução Nervosa	36
3.4.2	Estimulação Elétrica por Corrente Senoidal	39
Capítulo 4 - Sistemas Microprocessados.....		41
4.1	Introdução	41
4.2	Processamento em “Tempo Real”	44
4.3	Controlador de Acesso Direto a Memória.....	45
4.4	Interrupções.....	46
4.5	Processador Digital de Sinais - ADSP-BF533	47
4.5.1	Recursos do <i>kit</i> de desenvolvimento do ADSP-BF533	49
Capítulo 5 - Metodologia		51
5.1	Introdução	51
5.2	Unidade de Controle.....	52
5.2.1	Firmware.....	53
5.3	Fonte de Corrente	55
5.4	Interface Gráfica.....	56
5.5	Testes do Sistema.....	57
5.5.1	Testes com Cargas Resistivas.....	57
5.5.2	Testes em Participantes do Projeto.....	58
Capítulo 6 - Resultados		59
6.1	Interface Gráfica.....	59
6.2	Testes do NEUROSTIM	63
6.2.1	Com Cargas Resistivas	63
6.2.2	Testes de CPT com Integrantes do NEPEB.....	71

Capítulo 7 - Discussões.....	73
Capítulo 8 - Conclusão	76
Bibliografia	78
Anexos	85
Anexo 1 - Fluxogramas.....	85
Rotina Principal.....	85
ISR_UART_RX().....	87
Processa_Uart_RX(c).....	88
Onda_Genérica().....	89
ISR_TIMER0().....	90
Processa_Estimulo().....	91
ISR_PFIO()	92
ISR_DMA().....	92
ISR_UART_TX()	93

Capítulo 1 - Introdução

Nos anos 80, tornou-se comercial um equipamento para a avaliação psicofísica de sensibilidade por estimulação elétrica de corrente senoidal, o NEUROMETER da NEUROTRON Inc. (NEUROTRON Inc., 2002; MASSON et al., 1989). Este equipamento surgiu no mercado devido a necessidade de se realizar uma avaliação não invasiva de alguns dos diferentes tipos de fibras nervosas aferentes existentes no corpo humano. Uma vez que, estímulos senoidais de diferentes frequências excitariam sistemas sensoriais relacionados à fibras de diferentes diâmetros, aumentando, assim, a seletividade da estimulação (YARNITSKY et al., 1995; NEUROTRON Inc., 2002). Além disso, devido as características não lineares de impedância da pele, fazia-se necessário um equipamento que garantisse o valor de corrente elétrica entregue ao paciente durante a estimulação, independente das variações dinâmicas da carga (fonte de corrente).

O interesse em estudar novas alternativas para avaliar fibras sensitivas decorre da dificuldade em diagnosticar e quantificar disfunções sensitivas pelos métodos convencionais, como por exemplo, o estudo da condução nervosa (NSC) que avalia tanto as disfunções sensitivas quanto motoras que acometem o sistema nervoso periférico (YARNITSKY et al., 1995). No entanto, esse método possui limitações referentes a avaliação das diferentes subpopulações de fibras sensitivas, avaliando somente as disfunções que acometem as fibras mielizadas, especialmente as de grosso calibre (RENDELL et al., 1989).

Juntamente com a inserção do NEUROMETER no mercado, nos anos 80, foi proposta a avaliação psicofísica de sensibilidade de fibra fina (FF) e fibra grossa (FG) por estimulação elétrica senoidal (CPT). A técnica utilizada nesta avaliação é a determinação do limiar de sensibilidade a corrente senoidal, que é medida como o menor valor de corrente elétrica capaz de evocar uma percepção, em que a frequência de 5 Hz estimularia fibras amielínicas, a de 250 Hz fibras mielizadas finas e a de 2 kHz fibras mielizadas de grosso calibre (KATIMS et al., 1986-a; KATIMS et al., 1986-b; KATIMS et al., 1987). As evidências de que tais premissas sejam verdadeiras

estão sujeitas a discussão. Em trabalhos clínicos, enquanto alguns autores encontraram uma correlação entre o diâmetro das fibras e a frequência de estimulação (MASSON et al., 1989; RO et al., 1999), outros não conseguiram estabelecer a mesma correlação (TACK et al., 1994; VINIK et al., 1995). Apesar dessas diferenças, muitos são os trabalhos que apresentam resultados concordantes com a seletividade dos estímulos, como por exemplo, no caso de efeitos de drogas (LIU et al., 1995; LIU et al., 1996; TAY et al., 1997) e isquemia por torniquete (BARON et al., 2002). Mesmo frente a essas incertezas, desde que o NEUROMETER foi lançado no mercado, vários foram os trabalhos que fizeram uso de suas características neuroseletivas, sendo este aplicado nas mais variadas áreas da saúde, como por exemplo: avaliação da evolução de neuropatias em diabétes mellitus tipo 1 ou tipo 2 (DENT et al., 1992; MATSUTOMO et al., 2005), avaliação da severidade (fraca, moderada ou forte) da compressão das fibras nervosas em síndrome do túnel do carpo (FRANZBLAU et al., 1994), avaliação da função sensitiva da mucosa da bexiga bem como do trato urinário inferior (UKIMURA et al., 2003; De-LAET et al., 2005), teste sensorial cutâneo e visceral em pacientes com síndrome da bexiga dolorosa (cistite intersticial) (FITZGERALD et al., 2005), seleção de candidatos com incontinência urinária para tratamento com acupuntura (HONJO et al., 2003), avaliação sensitiva quantitativa depois da aplicação de lidocaína epidural lombar (TAY et al., 1997), avaliação quantitativa da funcionalidade do nervo trigêmeo (CAISSIE et al., 2007).

Nas investigações atuais vem se tentando confirmar as relações entre as frequências de estimulação e o diâmetro das fibras nervosas excitadas, por meio da comparação entre resultados obtidos com o teste de CPT e testes com estímulos físicos (*QST-quantitative sensory threshold*), como por exemplo, temperatura (QST-T) e vibração (QST-V). Novamente são encontradas algumas discussões sobre a aplicabilidade do teste de CPT como uma ferramenta neuro-seletiva, onde em trabalhos como LOWENSTEIN et al., 2008 é mostrado que apesar de o teste de CPT e o QST *parecerem* estar estimulando populações de fibras nervosas aferentes similares, este último mostrou maior reprodutibilidade se comparado ao teste de CPT, sendo mais indicado como ferramenta clínica de diagnóstico.

Todas essas discussões envolvendo a característica neuro-seletiva do teste de CPT podem ser atribuídas à falta de equipamentos versáteis que permitam uma maior variação, tanto das formas de onda desses estímulos, quanto da frequência, podendo assim, serem consideradas as diferenças interindivíduos. Isso também dificulta uma avaliação mais aprofundada deste assunto e de vários outros que envolvem estimulação elétrica somato-sensitiva.

O NEUROMETER é somente capaz de gerar estímulos elétricos com forma de onda senoidal, com intensidade máxima de 9,99 mA de pico em apenas três frequências, 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz (Detalhes do funcionamento do NEUROMETER podem ser encontrados em NEUROTRON Inc., 2002 e em NEUROTRON Inc., 1999). Não sendo possível controlar parâmetros como a fase do estímulo e realizar processos de estimulação com diferentes protocolos daqueles pré-configurados. O NEUROMETER também não disponibiliza um sinal de sincronismo externo que poderia ser utilizado como marcação do estímulo para acoplá-lo a um sistema de coleta de eletroencefalograma (EEG). Recurso útil em aplicação como o estudo dos potenciais evocados somato-sensitivos (BRAGA et al., 2008).

Frente às necessidades encontradas pela linha de pesquisa da neurociência que investiga a neuro-seletividade da estimulação por corrente elétrica e a falta de equipamentos que permitam um estudo mais aprofundado nesta área, o presente trabalho propôs o desenvolvimento de um dispositivo eletro-médico que permita avaliar o limiar de percepção a estímulos elétricos de corrente com forma de onda arbitrária.

1.1. Objetivos

Desenvolver um sistema que permita investigar como a forma de onda, a frequência, a intensidade, a fase e a modulação do estímulo influem na excitação de fibras finas (FF) e fibras grossas (FG) do sistema nervoso periférico somático aferente.

O sistema proposto neste trabalho, o NEUROSTIM (Figura 6.6), foi desenvolvido tanto para executar o teste padrão para avaliação psicofísica (CPT), quanto para ser empregado na pesquisa de novos paradigmas de neuroestimulação por corrente. Este

sistema permite ao usuário controlar todos os parâmetros envolvidos no procedimento, como, por exemplo, a frequência, a fase, a intensidade, a forma da onda, o tempo de duração do estímulo e o tempo entre dois estímulos. O sistema é capaz de gerar estímulos elétricos de intensidade de corrente constante (fonte de corrente) com diferentes formas de onda, bem como alcançar faixas de frequência que variam de 2 Hz a 5 kHz em intervalos de 1 Hz e intensidade de corrente do estímulo variando entre 0,01 mA de pico e 8,00 mA de pico em intervalos de aproximadamente 8 μ A de pico. Além disso, é disponibilizado um sinal de sincronismo para sinalizar o início e o final de cada estimulação. Desta forma, espera-se contribuir em estudos do sistema somato-sensitivo visando a sua aplicação clínica para melhorar a saúde e qualidade de vida das pessoas.

1.2. Estrutura do Trabalho

O trabalho está dividido em duas partes distintas: a primeira, de cunho mais teórico, traz uma revisão de literatura e conceitualizações teóricas utilizadas no desenvolvimento do protótipo (Capítulos 2, 3 e 4); e a segunda, de caráter mais pragmático, engloba o processo de montagem, desenvolvimento, testes e resultados do equipamento (Capítulos 5, 6 e 7).

Uma revisão dos conceitos relativos ao sistema nervoso somato-sensitivo relevantes ao desenvolvimento do trabalho são apresentados no Capítulo 2. Nesse sentido, uma breve explicação acerca de neurônios, potenciais de ação, transdutores sensitivos, tipos de fibras nervosas periféricas aferentes e do processo de percepção somato-sensitivo é feita. Já no Capítulo 3 são revisados alguns conceitos envolvidos no processo de estimulação somato-sensitiva como, por exemplo, a modelagem elétrica da pele e a estimulação elétrica terapêutica e de diagnóstico, bem como, é realizada uma discussão acerca da estimulação elétrica por corrente senoidal. No Capítulo 4 são discutidos alguns dos conceitos de sistemas microprocessados, como por exemplo, sistemas de tempo real, controlador de DMA, sistemas de interrupção e processadores digitais de sinais. O Capítulo 5 apresenta a metodologia utilizada para o desenvolvimento do protótipo, onde se abordam o hardware, firmware e software, bem como os métodos utilizados para avaliar o sistema. Os resultados obtidos são apresentados no capítulo 6 e discutidos

no capítulo seguinte. Finalmente, no Capítulo 8 são expostas as conclusões do trabalho e as propostas para trabalhos futuros.

Capítulo 2 - Sistema Nervoso

O sistema nervoso pode ser dividido em duas partes: sistema nervoso central (SNC) e periférico (SNP). O SNC é composto pelo encéfalo (cérebro, cerebelo e tronco encefálico) e medula espinhal, enquanto o SNP é constituído pelos nervos (espinhais e cranianos), gânglios e terminações nervosas (BEAR et al., 2002). A unidade funcional do sistema nervoso é o neurônio. Os neurônios situados mais na superfície do corpo são especializados em receber os estímulos e conduzir os impulsos ao centro, sendo desta forma, denominados de neurônios aferentes. Os neurônios especializados na condução do impulso do centro até o efetador (exemplo: músculo), denominam-se neurônios eferentes. De acordo com KANDEL et al., 2000 e RAMON et al., 1995, um neurônio típico pode ser dividido em quatro regiões: o corpo celular, os dendritos, o axônio e suas terminações pré-sinápticas, como apresentado na Figura 2.1.

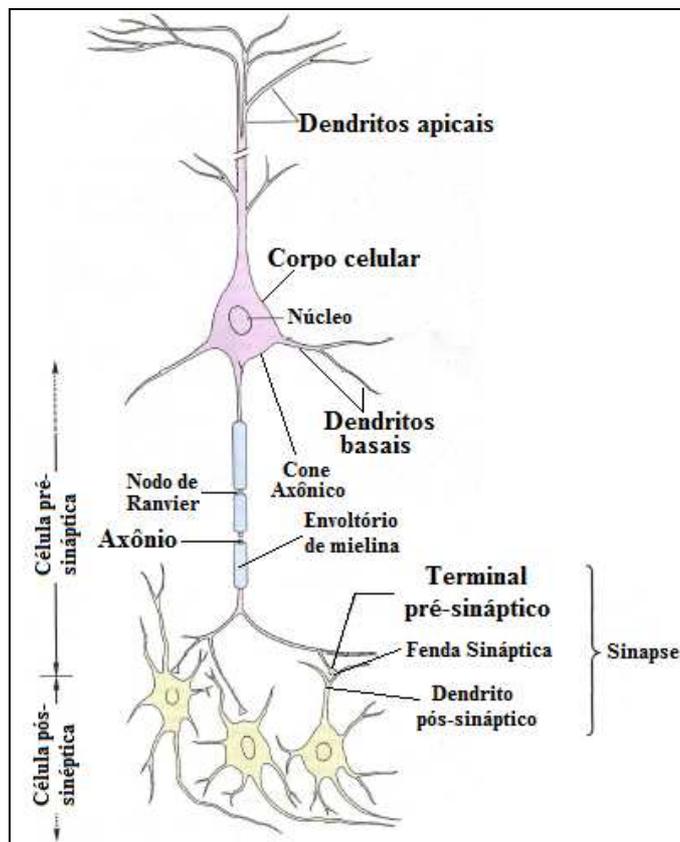


Figura 2.1 - O Neurônio (KANDEL et al., 2000).

Os conjuntos de axônios (fibras) aferentes que se ligam em interoceptores são viscerais, enquanto os que se originam em proprioceptores ou exteroceptores são somáticos. A Figura 2.2 mostra as subdivisões das fibras aferentes e eferentes de acordo com sua localização no sistema nervoso. No presente trabalho, usa-se o termo "sistema somato-sensitivo" referindo-se às fibras aferentes exteroceptivas, periféricas e centrais.

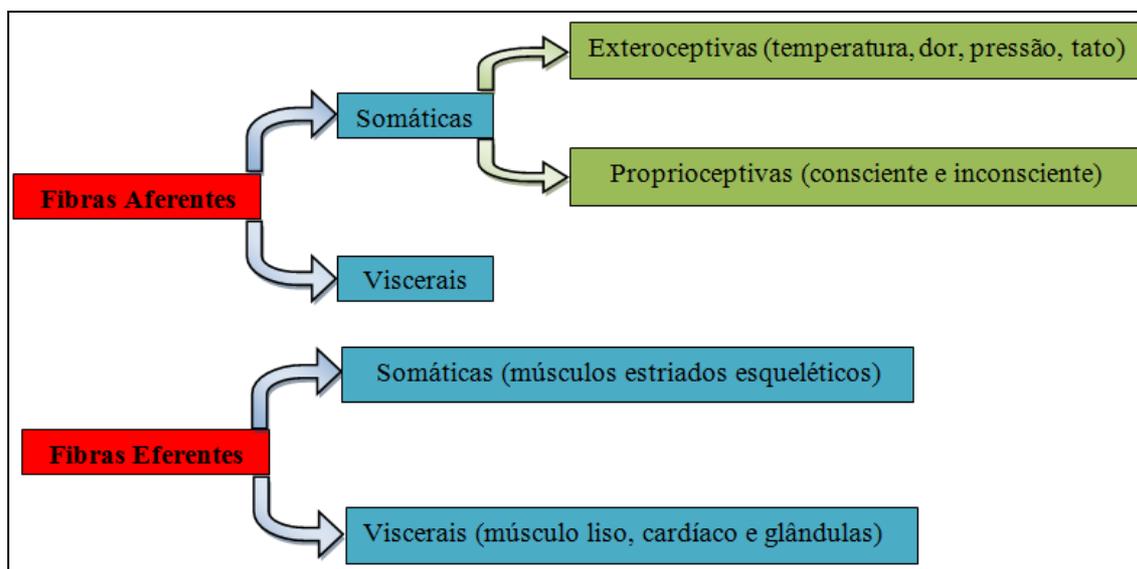


Figura 2.2 - Classificação das fibras do sistema nervoso

2.1 O Neurônio

Corpo Celular ou **Soma**: É o centro do metabolismo da célula. Dentro dele existe uma grande quantidade de estruturas membranosas chamadas de organelas, sendo as mais importantes o núcleo, o retículo endoplasmático liso e rugoso, o aparelho de Golgi e as mitocôndrias. São no corpo celular que se originam os dendritos e o axônio (BEAR et al., 2002; BRODAL, 1984).

Dendritos: São ramificações que se originam no corpo celular e se assemelham aos ramos de uma árvore. Têm como principal função a recepção de sinais provenientes de outras células neurais (BEAR et al., 2002).

Axônio: É a principal unidade condutora do neurônio, sendo capaz de conduzir sinais elétricos por distâncias que variam no corpo humano entre 0,1 mm a 2 m. Muitos axônios se dividem em vários ramos e dessa forma, conduzem informações, em forma de sinais elétricos, para diferentes destinos. Esses sinais elétricos – conhecidos como

potenciais de ação – são impulsos nervosos rápidos, transientes, com amplitude de +40 mV a +80 mV e duração de aproximadamente 1ms (Figura 2.4). Axônios mais calibrosos são circundados por bainhas isolantes, chamadas de mielina, que asseguram uma condução dos sinais elétricos em alta velocidade, podendo chegar a 100 m/s. Essa bainha é interrompida a intervalos regulares, pelos **nodos de Ranvier**. Nesses nodos, que são desprovidos de isolamento elétrico, ocorre a regeneração do potencial de ação. Em sua terminação, o axônio se divide em ramos muito finos, que fazem contatos com outros neurônios. Esses contatos são denominados sinapses. Assim, a célula transmissora de um sinal é chamada de pré-sináptica e as receptoras de pós-sinápticas (KANDEL et al., 2000).

2.1.1 Propriedades Elétricas dos Neurônios

O potencial de ação é influenciado tanto pelo diâmetro como por propriedades passivas da membrana do neurônio. A velocidade de propagação (V_p) do potencial de ação é inversamente proporcional ao produto da resistência axial (R_a) pela capacitância por comprimento do axônio (C_m) dada em Faraday/centímetro (KANDEL et al., 2000):

$$V_p \propto \frac{1}{C_m * R_a} \quad (\text{Eq. 1})$$

Como a R_a é inversamente proporcional ao quadrado do diâmetro do axônio (Brodal, 1984), a velocidade de propagação do potencial de ação será maior em fibras com maior calibre. Além disso, existem axônios dotados de camada isolante que também apresentam uma maior velocidade de propagação. Nesse caso, os axônios são envoltos por células especiais – os oligodentrócitos (no sistema nervoso central) e as células de Schwann (no sistema nervoso periférico) – que funcionam como isolantes entre o meio intracelular e o meio extracelular, fazendo com que a capacitância por comprimento (C_m) diminua e o produto $R_a * C_m$ caia drasticamente.

Os Nodos de Ranvier

Para que os potenciais de ação percorram a extensão do axônio sem perder a sua forma, a cada 1 ou 2 mm, a bainha de mielina é interrompida pelos chamados **Nodos de Ranvier**. Nessa região há uma grande quantidade de canais de sódio (Na^+) tensão

elétrica-dependentes, que podem gerar um influxo despolarizante de Na^+ , fazendo assim com que funcionem como amplificadores reguladores do potencial de ação, regenerando-os até que eles cheguem ao sítio de atuação (KANDEL et al., 2000; BEAR et al., 2002).

2.2 Sinapses e Potencial de Ação

2.2.1 O Potencial de Ação

No repouso, uma célula nervosa tem um excesso de cargas negativas no lado interno. Essa separação de cargas é mantida porque a bicamada lipídica da membrana bloqueia a difusão de íons. A separação de cargas origina uma diferença de potencial elétrico denominado **potencial de membrana** (Figura 2.3). O valor deste potencial, em seres humanos, fica entre -40 mV e -80 mV e é mantido pelas concentrações de íons principalmente de sódio (Na^+), de potássio (K^+), de cloro (Cl^-) e anions orgânicos (A^-) (BEAR et al., 2002).

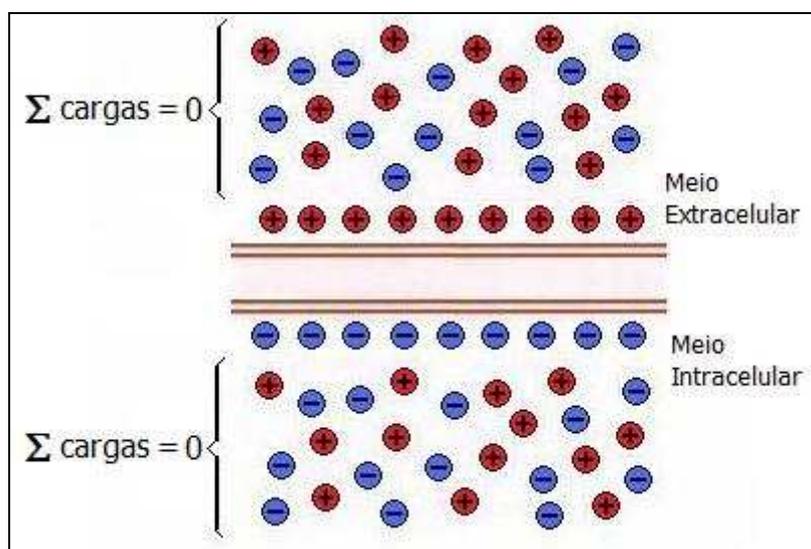


Figura 2.3 - Desenho esquemático mostrando o potencial negativo da membrana da célula nervosa (KANDEL, 2000).

Se, por algum motivo, o interior da célula nervosa se tornar mais positivo, o potencial medido entre os meios intra e extracelular pode atingir o limiar de disparo do potencial de ação. Quando isso ocorre, há uma repentina variação do potencial de membrana, que pode chegar a +40 mV. Posteriormente, o potencial volta ao estado original de repouso

(KANDEL et al., 2000). A esse fenômeno damos o nome de **potencial de ação** (Figura 2.4).

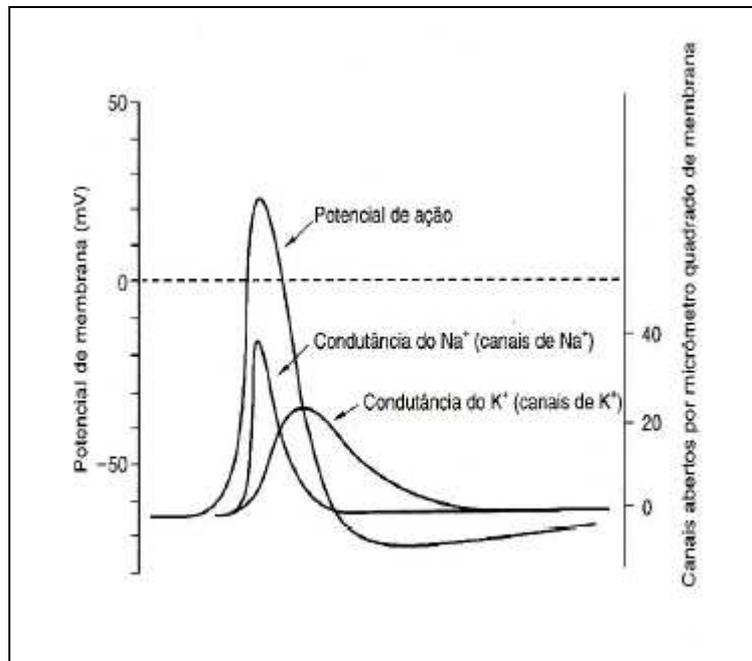


Figura 2.4 - Potencial de ação.

Na bicamada lipídica da membrana celular, encontram-se diversas moléculas protéicas especializadas responsáveis pelo influxo de íons para dentro e para fora do meio intracelular. Um dos tipos desses canais é conhecido como canal de sódio tensão-dependente, que são abertos quando a membrana celular é despolarizada. Isso gera um influxo súbito de sódio, permitindo que ele flua, ao longo do seu gradiente de concentração, de fora para dentro da célula, podendo dar origem ao potencial de ação. O segmento inicial do axônio possui uma alta densidade de canais de sódio tensão elétrica-dependentes. Assim, à medida que um sinal de entrada progride, do corpo celular até o cone axônico¹ (Figura 2.5), ele irá, desde que exceda o limiar de disparo, gerar um ou mais potenciais de ação. Essa região é então chamada de zona de gatilho do neurônio. Ao ser gerado na zona de gatilho, esse potencial desloca para a região vizinha, mantendo as suas características, até o seu terminal – botão sináptico (BEAR et al., 2002).

¹ Cone axônico é a parte do neurônio que liga o corpo celular ao axônio.

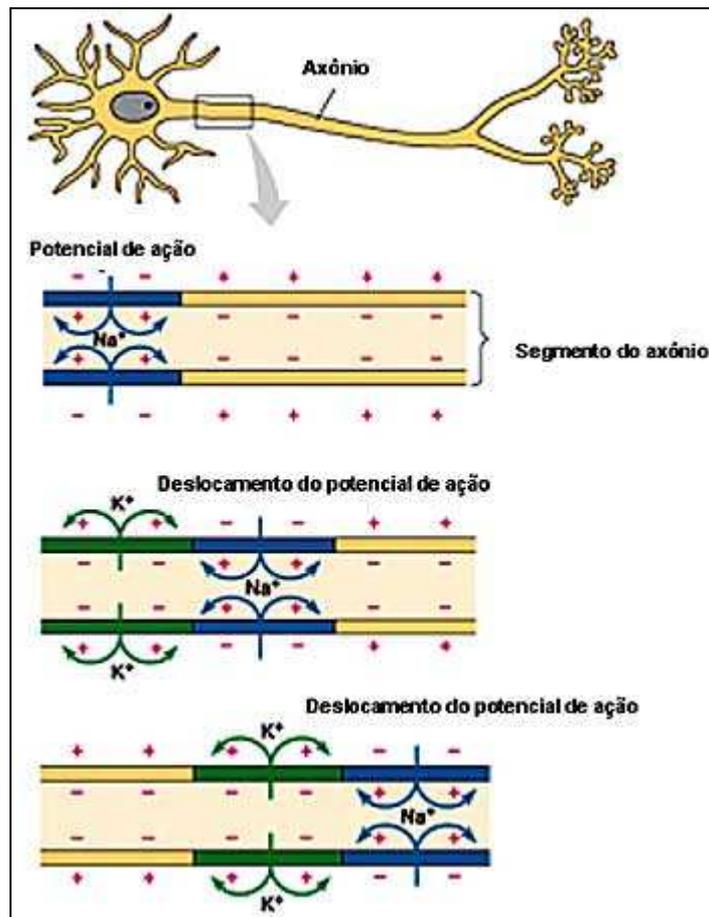


Figura 2.5 - Propagação do potencial de ação de um neurônio ao longo do axônio.

De acordo com KANDEL et al., 2000, a intensidade e a duração de estímulos sensoriais são traduzidas em potenciais de ação da seguinte maneira: quanto maior a intensidade do estímulo maior será a frequência de geração dos potenciais de ação, e quanto maior a duração do estímulo maior será a duração do trem de potenciais de ação. No entanto, a forma e a amplitude dos potenciais de ação são preservadas, independente da intensidade e duração do estímulo (Figura 2.6).

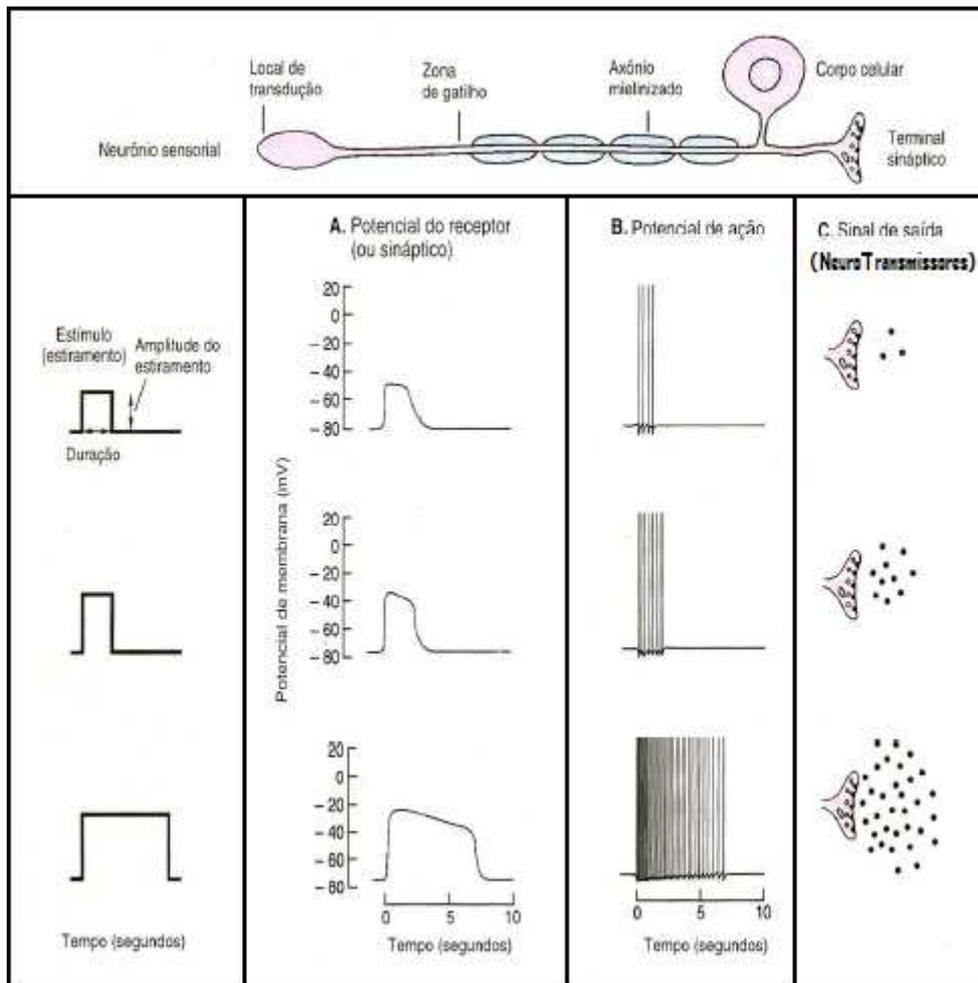


Figura 2.6 - Transformação de estímulo físico em atividade elétrica (Kandel, 2000). A coluna A mostra como o potencial de membrana do receptor (transdutor sensorial) irá reagir ao estímulo, a coluna B mostra o trem de potenciais de ação deflagrados e a coluna C mostra o número de neurotransmissores liberados na ligação sináptica entre dois neurônios.

2.2.2 Sinapses

A sinapse (do grego *synapsis* – ação de juntar) tem como função transmitir um impulso (potencial de ação) de uma célula para outra. Estas células podem ser tanto outros neurônios como células sensoriais, musculares ou glandulares. As terminações de um axônio podem estabelecer muitas sinapses simultâneas (BEAR et al., 2002).

As sinapses podem ser classificadas em químicas e elétricas, sendo a principal diferença entre elas o modo de transmissão do impulso nervoso. Nas químicas não há o contato físico entre a célula pré-sináptica e pós-sináptica, sendo o potencial de ação transmitido por meio de interlocutores chamados neurotransmissores. Já nas sinapses elétricas, os

potenciais de ação são transmitidos diretamente de uma célula para outra por meio das junções comunicantes (KANDEL et al., 2000).

Sinapses Químicas

As sinapses químicas podem ser excitatórias (PEPS – Potencial excitatório pós-sináptico), quando resultam na despolarização da célula pós-sináptica, ou inibitórias (PIPS – Potencial inibitório pós-sináptico) quando o resultado é uma hiperpolarização da célula pós-sináptica. O PEPS é geralmente gerado pelo influxo de Na^+ ou de K^+ , já o PIPS é resultado do influxo de Cl^- ou da saída de K^+ (KANDEL et al., 2000).

Nas sinapses químicas, quando os impulsos nervosos atingem as extremidades do axônio (botão sináptico) da célula pré-sináptica, ocorre a liberação, na fenda sináptica, de substâncias químicas denominadas **neurotransmissoras**, também conhecidas como mediadores químicos, que tem a capacidade de se combinar com receptores presentes na membrana das células pós-sinápticas. No PIPS os neurotransmissores podem se combinar com canais de Cl^- ou de K^+ de modo a hiperpolarizar a célula pós-sináptica. Já no PEPS os neurotransmissores combinar-se-ão com canais iônicos despolarizantes como, por exemplo, canais de Na^+ (KANDEL et al., 2000).

O espaço existente entre as células pré-sinápticas e pós-sinápticas de uma sinapse química é chamado espaço sináptico ou **fenda sináptica** (Figura 2.7).

São conhecidas mais de dez substâncias que atuam como neurotransmissoras, sendo as mais conhecidas: a acetilcolina, a adrenalina (ou epinefrina), a noradrenalina (ou norepinefrina), a dopamina, a serotonina e o GABA (do inglês, *gamma-aminobutyric acid*) (BEAR et al., 2002).

Ao atravessar o axônio e chegar ao sítio de ação², o potencial de ação faz com que pequenas vesículas liberem neurotransmissores na fenda sináptica. Os neurotransmissores, ao chegarem às zonas ativas³, vão se combinar com os neurorreceptores dos canais pós-sinápticos. No caso do PEPS, esses canais podem

² Região da célula pré-sináptica onde se encontram as vesículas neurotransmissoras.

³ Região da célula pós-sináptica onde se encontram os canais iônicos ativáveis quimicamente.

permitir o influxo de Sódio (Na^+) através da membrana. Quanto mais sódio entrar na célula pós-sináptica, maior será sua despolarização. Sendo esta última suficiente para atingir o **limiar excitatório**, um potencial de ação na célula pós-sináptica deflagrar-se-á (Figura 2.7).

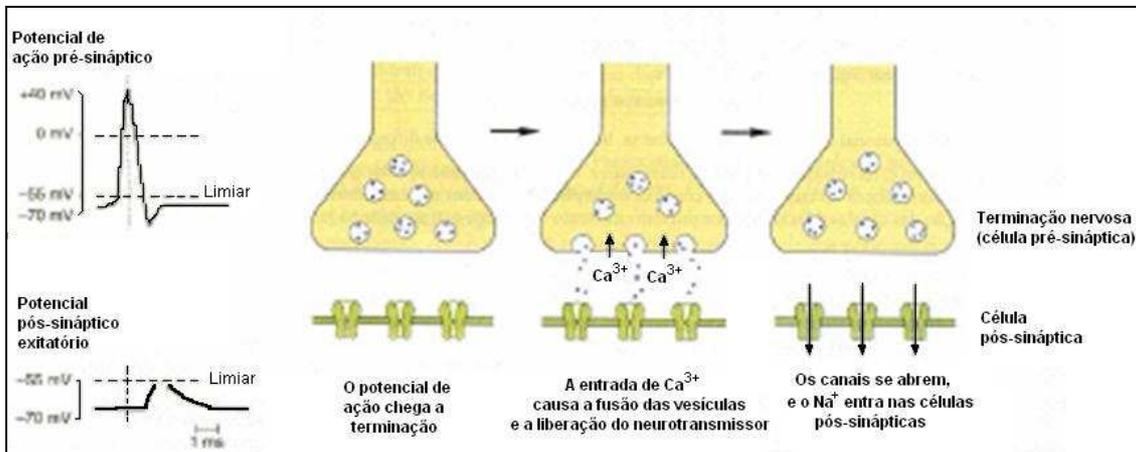


Figura 2.7 - Processo de sinapse química com potencial excitatório pós-sináptico (KANDEL et al., 2000).

Desta forma é possível separar a sinapse química nas seguintes etapas:

1. A liberação de um transmissor a partir do neurônio pré-sináptico;
2. Difusão do transmissor para a célula pós-sináptica;
3. A fixação ao receptor específico;
4. Mobilização dos canais iônicos.

Sinapses Elétricas

É um tipo de sinapse mais simples e evolutivamente antiga. Nela é possível fazer a transferência da corrente iônica diretamente entre uma célula e outra, por meio de sítios especializados denominados **junções comunicantes ou junção gap** (Figura 2.8).

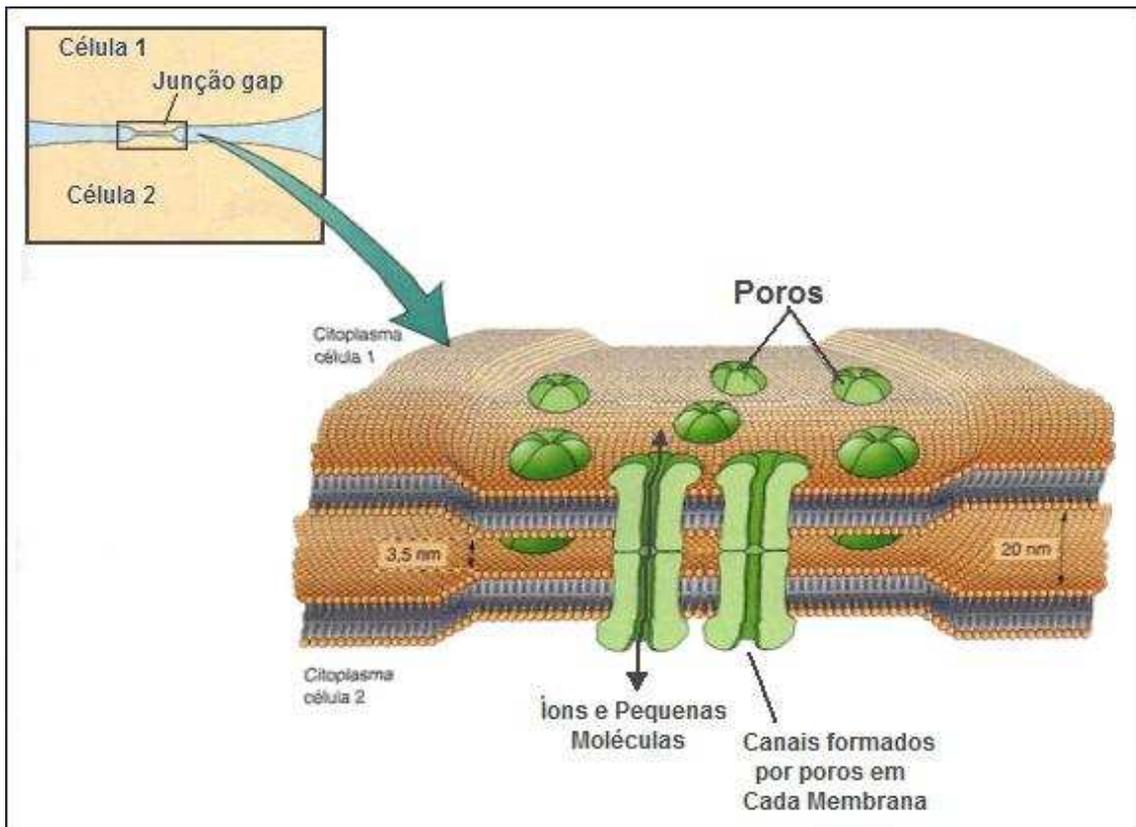


Figura 2.8 - Junção comunicante. Um aumento mostrando canais denominados poros, os quais unem os citoplasmas de duas células. Íons e pequenas moléculas podem passar em ambas as direções através destes canais. (BEAR et al., 2002).

Segundo KANDEL et al., 2000 as sinapses elétricas tem uma ocorrência maior entre fibra nervosa pré-sináptica e um pequeno neurônio pós-sináptico. Isso porque é necessária uma grande quantidade de corrente iônica para despolarizar a célula pós-sináptica elétrica.

Uma das vantagens da sinapse elétrica sobre a química esta na latência entre o potencial de ponta pré-sináptico e o potencial pós-sináptico que, para a elétrica, é muito curta, uma vez que ela depende somente da passagem de corrente elétrica da célula pré-sináptica para a célula pós-sináptica (BRODAL, 1984), sem a ação de interlocutores químicos.

2.3 Sistema Somato-sensitivo

O sistema somato-sensitivo (SSS) permite ao nosso corpo perceber sensações, por exemplo, dor ou frio, podendo identificar a sua localização, intensidade e duração. Isso nos permite interagir com o meio em que vivemos e até mesmo nos proteger dele, pois quando os estímulos são muito intensos, eles podem causar lesões, é o que chamamos de dor, uma sensação tão desagradável quanto vital (KANDEL et al., 2000).

Segundo BEAR et al. (2002) a grande diferença entre o sistema somato-sensitivo e os outros sistemas sensoriais (olfato, audição, gustação e visão) é que seus receptores estão distribuídos por todo o corpo e não concentrados em regiões especializadas. Além disso, os demais sistemas sensoriais respondem a apenas a um tipo de estímulo, o SSS responde a diferentes tipos de estímulos. Assim, pode-se pensar no mínimo em quatro sentidos em vez de apenas um: tátil, térmico, doloroso e da postura corporal.

2.3.1 Tipos de Transdutores Sensitivos

A informação sensitiva chega ao sistema nervoso central por meio de potenciais de ação. No entanto, para que os estímulos físicos provenientes do meio externo se transformem em estímulos elétricos, é necessário que haja uma transdução. Existem células especializadas, conhecidas como transdutores sensitivos, que transformam os mais variados tipos de sensações (vibração, toque, agulhada, pressão, calor, etc.) em trens de potenciais de ação.

Podemos categorizar os transdutores sensoriais em três tipos: **mecanorreceptores**, responsáveis pelas sensações de tato; **nociceptores**, responsáveis pela transdução da dor; e os **termorreceptores**, como o próprio nome diz são os transdutores da temperatura (BEAR et al., 2002).

a) Mecanorreceptores

Esse é o tipo de transdutor sensitivo mais freqüente no SSS. São sensíveis a deformações físicas, como flexão ou estiramento. Além de serem sensíveis ao contato com a pele, os mecanorreceptores monitoram a pressão no coração e nos vasos sanguíneos, estiramento de órgãos digestivos, da bexiga urinária e da força aplicada sobre os dentes (BEAR et al., 2002).

De acordo com BEAR et al. (2002) “no centro de cada mecanorreceptor encontram-se ramificações não-mielinizadas de axônios, os quais possuem **canais iônicos mecanossensíveis**, sendo que sua abertura depende do estiramento ou das mudanças na tensão da membrana circundante”. Os mecanorreceptores mais conhecidos são: Disco de Merkel, Corpúsculo de Meissner, Corpúsculo de Pacini e Corpúsculo de Ruffini (Figura 2.9).

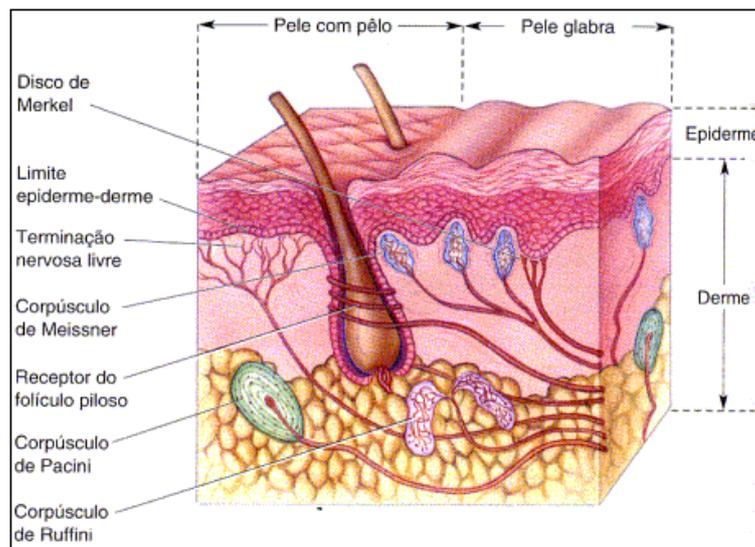


Figura 2.9 - Neurorreceptores da pele (BEAR et al., 2002).

Quanto à persistência da resposta do mecanorreceptor, quando submetido a estímulos de longa duração, podemos classificá-los em receptores de adaptação rápida e de adaptação lenta. Esse último gera uma resposta sustentada durante um estímulo prolongado (Figura 2.10). Já o receptor de adaptação rápida apresenta uma latência menor ao estímulo, no entanto, interrompe seus disparos mesmo quando o estímulo continua. Isso é o que acontece com o **Corpúsculo de Pacini** (Figura 2.9 e Figura 2.11), que possui uma cápsula envoltória em forma da bola de futebol americano, com 20 a 70 camadas

concêntricas de tecido conjuntivo dispostos como camadas de uma cebola, com o terminal axônico do receptor no centro. Quando a cápsula é comprimida, a energia mecânica é transferida ao terminal nervoso (receptor), deformando sua membrana, o que provoca a abertura dos seus canais iônicos mecanossensíveis. Dessa forma, é gerado um potencial de ação no receptor caso a despolarização atinja o seu limiar de disparo. Se a pressão (estímulo) é mantida, as camadas acomodam-se (devido à ação de um fluido viscoso existente entre elas) de tal forma que a pressão no terminal do axônio se dissipa, cessando o potencial de ação (Figura 2.11).

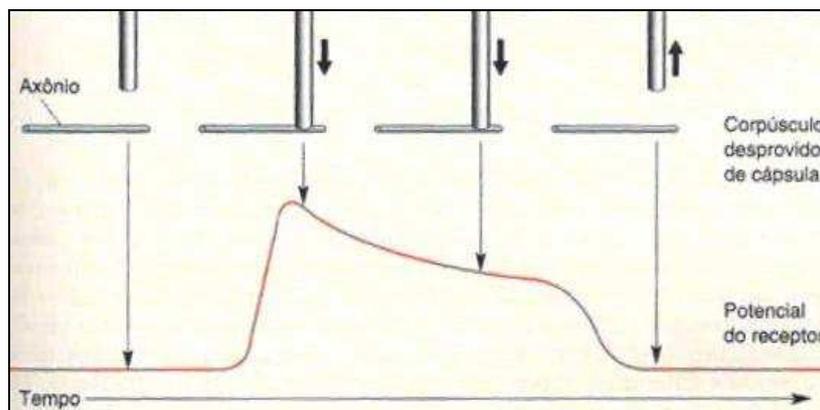


Figura 2.10 - Mecanorreceptor de adaptação lenta a um estímulo sustentado (BEAR et al., 2002).

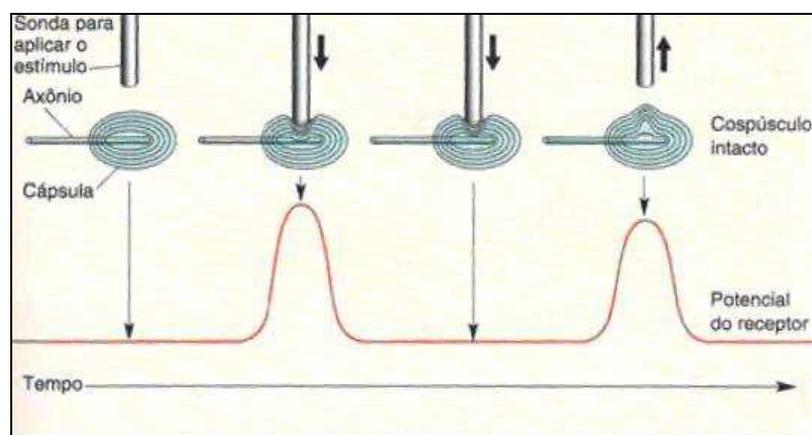


Figura 2.11 - Adaptação no corpúsculo de Pacini -mecanorreceptor (BEAR et al., 2002).

b) Nociceptores

Os nociceptores, constituídos por fibras finas mielinizadas ($A\delta$) e não mielinizadas (C) são ativados por estímulos que podem causar lesão ao tecido. Esta lesão pode resultar de estimulação mecânica intensa, temperaturas extremas, falta de oxigênio e exposição a certos compostos químicos. As membranas dos nociceptores contêm canais iônicos que são ativados por estes tipos de estímulo (BEAR et al., 2002).

c) Termorreceptores

Os termorreceptores são neurônios que, devido a mecanismos específicos da membrana, são primorosamente sensíveis à temperatura. Por exemplo, somos capazes de perceber mudanças tão pequenas quanto $0,01^{\circ}\text{C}$ na temperatura média da nossa pele (BEAR et al., 2002).

Os receptores térmicos podem ser divididos em receptores de calor e receptores de frio (Figura 2.12), sendo os últimos cerca de oito vezes mais numerosos que os primeiros. Além disso, quando o estímulo térmico é intenso (entre 45°C e 50°C para o calor; e entre 15°C e 7°C para o frio), os nociceptores entram em ação conjunta com os receptores térmicos provocando, além da sensação térmica, a sensação de dor. Para estímulos térmicos maiores de 50°C , para o calor, e menores que 7°C , para o frio, somente os nociceptores são ativos, restando apenas a sensação dolorosa, não permitindo ao indivíduo diferenciar calor de frio.

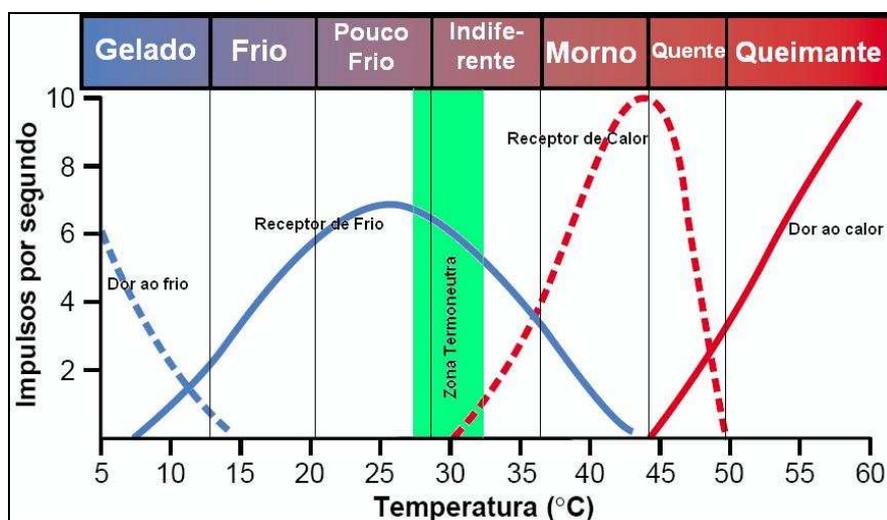


Figura 2.12 - Resposta dos receptores térmicos e dos nociceptores de acordo com a temperatura aplicada à pele. No eixo das abscissas está quantizado o número de potenciais de ação (impulsos) deflagrados por segundo e no eixo das ordenadas a temperatura aplicada na superfície da pele.

2.3.2 Tipos de Fibras Nervosas Periféricas Aferentes

A pele é ricamente inervada por axônios, que se distribuem em uma vasta rede de nervos periféricos, que vão desde os receptores sensoriais somáticos até ao SNC. Estes axônios são chamados de aferentes primários do SSS (BEAR et al., 2002).

Os axônios possuem uma ampla variedade de diâmetros e seu tamanho correlaciona-se com o tipo de receptor sensitivo ao qual está ligado. Podem ser classificados, segundo estudos de Erlanger e Gasser, citados por OH (2002) em três grandes grupos: A, B e C. A Figura 2.13 mostra o diâmetro e a velocidade de algumas dessas fibras.

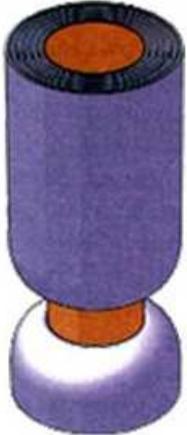
Nomenclatura	A _α Grupo I	A _β II	A _δ III	C IV
				
Diâmetro(μm)	13-20	6-10	1-5	0,2-1,5
Velocidade (m/s)	80 a 120	35 a 75	5 a 30	0,5 a 2
Receptores Sensoriais	Proprioceptores Músculos Esqueléticos	Mecanorreceptores da Pele	Dor, Temperatura	Dor, Temperatura Coceira

Figura 2.13 - Tipos de fibras e suas características (BEAR et al., 2002).

Os axônios do tipo C não possuem mielina e possuem diâmetro inferior a 1,5 μm. Desta forma, serão os de menor velocidade de condução, entre 0,5 e 2 m/s. As fibras C medeiam a sensação de dor, temperatura e prurido. Além delas, as fibras compostas por axônios do tipo A_δ, conhecidas como fibras finas mielinizadas, também conduzem sensações dolorosas e de temperatura, no entanto, em velocidades maiores que podem chegar a 30 m/s. Por outro lado, as sensações de tato são transmitidas pelas fibras compostas por axônios do tipo A_β, que são fibras grossas mielinizadas, e podem apresentar velocidades de condução de até 75 m/s. As fibras compostas por axônios A_α que apresentam a maior velocidade de condução podendo chegar a 120 m/s e transmitem, periféricamente, informações relacionadas com o músculo esquelético (KANDEL et al., 2000).

2.3.3 Processo da Percepção Somato-Sensitiva

Como falado anteriormente, o estímulo externo é inicialmente codificado em potenciais de ação por meio dos transdutores sensoriais. Posteriormente esses potenciais chegam ao sistema nervoso central por meio de diversos tipos de fibras nervosas aferentes do sistema nervoso periférico, onde cada uma delas é responsável por conduzir um tipo de sensação (tato, temperatura, dor, etc.). Essas fibras também variam em diâmetro e, conseqüentemente, nas velocidades de condução. O que ainda não foi abordado é como esses emaranhados de potenciais de ação que chegam ao SNC, variando em duração e freqüência de pulsos, são interpretados como sensações. Esses estímulos chegam ao SNC em uma região definida **córtex somato-sensitivo primário** associada à interpretação da estimulação (Duus, 1997). Morfologicamente, ela corresponde à circunvolução pós-central e à parte da circunvolução pré-central, correspondendo às regiões 1, 2 e 3 do mapa de Brodmann mostrado na Figura 2.14. Ela contorna a borda superior do hemisfério, ocupando a parte posterior do lóbulo paracentral da face interna do hemisfério.

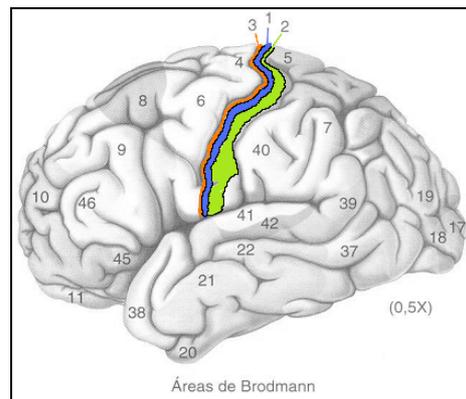


Figura 2.14 - Mapa do córtex somato-sensitivo (BEAR et al., 2002).

Os axônios procedentes dos núcleos ventrais póstero-externo e póstero-interno no tálamo, encarregados de transmitir a sensibilidade superficial, terminam, sobretudo na área 1, ao passo que as fibras transmissoras da sensibilidade profunda se destinam à área 2. Estes estímulos chegam ao córtex em *ordem somatotópica*⁴. Os estímulos sensitivos, sobretudo os dolorosos, já são percebidos ao nível do tálamo. No córtex somato-sensitivo, observa-se distinção mais nítida em relação à localização, à intensidade e à forma de irritação. As percepções vibratórias, a sensibilidade postural e a discriminação dos estímulos sempre exigem a participação do córtex (KANDEL, 2000).

⁴ Ordem somatotópica – ordem de distribuição cortical de todas as regiões do corpo.

Capítulo 3 - Estimulação Elétrica Somato-Sensitiva

A percepção sensitiva começa nas células receptoras sensíveis a diferentes tipos de estímulos. Após a transdução do estímulo físico em potenciais de ação, as informações da periferia seguem ao longo do ramo periférico e de sua continuação no ramo central, que em conjunto, são denominados fibra aferente primária (KANDEL et al., 2000). De acordo com diversos estudos, essas fibras por possuírem diferentes diâmetros, transmitem diferentes sensações, sendo as fibras finas responsáveis por conduzir sensações térmicas e dolorosas, e as fibras grossas, sensações táteis (SHUKLA et al., 2005; GARDNER et al., 2000; YARNITSKY, 1997).

Atualmente, encontra-se disponível comercialmente uma ampla variedade de equipamentos para avaliações neurofisiológicas envolvendo estimulação de nervos e de músculos, com diferentes configurações. Outros estímulos como, por exemplo, calor, frio e vibração, podem ser empregados na avaliação funcional, com finalidade de se determinar o seu limiar de percepção (CHONG et al., 2004). No entanto, os estimuladores modernos só apareceram na década de 40; antes disso os investigadores construía seus próprios estimuladores eletrônicos ou utilizavam bobinas indutoras (GEDDES, 1994). O controle da estimulação elétrica para obtenção da atividade desejada a partir da excitação tecidual se tornou necessário com o desenvolvimento dos estudos em fisiologia.

O primeiro estimulador a ser desenvolvido era um capacitor, o jarro de Leyden (GEDDES, 1994). Diversos outros estimuladores foram desenvolvidos, como o estimulador galvânico (corrente contínua), o estimulador de corrente contínua interrompida, o estimulador galvânico-farádico para avaliação de lesões nervosas, dentre outros (GEDDES, 1994). Os modernos estimuladores permitem que se controle a frequência de estimulação, a duração do pulso, se a forma é retangular ou senoidal, a intensidade da corrente, se a corrente é constante, ou se a tensão elétrica é constante. As suas utilizações estão diretamente relacionadas aos objetivos do estudo a ser realizado.

A utilização desses estimuladores se espalha pelas diversas áreas da saúde como medicina, fisioterapia e até mesmo estética. É possível dividi-la em dois ramos de aplicação: a terapêutica, ou eletroterapia e a estimulação de diagnóstico, ou eletrodiagnóstica. A primeira utiliza os estímulos elétricos, que podem chegar a 80 mA de intensidade, para tratamentos de neuropatias associadas ao sistema nervoso somático periférico (MANNHEINMER et al., 1984) ou aplicações associadas à estética corporal, como por exemplo, no combate a varizes ou tonificadores musculares. Ao passo que a estimulação de diagnóstico pode chegar a até 100 mA e ser utilizado na avaliação dos nervos periféricos acometidos por doenças como Diabetes (MATSUTOMO et al., 2005), Síndrome Dolorosa da Bexiga (UKIMURA et al., 2003), Síndrome da Vibração do Segmento Mão-Braço (LANDER et al., 2007) e Síndrome do Túnel do Carpo (KANG et al., 2008), além de ser utilizada na avaliação da ação de fármacos (LIU et al., 1996) e nos estudos dos potenciais evocados somato-sensitivos (BRAGA & TIERRA-CRIOLLO, 2008). Já a eletroestimulação de diagnóstico que vai até 200 mA de intensidade é utilizada em estudos dos potenciais motores através da estimulação cortical não invasiva durante a monitoração neurofisiológica intra-operatória.

Este capítulo aborda os principais conceitos envolvidos em eletroterapia e eletrodiagnóstico, além de descrever dois assuntos recorrentes na área de neuroestimulação: a **estimulação elétrica por corrente senoidal (ESCS)** e o **exame de limiar de sensibilidade à corrente elétrica**. Este último, recentemente utilizado no diagnóstico das neuropatias associadas a perdas das sensações somato-sensitivas.

3.1 Fenômeno Elétrico – Conceitos Básicos

3.1.1 Carga Elétrica

A base para que exista um fenômeno elétrico é a carga elétrica. O que se sabe com relação à carga elétrica foi aprendido com seu comportamento. Os experimentos mais antigos, feitos com objetos carregados eletricamente, permitiram que os pesquisadores percebessem dois tipos de carga, uma positiva e uma negativa como relatado por ROBINSON et al., 2007; PECK, 1953.

3.1.2 Íons e Elétrons

Toda matéria é composta por átomos que contém um núcleo carregado positivamente e elétrons carregados negativamente que se organizam em órbitas ao redor deste núcleo. Um átomo é eletricamente neutro quando há uma equivalência entre as cargas do núcleo e dos elétrons. Quando modificado por uma força externa (como reações químicas, força eletrostática, calor, luz e campo eletromagnético), um átomo pode perder ou ganhar elétrons, alterando desta forma sua carga neutra e fazendo com que ele adquira propriedades elétricas. Um átomo que não está mais em seu estado neutro original é chamado de íon, e o processo de alteração do estado elétrico de um átomo é chamado de ionização. Um íon negativo (ânion) é um átomo que ganhou um ou mais elétrons, apresentando então uma carga líquida negativa; um íon positivo (cátion) é um átomo que perdeu um ou mais elétrons, tornando-se positivamente carregado. Os íons estão presentes em soluções eletrolíticas de ácidos, bases e sais, tais como aqueles que compõem os tecidos biológicos. Um íon tem o mesmo núcleo que o átomo tinha antes de perder ou ganhar elétrons e, portanto, possui as mesmas características básicas do átomo original. A carga de um elétron isolado foi definida como:

$$e = -1,6 \times 10^{-19} \text{ Coulomb,}$$

onde Coulomb (C) de carga (q) é a carga elétrica proveniente de $6,25 \times 10^{18}$ elétrons livres (PECK, 1953). Portanto, a carga de um objeto é a medida do número de elétrons livres que este ganhou ou perdeu, e é expressa em Coulomb de carga.

3.1.3 Condutores e Isolantes

Partículas carregadas tais como elétrons livres dos metais, tenderão a se mover ou a mudar de posição em virtude de suas interações com outras partículas carregadas. Em outras palavras, as partículas carregadas tenderão a se mover na matéria quando existir diferença de potencial elétrico. Aquelas substâncias nas quais as partículas carregadas se movem facilmente quando colocadas em um campo elétrico são chamadas de condutores, por exemplo, os metais. Se uma substância negativamente carregada for trazida para muito perto de uma extremidade de um fio de metal longo, os elétrons mais próximos da substância serão deslocados ao longo do fio em direção a extremidade oposta daquela próxima à carga negativa (PECK, 1953; EDMINISTER, 1965).

Os tecidos biológicos contêm partículas carregadas em solução, na forma de íons como sódio (Na^+), potássio (K^+) ou cloreto (Cl^-). Os tecidos humanos são condutores porque os íons são livres para se moverem quando expostos às forças eletromotrizes. A capacidade dos íons moverem-se nos tecidos humanos varia de tecido para tecido. O músculo e o nervo são bons condutores, enquanto que a pele e a gordura são condutores fracos. Por outro lado, os isolantes são substâncias que tendem a não permitir o movimento livre de íons ou de elétrons, por exemplo, a borracha e muitos materiais plásticos (ROBINSON et al., 2007).

3.1.4 Corrente Elétrica e Iônica

O fluxo ordenado de carga de um lugar a outro através da matéria é chamado de corrente, no entanto, essa carga pode ser constituída de elétrons livres ou íons. No corpo humano, soluções eletrolíticas ricas em íons positivos e negativos, permitem a geração de correntes iônicas (ROBINSON et al., 2007; PECK, 1953; EDMINISTER, 1965; GRIMNES et al., 2000).

A unidade da corrente (I), tanto elétrica como iônica, é o ampère (A), que equivale a Coulomb por segundo (C/s). Um ampère é uma unidade muito grande quando se trata da estimulação elétrica no ser humano e, portanto, unidades menores são geralmente utilizadas, como, por exemplo, um miliampère (mA) e um microampère (μA) (ROBINSON et al., 2007).

A fisiologia das membranas celulares excitáveis é discutida tanto em termos do movimento normal de íons para dentro e para fora da célula quanto em relação à diferença na carga líquida resultante decorrente da concentração desigual de íons em cada um dos lados da membrana. Uma condição necessária para a despolarização de membranas celulares por meio de estímulos elétricos externos é o acúmulo de cargas negativas no exterior da célula, de tal modo que o limiar de disparo do potencial de ação seja atingido (BEAR et al., 2002).

Durante uma estimulação elétrica realizada sobre a pele, somente parte da carga é capaz de atingir a membrana alvo e produzir um potencial de ação. Portanto, a quantidade de

carga responsável pela despolarização é menor que a gerada pelo estimulador. Isso ocorre porque o caminho tomado pela corrente de estimulação depende de vários fatores entre os quais o tipo e tamanho do eletrodo, o acoplamento deste à superfície da pele, a localização dos eletrodos e as várias impedâncias teciduais nas vizinhanças da membrana-alvo (GEDDES, 1972; BURTON et al., 1974; ROBINSON et al., 2007).

3.1.5 Resistência Elétrica

Como citado por EDMINISTER, 1965, resistência é a propriedade de um material se opor ao fluxo de corrente que passa por ele. Diferentes materiais apresentam capacidades resistivas diferentes, dependendo de suas características químicas. Os melhores condutores, tais como o ouro, a prata e o cobre, têm uma resistência baixa. Já os isolantes, como plástico, o papel e tecidos, têm resistência alta. Ainda temos materiais, ditos semicondutores, como o silício e o germânio, que não são nem bons condutores nem bons isolantes, podendo ser manipulados de modo a agir tanto como condutores quanto como isolantes. Essa característica dual de resistência dos semicondutores é a base para os modernos componentes eletrônicos de estado sólido.

O cálculo da resistência de um material que age como condutor de corrente elétrica é dado pela **Lei de Ohm**, que relaciona as propriedades da corrente, da resistência e da tensão elétrica de acordo com a equação abaixo:

$$Resistência(\Omega) = \frac{Tensão(V)}{Corrente(A)}$$

(Eq. 2)

A resistência elétrica é dada pela razão entre a diferença de potencial (d.d.p.) aplicada sobre um dado material e a quantidade de corrente elétrica que o mesmo permitirá fluir.

3.1.6 Capacitância e Impedância

A fim de entender a corrente nos tecidos biológicos dois outros conceitos elétricos também devem ser introduzidos, a capacitância e a impedância. Capacitância é a propriedade de um sistema de condutores e isolantes que permite que o sistema armazene carga. As correntes produzidas no tecido biológico são influenciadas não só pela resistência do tecido, mas também pela capacitância do tecido, uma vez que o mesmo possui a capacidade de armazenar cargas elétricas (ROBINSON et al., 2007).

A capacitância, grandeza física associada aos capacitores, é simbolizada pela letra C , medida em Farads (F), e representada graficamente por duas linhas separadas por um espaço vazio, isso porque, os capacitores são constituídos por dois condutores elétricos separados por um material isolante (dielétrico). Isso significa que as cargas elétricas não podem atravessar de uma placa para outra do capacitor quanto uma tensão é aplicada nos seus terminais (Figura 3.1 A). No entanto, as cargas das moléculas do dielétrico se orientam de acordo com o campo aplicado (Figura 3.1 B). Quando a tensão elétrica é removida, a energia armazenada (diferença de potencial elétrico através do capacitor) permanece até que o capacitor seja descarregado por meio do fluxo de corrente através de alguma trilha condutora ligada entre suas extremidades (EDMINISTER, 1965; ROBINSON et al., 2007).

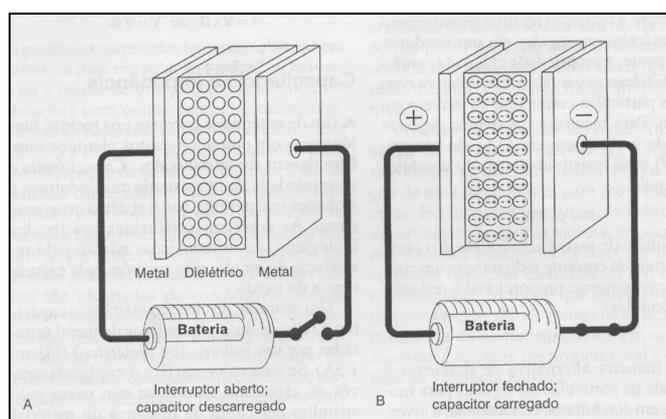


Figura 3.1 - Diagrama de um capacitor em um circuito elétrico simples em estados descarregados (A) e carregado (B). Um capacitor armazena energia elétrica pela orientação de moléculas dielétricas em relação ao campo aplicado (ROBINSON et al., 2007).

Quando a tensão aplicada aos terminais do capacitor varia com o tempo (tensão alternada), a posição das cargas também varia com o tempo, dando origem a chamada corrente deslocante, que é diretamente proporcional à taxa de variação da tensão entre os terminais. Matematicamente esta corrente pode ser expressa da seguinte maneira:

$$i = C \frac{dv}{dt}, \quad (\text{Eq. 3})$$

onde i é a corrente em ampères, C a capacitância em Farads, v a tensão elétrica em volts e t o tempo em segundos (EDMINISTER, 1965; PECK, 1953).

De acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI), um capacitor tem a capacitância de um farad (F) quando um coulomb de carga causa uma diferença de potencial de um volt (V) entre as placas. O farad é uma unidade de medida considerada muito grande para circuitos práticos, por isso, são utilizados valores de capacitâncias expressos em microfarads (μF), nanofarads (nF) ou picofarads (pF) (EDMINISTER, 1965).

Outro conceito importante quando falamos de estimulação elétrica da pele é a impedância (Z), que é o análogo à resistência elétrica quando se tem componentes capacitivos ou indutivos associados ao componente resistivo, uma vez que, a mesma descreve a oposição ao fluxo de cargas (elétricas ou iônicas). A impedância leva em conta tanto a oposição capacitiva e indutiva quanto a resistiva para o movimento de partículas carregadas. Quando se trata de estimulação elétrica clínica, é mais apropriado expressar a oposição à corrente com impedância, isso porque os tecidos humanos são melhores modelados como circuitos elétricos compostos de resistores e de capacitores. Já que a impedância depende da natureza capacitiva dos tecidos biológicos e sua magnitude depende da frequência da estimulação aplicada. Em geral, quanto mais alta a frequência de estimulação, mais baixa será a impedância dos tecidos. A unidade-padrão da impedância é o “*Ohm*” (EDMINISTER, 1965; ROBINSON et al., 2007; KANDEL et al., 2000).

3.2 Modelagem Elétrica da Pele

A estimulação elétrica frequentemente é realizada por meio de eletrodos de superfície. Desta forma, a saída do estimulador estará conectada a uma impedância (carga) que incluirá contribuições da fonte, da interface pele-eletrodo, da pele e dos tecidos internos do corpo. De todas essas, a impedância da pele é a mais difícil de caracterizar, uma vez que ela possui comportamento não-linear, variante no tempo e depende de fatores psicofisiológicos e do ambiente de aplicação, que geralmente são difíceis de controlar (REILLY et al., 1992).

3.2.1 Estrutura da Pele

A pele pode ser dividida em duas camadas (Figura 3.2), onde a camada mais externa é chamada de epiderme e a mais interna a derme. A epiderme é composta basicamente por queratina proveniente de células epiteliais mortas, que são facilmente quebradas ou removidas. A derme é composta por células vivas, onde se encontra uma estrutura neurovascular, constituída por: fibras finas, receptores neurais e vasos sanguíneos responsáveis pela nutrição da pele e pela termoregulação. A espessura da pele varia entre 10 e 100 μ m dependendo da área do corpo (BURTON et al., 1974; KANDEL et al., 2000; DUMITRU et al., 2001; BEAR et al., 2002).

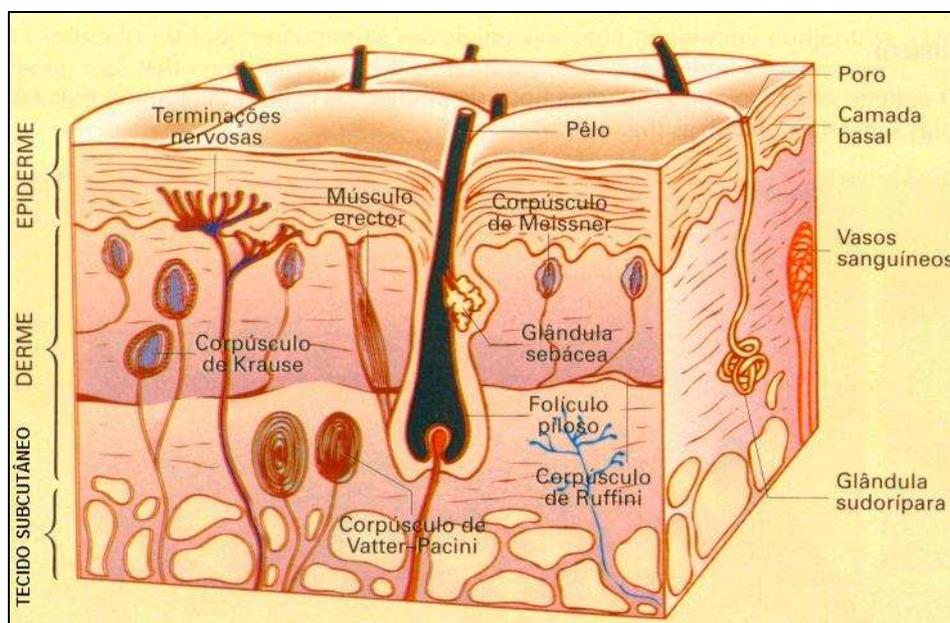


Figura 3.2 - Estrutura da pele.

A camada mais externa da epiderme, composta de células mortas tem uma condução elétrica relativamente baixa quando seca. No entanto, se molhada ou removida, a resistividade da pele cai drasticamente. A Figura 3.3 mostra a queda da resistividade da pele quando a camada de células mortas é removida gradativamente (BEAR et al., 2002).

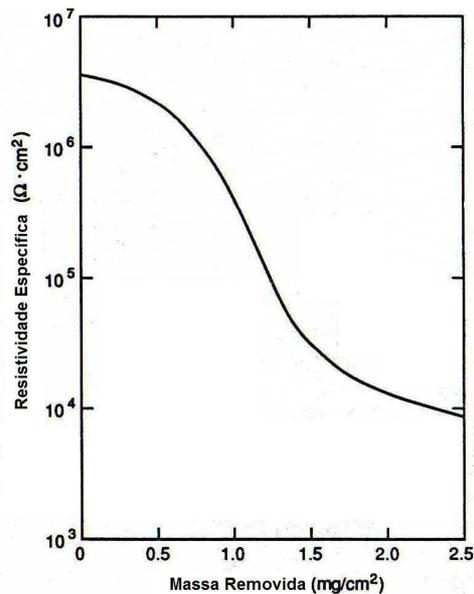


Figura 3.3 - Decaimento da resistividade elétrica da pele com remoção de células mortas da epiderme em pele seca.

3.2.2 Modelo de Circuito Equivalente do Corpo

A impedância do corpo humano, em especial a da pele, não pode ser expressa como um modelo de circuito elétrico puramente resistivo, pois como será visto em seguida, é necessária a inclusão de elementos capacitivos (BURTON et al., 1974). Um modelo simples utilizado para representar a impedância da pele pode ser visto na Figura 3.4, onde o resistor R_D e o capacitor C_D representam a resistência e a capacitância da derme respectivamente, e R_E a resistência epidérmica (WEBSTER, 2000).

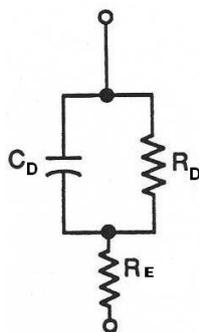


Figura 3.4 - Circuito equivalente da pele segundo BURTON, et al. (1974).

Um circuito equivalente para o corpo humano, por exemplo, quando dois eletrodos de estimulação são posicionados nas faces medial e lateral da falange distal, ao lado do leito ungueal do dedo indicador é mostrado na Figura 3.5. O circuito é constituído por

Z_e (interface pele-eletrodo), C_D (capacitância equivalente da derme), R_D (resistência equivalente da derme), R_E (resistência equivalente da epiderme), R_C (resistência equivalente dos tecidos internos do corpo) (BURTON et al., 1974; WEBSTER, 2000).

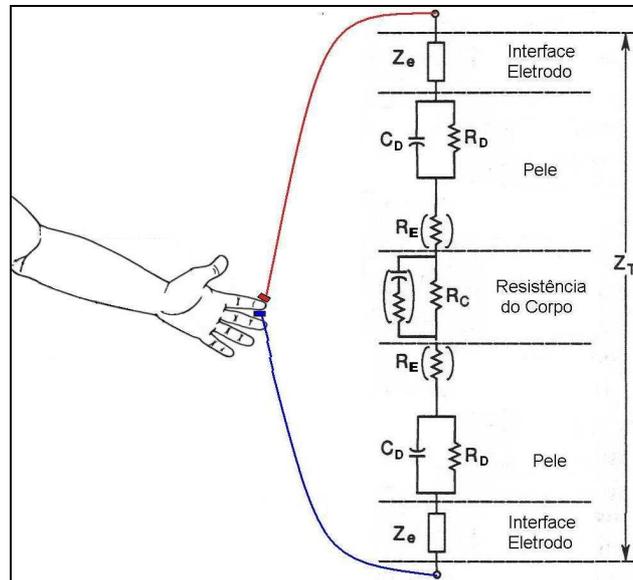


Figura 3.5 - Modelo de impedância simplificada do dedo indicador, onde Z_T é a impedância total (BURTON et al., 1974).

3.3 Estimulação Elétrica Terapêutica

3.3.1 Introdução

Segundo LOW et al. (2000), de maneira simplificada, a eletroterapia pode ser definida como o tratamento de pacientes utilizando-se meios elétricos. Isso significa que cargas elétricas são aplicadas ao corpo, induzindo o movimento de cargas fisiológicas para propósitos terapêuticos.

Embora o desenvolvimento da eletroterapia tenha se aperfeiçoado apenas nas últimas décadas, já na antigüidade seu uso era empregado. Segundo ROBINSON et al., 2007 os registros mais antigos datam de 2.750 a.C., quando eram utilizados peixes elétricos para produzir choques nos doentes e assim obter analgesia local. Os equipamentos atuais empregam diferentes formas de ondas para estimulação. Os eletrodos ficam aderidos à pele do paciente, por meio de eletrodos de superfície, ou invasivamente utilizando-se eletrodos de agulhas (GEDDES, 1972; GEDDES, 1994).

3.3.2 Classificação das Correntes

Existe grande diversidade de formas de onda, freqüência e amplitude de estímulos elétricos que podem ser utilizadas na eletroterapia, cada uma delas com particularidades próprias de acordo com às indicações e contra-indicações terapêuticas. Mas, todas têm um objetivo comum: produzir reações físicas, biológicas e fisiológicas no tecido ao ser submetido à terapia elétrica visando uma melhoria clínica do paciente (LOW et al., 2000).

A caracterização das correntes eletroterapêuticas foi muitas vezes norteadas pelos desenvolvimentos históricos ou pelo setor comercial. A Figura 3.6 mostra algumas formas de ondas tradicionalmente empregadas na eletroterapia e suas designações. Já a Figura 3.7 mostra algumas formas de onda de estimulação designadas comercialmente (ROBINSON et al., 2007).

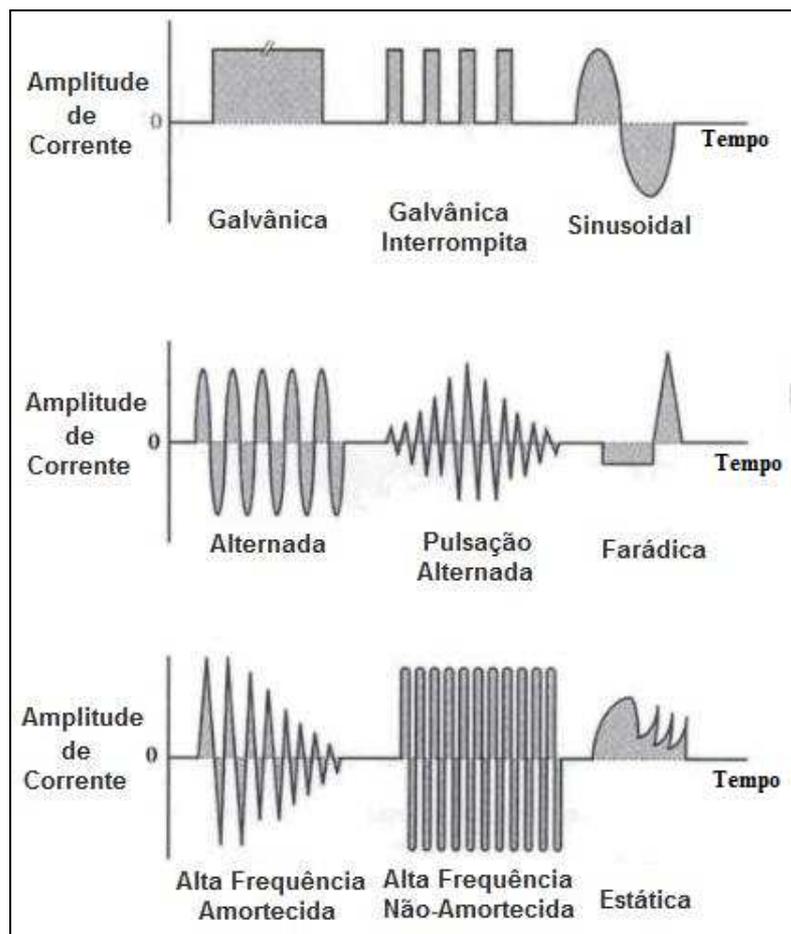


Figura 3.6 - Designações “tradicionais” de correntes elétricas usadas historicamente na prática clínica. Cada gráfico mostra mudanças da amplitude de corrente no tempo (ROBINSON ET al., 2007).

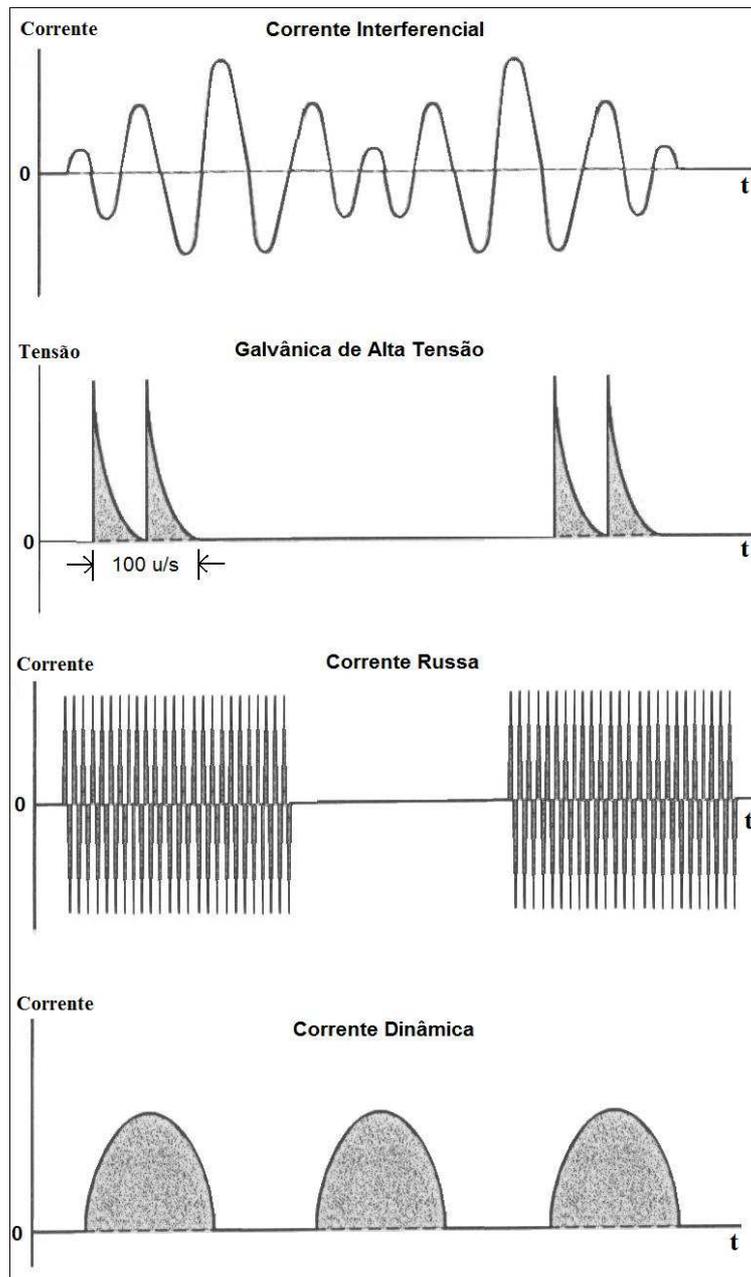


Figura 3.7 - Designações “comerciais” de correntes elétricas de estimuladores contemporâneos. (ROBINSON et al., 2007).

As correntes utilizadas em eletroterapia podem ter efeitos eletro-químicos, motores ou sensitivos. Podem variar ainda quanto à frequência e as formas de onda. Para uma boa compreensão sobre os efeitos da eletroterapia, é importante ter em mente alguns aspectos básicos relativos à corrente elétrica, como a sua forma da onda e sua frequência (LOW et al., 2000; ROBINSON et al., 2007).

3.3.3 Eletrodos

Os eletrodos de estimulação são responsáveis por realizar a transdução de corrente elétrica em corrente iônica. Quando o eletrodo entra em contato com o eletrólito (solução neutra contendo cátions do metal constituinte), reações de oxidação e redução começam imediatamente. Sendo que, a direção inicial da reação pode vir a ser no sentido do eletrodo ou ainda em direção ao eletrólito, dependendo da concentração de cátions e das condições de equilíbrio. A concentração local de cátions na solução da interface eletrodo-eletrólito muda, afetando a situação de equilíbrio. Como resultado a carga dessa região não é neutra, e o eletrólito em torno do eletrodo está em um potencial elétrico diferente daquele da solução eletrolítica em contato com a pele. Essa diferença de potencial é conhecida como potencial de meia-célula, e é principalmente determinada pelo tipo de metal constituinte do eletrodo, da concentração de íons na solução e também da temperatura (WEBSTER, 1990; WEBSTER, 2000).

O potencial de meia-célula existe mesmo sem a aplicação de corrente elétrica entre eletrodo e eletrólito. Entretanto, se uma corrente for aplicada pelo dispositivo de estimulação, o potencial de meia-célula geralmente é alterado, gerando uma corrente iônica nessa interface (COSTA, 2005).

Idealmente os eletrodos podem ser divididos em dois tipos: perfeitamente polarizados e perfeitamente não-polarizados. O primeiro tipo se comporta basicamente como um capacitor, no qual nenhuma carga real atravessa a interface eletrodo-eletrólito. Na prática os eletrodos fabricados com metais nobres (por exemplo, o ouro) aproximam-se do comportamento perfeitamente polarizado. Esses metais apresentam altos valores de potencial de oxidação, sendo, desta forma, relativamente inertes acarretando em forte efeito capacitivo. O segundo tipo de eletrodo são aqueles perfeitamente não-polarizados, sendo o seu comportamento modelado como um resistor, em que a corrente flui livremente na interface eletrodo-eletrólito. (WEBSTER, 1992).

Além do tipo de eletrodo utilizado pode ser importante considerar a interface eletrólito-pele. Isso se deve principalmente à camada de células mortas e desidratadas da pele, conhecida como camada córnea da epiderme (*corneum*). Essa camada é semipermeável à íons, o que acarreta no aparecimento de diferença de potencial na interface eletrólito-

pele. A partir da remoção dessa camada, ou ao menos parte dela, a partir de abrasão suave, normalmente ocorre a diminuição da impedância da pele, o que pode aumentar a eficiência da estimulação.

Correntes de estimulação oxidam os eletrodos, consumindo-os e diminuindo seu tempo de vida. Além disso, aumenta a concentração de íons e conseqüentemente afetando a acidez do meio, por exemplo, eletrodos de Ag-AgCl (prata-cloreto de prata) podem liberar ou reduzir o Cl^- (COSTA, 2005).

A diferença básica entre os eletrodos de estimulação e os eletrodos de captação está na ordem de grandeza da corrente que atravessa a interface eletrodo-eletrólito. No caso dos eletrodos de estimulação, estas correntes são da ordem de miliampères contra correntes dos eletrodos de captação que normalmente não ultrapassam a ordem de microampères (COSTA, 2005).

3.4 Estimulação Elétrica de Diagnóstico

Vários são os métodos de diagnóstico que permitem avaliar o sistema nervoso central e periférico. Muitos deles empregam correntes elétricas, com o intuito de avaliar, funcionalmente, fibras sensitivas e motoras. Seu uso muitas vezes é combinado com outros métodos de avaliação psicofísica para a obtenção de um diagnóstico mais preciso. Por exemplo, os testes de quantificação da sensibilidade (QST), que envolvem o limiar térmico (QST-T), o limiar vibratório (QST-V) e os limiares de percepção de corrente elétrica (CPT), os quais permitem uma avaliação de fibras finas ($A\delta$ e C) e fibras grossas ($A\beta$) (LOWENSTEIN et al., 2008).

No campo da neurofisiologia, são empregados na clínica diária, o estudo da neurocondução (NC) sensitiva (NCS) e motora (NCM), e os potenciais evocados somato-sensitivos (PESS). Na NC e PESS, a avaliação da resposta independe da parte cognitiva do paciente, uma vez que nesse método são coletados sinais fisiológicos por meio de eletromiografos. Nos QST, e entre eles o CPT é necessário a participação ativa do paciente dizendo se sentiu ou não a estimulação. Outra grande diferença entre esses dois métodos está na forma de onda aplicada na estimulação, que para o NCS e

potenciais evocados é um pulso de tensão (OH, 2002) e para o CPT é uma senóide de corrente controlada (NEUROTRON, 2002).

3.4.1 Estudo da Condução Nervosa

Dentre as técnicas de eletrodiagnóstico supracitadas o NCS é capaz de medir as velocidades de condução e amplitudes das fibras nervosas sensitivas e motoras. Isso é feito através da ação combinada entre a aplicação de pulsos elétricos de corrente em lugares anatomicamente estratégicos e a coleta de um potencial de ação, sensitivo, motor ou misto. (OH, 2002).

NC Motora

A NC motora avalia a condução ao longo das fibras eferentes. O método permite a determinação da velocidade de condução e amplitude das fibras motoras de grosso calibre da seguinte forma (OH, 2002):

1. Utilizando-se um eletromiografo, colocam-se eletrodos de captação, no músculo innervado pela fibra nervosa que se deseja avaliar. O eletrodo deve ficar sobre uma região do músculo chamada “Ponto Motor”, que é a região onde está claramente definido na eletroneuromiografia (ENMG), o início da deflexão negativa (parte do potencial acima da linha de base referente à despolarização). O eletrodo de captação ativo (que na clínica é representado por um eletrodo na cor preta) deve ser colocado sobre o músculo a ser avaliado e o eletrodo de captação de referência na parte mais distal em relação ao ativo, separados por aproximadamente 3 ou 4 cm. Desta forma, é esperado que a deflexão inicial do potencial motor de ação complexo (CMAP) seja negativa (Figura 3.8 A). Caso os eletrodos sejam colocados fora do ponto motor, as ondas do CMAP podem apresentar uma configuração variada de acordo com a Figura 3.8 (B), (C), (D) e (E). A Figura 3.8 (F) indica que o eletrodo está próximo a pontos motores de dois músculos, o que ocorre com frequência em coletas reais. A Figura 3.8 mostra algumas possíveis formas de onda do CMAP, dependendo de como os eletrodos são posicionados durante as coletas. (A) Forma normal do CMAP, indica que os eletrodos estão posicionados corretamente. (B) O eletrodo de

captação ativo está fora do ponto motor e próximo de outro músculo. (C) Os eletrodos (ativo e referência) estão invertidos. (D) Indica estimulação de nervos, que geralmente ocorre quando a intensidade do estímulo está muito alta. (E) Condução do impulso nervoso através de inervações anômalas. (F) O eletrodo de captação ativo foi colocado próximo de pontos motores de dois músculos inervados pela mesma fibra (OH, 2002).

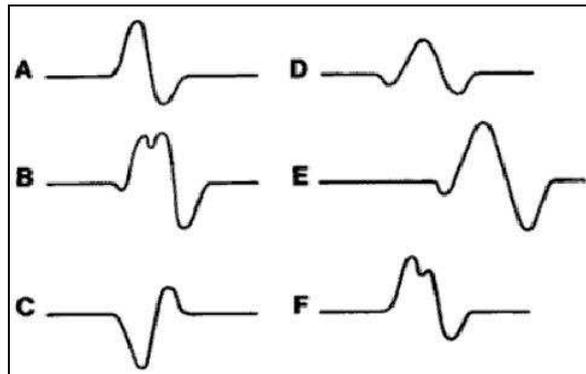


Figura 3.8 - Possíveis formas de onda do CMAP, dependendo da posição dos eletrodos de coleta.

2. Entre o ponto de estimulação e captação é colocado o eletrodo terra.
3. Os aparelhos permitem uma estimulação com um pulso de largura que varia entre 0,02 ms e 1 ms e uma marcação de uma amplitude de até 100 mA.
4. É realizada a medida das várias latências (Figura 3.9), que é o tempo decorrido entre o estímulo e captação (início da deflexão negativa).

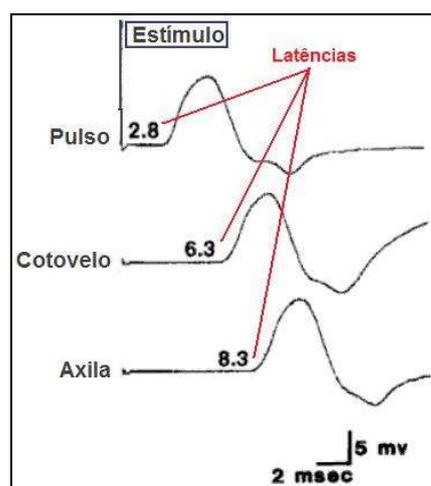


Figura 3.9 - Exemplo de um NCS Motor. O CMAP com estimulação no pulso possui latência igual 2,8 ms. A latência com estimulação no cotovelo é 6,3 ms. A latência com estimulação na axila é 8,3 ms (OH, 2002).

5. A velocidade de condução (m/s) motora será medida como a fração entre a distância entre os dois pontos de estimulação (o pulso e o cotovelo, por exemplo) e o tempo de condução (em ms) entre esses dois pontos.
6. A amplitude do potencial pode ser medida de duas formas: entre a linha de base e o pico da deflexão negativa (base-pico) ou entre o pico da deflexão negativa e o pico da deflexão positiva (pico-pico).

NC Sensitiva

O estudo da condução nervosa sensitiva avalia a condução ao longo da fibra grossa aferente. Esse método permite a determinação da velocidade de condução e amplitude dos potenciais, as quais podem ser obtidas através de estimulação ortodrômica⁵ e antidrômica⁶, da seguinte forma (OH, 2002):

1. Colocam-se os eletrodos de coleta em posições de acordo com um guia anatômico segundo o Capítulo 5 de OH, 2002. A distância entre os centros do eletrodo ativo e o de referência deve ser entre 3 cm e 4 cm.
2. Mede-se a latência dos potenciais. Essa latência pode ser medida até o início ou pico da deflexão negativa. Para a determinação da velocidade de condução utiliza-se a latência medida até o início da deflexão negativa (L_B da Figura 3.10).

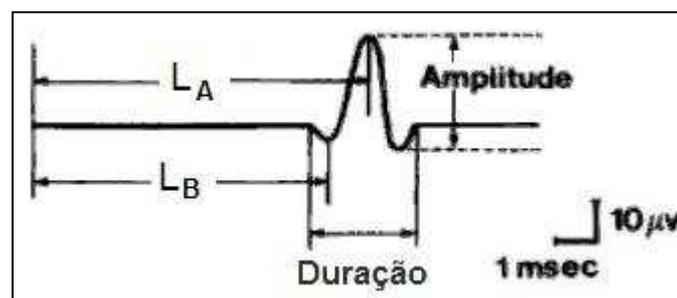


Figura 3.10 - Latências do CNAP de um NCS sensitivo. L_A e L_B são os tempos utilizados para medir a latência pelos dois métodos existentes.

3. Calcula-se a velocidade de condução sensitiva (SNCV), em m/s, através de:

⁵ Ortodrômica - mesmo sentido da condução da fibra. (fibras sensitivas: periferia ao centro; fibras motoras: centro para periferia).

⁶ Antidrômica - o sentido é oposto à propagação do estímulo (oposto da ortodrômica).

$$Velocidade = \frac{\text{distância entre ponto de estimulação e captação}}{L_B}, \quad (\text{Eq. 4})$$

onde L_B é a latência do método utilizado medida em segundos.

4. A amplitude do potencial pode ser medida de duas formas: entre a linha de base e o pico da deflexão negativa (base-pico) ou entre o pico da deflexão negativa e o pico da deflexão positiva (pico-pico).

Com o exposto acima, é possível concluir que a NC sensitiva é capaz de avaliar somente fibras de grosso calibre ($A\beta$). Nos estudos das neuropatias, faz-se necessário o emprego de outras técnicas na avaliação das fibras finas, como as fibras finas mielinizadas $A\delta$ e fibras finas amielinizadas C. Um método preconizado na literatura que supre esta necessidade é o teste da quantificação da sensibilidade empregando-se como estímulo uma corrente senoidal de corrente controlada (CPT – Current Perception Threshold), que será abordado em seguida.

3.4.2 Estimulação Elétrica por Corrente Senoidal

O emprego da corrente elétrica senoidal, na determinação do CPT, é uma ferramenta muito utilizada na avaliação psicofísica das fibras nervosas sensitivas, não tendo aplicação no diagnóstico de neuropatias que acometem as fibras motoras, diferentemente da NCM (KANG et al., 2008).

O CPT reflete o limiar de corrente elétrica aplicada. O valor de CPT representa o menor estímulo indolor necessário para evocar uma sensação em lugar específico do corpo a uma dada corrente senoidal constante com forma e frequência previamente definidas (NEUROTRON Inc., 2005).

O único equipamento que realiza a avaliação de CPT é o NEUROMETER[®] (NEUROTRON, 2002), mostrado na Figura 3.11. Este equipamento baseou-se no princípio de que a ativação das fibras de diferentes diâmetros depende da frequência da corrente senoidal, onde a frequência de 5 Hz estimularia fibras amielínicas C, a de 250 Hz as finas mielinizadas $A\delta$ e a de 2000 Hz as fibras grossas mielinizadas $A\beta$

(KATIMS et al., 1986; LIU et al., 1995; KATIMS, 1997; TIERRA-CRIOLLO et al., 2006; PIMENTEL et al., 2006; LOWENSTEIN et al., 2008). No entanto, ainda existe algumas discussões sobre tais premissas, em que é possível encontrar trabalhos que não conseguiram estabelecer relação entre a frequência do estímulo senoidal e o tipo de fibra excitado (TACK et al., 1994; VINIK et al., 1995).

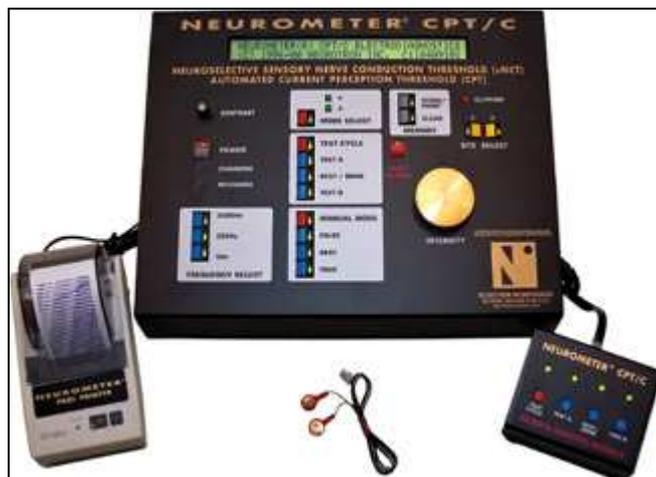


Figura 3.11 - Foto do NEUROMETER CPT da NEUROTRON (NEUROTRON Inc.).

Alheio a essas discordâncias, a utilização da estimulação elétrica por corrente senoidal vem ganhando força na avaliação psicofísica do limiar sensorial, sendo utilizada, principalmente, como instrumento de triagem entre os diversos tipos de neuropatias devido a sua forte característica neuroseletiva. Alguns exemplos são: avaliação da evolução de neuropatias em diabétes *mellitus* tipo 1 ou tipo 2 (DENT et al., 1992; MATSUTOMO et al., 2005), avaliação da severidade (fraca, moderada ou forte) da compressão das fibras nervosas em síndrome do túnel do carpo (FRANZBLAU et al., 1994), avaliação da função sensitiva da mucosa da bexiga bem como do trato urinário inferior (UKIMURA et al., 2003; De-LAET et al., 2005), teste sensorial cutâneo e visceral em pacientes com síndrome da bexiga dolorosa (cistite intersticial) (FITZGERALD et al., 2005), seleção de candidatos com incontinência urinária para tratamento com acupuntura (HONJO et al., 2003), avaliação sensitiva quantitativa depois da aplicação de lidocaína epidural lombar (TAY et al., 1997) , avaliação quantitativa da funcionalidade do nervo trigêmio (CAISSIE et al., 2007), dentre outras (NEUROTRON Inc., 2005-a).

Capítulo 4 - Sistemas Microprocessados

4.1 Introdução

Processadores são circuitos digitais que realizam operações como cópia de dados, acesso à memória, operações lógicas e aritméticas. Sua função é executar os programas armazenados na memória principal. Os elementos básicos que compõem um processador são: unidade de controle, unidade lógica e aritmética (ULA) e banco de registradores, que em conjunto formam o chamado núcleo ou *core* do processador (Figura 4.1). A unidade de controle é responsável pela busca (Fetch) e determinação do tipo de cada uma das instruções armazenadas na memória principal. Já a ULA realiza um conjunto de operações necessárias à execução dessas instruções, tais como somas e subtrações binárias ou operações lógicas (AND, OR e NOT). Por último, tem-se o banco de registradores, que é uma pequena memória de alta velocidade usada para armazenar resultados temporários e algumas informações de controle (TANEMBAUM, 2007).

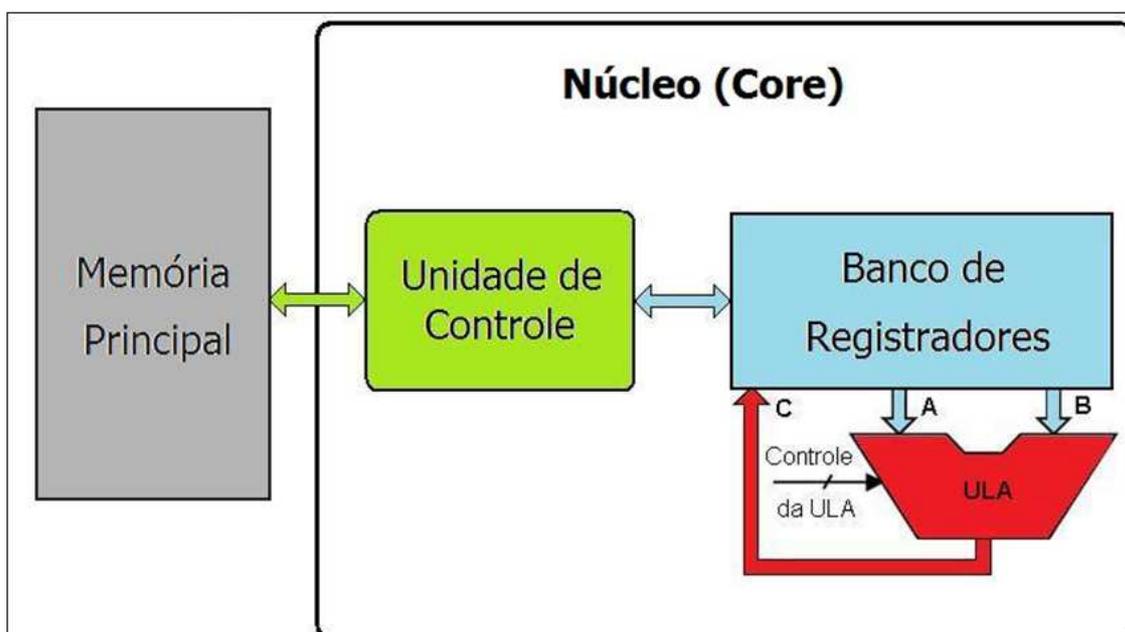


Figura 4.1 - Diagrama esquemático da arquitetura interna de um processador com seus elementos básicos.

Os processadores contemporâneos podem apresentar uma ampla variedade de recursos, como, por exemplo, controlador de DMA, gerenciadores de dispositivos externos, temporizadores, conversor analógico-digital (A/D), conversor digital-analógico (D/A), memórias não-voláteis (FLASH, EEPROM, etc.), interfaces de comunicação (USB, RS-232, etc.), dentre outros. Além disso, atualmente é possível encontrar processadores com mais de um núcleo, como é o caso dos processadores *Dual-Core*, que possuem dois núcleos. A Figura 4.2 mostra, de forma simplificada, a arquitetura interna de um processador contemporâneo, composto pelo núcleo do processador, a memória RAM interna⁷, barramento de dados e/ou programa, controlador de DMA, portas de entrada e saída (E/S), controlador de memória externa e temporizadores (TANEMBAUM, 2007).

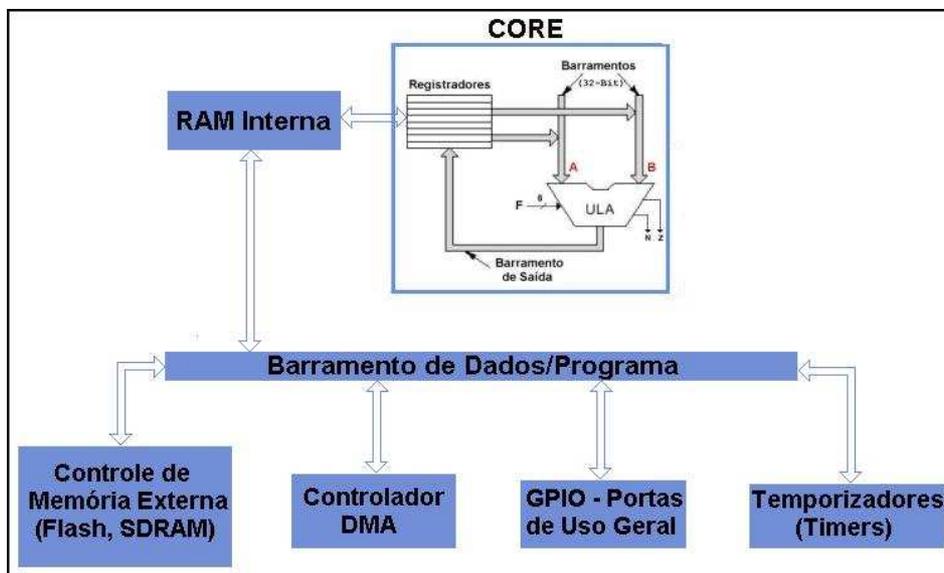


Figura 4.2 - Diagrama de blocos da arquitetura interna simplificada de um processador.

O barramento de dados e/ou programa tem a função básica de regular as velocidades de comunicação entre os recursos do processador (circuitos lógicos ou analógicos com funções específicas, como por exemplo, conversores A/D e D/A, multiplexadores, filtros, etc.) e a central de processamento, uma vez que esta última é, em média, 1000 vezes mais rápida que a primeira (STALLINGS, 2005).

É possível classificarmos os diversos tipos de processadores existentes atualmente de acordo com sua velocidade de processamento e (ou) quantidade e diversidade de componentes presentes em sua arquitetura interna. Os processadores utilizados nos

⁷ Memória que possui acesso mais rápido ao núcleo do processador.

computadores (computadores pessoais, servidores, mainframe.) também conhecidos como processadores de dados, são aqueles que apresentam as maiores velocidades de processamento, no entanto, não possuem muitos recursos embutidos em seu Circuito Integrado (CI)⁸. Por outro lado, existem os processadores que, apesar de não possuírem altas velocidades de processamento, apresentam custos muito inferiores aos anteriores além de um grande número de recursos incorporados à sua arquitetura interna. São os chamados microcontroladores (TANEMBAUM, 2007). Ainda é possível falar de um terceiro tipo de processador que se encontra entre os extremos supracitados, são os Processadores Digitais de Sinais ou DSPs (*Digital Signal Processors*) que, além de possuir alta capacidade de processamento voltada a solucionar problemas matemáticos (integrais, derivadas, funções seno, cosseno, entre outros), apresentam variada gama de recursos periféricos embutidos em seu CI (KUO et al., 2005).

Frente a essas diferenças, os microcontroladores são geralmente empregados em aplicações específicas, o que conhecemos como sistemas embutidos ou embarcados, como, por exemplo, máquinas de lavar roupas e fornos de microondas. Por outro lado, os processadores de dados podem ser utilizados nas mais variadas aplicações, entretanto, em sua grande maioria, não são portáteis e os custos são bem mais elevados (TANEMBAUM, 2007).

No caso de processamento de sinais, principalmente os fisiológicos que exigem complexos processamentos de grandes volumes de dados, faz-se necessário tanto velocidade de processamento quanto variedade de recursos digitais (conversores, interfaces de comunicação, temporizadores). Nesses casos, os mais indicados são os DSPs, que devido a essas características são largamente empregados em sistemas de tempo real como, por exemplo, em desfibriladores externos automáticos, monitores multiparamétricos, diagnóstico por imagens, bem como em outros tipos de equipamentos como celulares, máquinas e filmadoras digitais, dentre outros (KUO et al., 2005).

⁸ Também conhecido como **chip**, é um dispositivo microeletrônico capaz de desempenhar funções diversas, de acordo com o arranjo interno dos seus componentes (SONDE, 1992).

4.2 Processamento em “Tempo Real”

Um conceito importante a ser abordado quando se fala de sistemas processados é o “Processamento em Tempo Real”. Nesse tipo de processamento, o tempo de execução de uma determinada tarefa é rígido, o que não significa que o mesmo seja extremamente curto, podendo existir aplicações em que o tempo de resposta do sistema de tempo real (STR) seja superior a dezenas de segundos. O que importa nesse tipo de sistema é que a tarefa seja executada dentro de um tempo pré-determinado, denominado *deadline*⁹. O sistema deve ser implementado visando principalmente a ordem de agendamento das tarefas e o gerenciamento de recursos para execução no tempo correto ou ainda para informar, imediatamente, caso a tarefa não possa ser executada (SILBERSCHATZ, 2004). Desta forma, um STR eficiente é aquele que é mais rápido que o seu *deadline* (Figura 4.3).

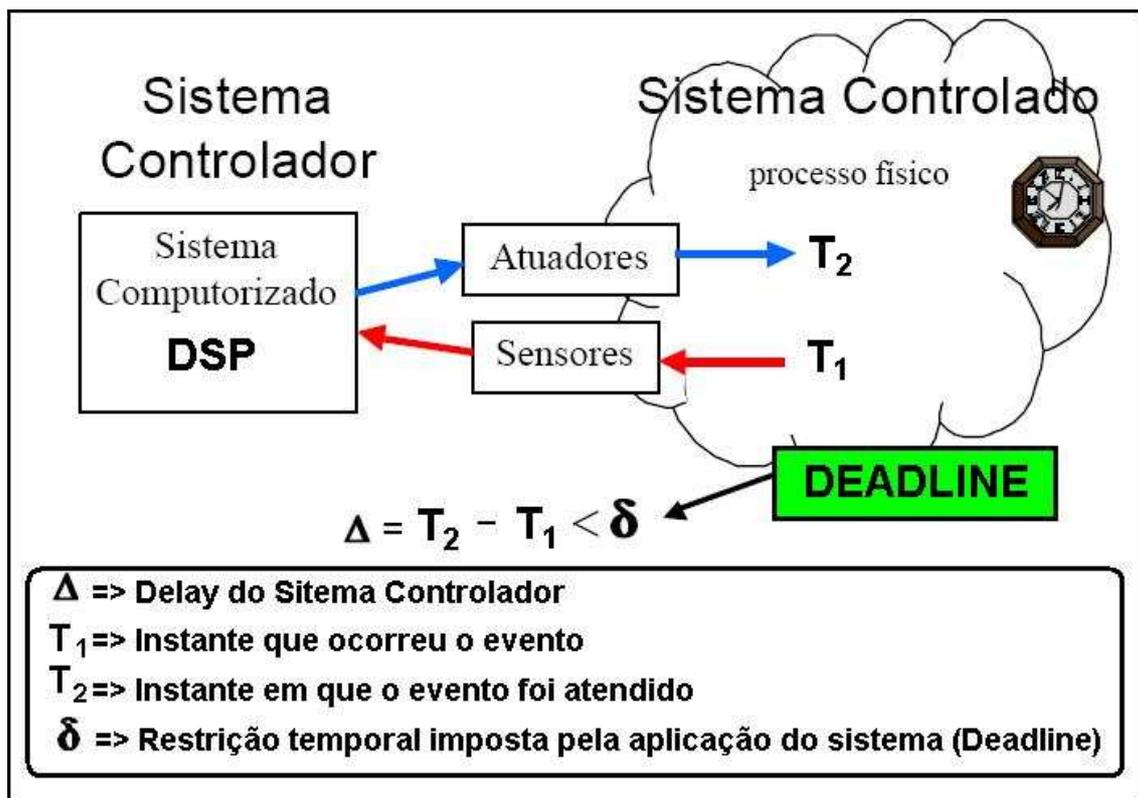


Figura 4.3 - Esquemático de um sistema de tempo real.

O tempo de resposta de uma aplicação é o intervalo entre a recepção de um dado estímulo – normalmente vindo de uma interrupção de hardware – e o instante em que a

⁹ Termo utilizado para definir o tempo máximo que o sistema possui para responder a um dado evento.

aplicação produz um resultado que atenda esse estímulo, dessa forma, segundo SILBERSCHATZ, 2004, um sistema de tempo real só funciona corretamente se retornar o resultado correto dentro de suas restrições de tempo. Estes resultados podem ser ações como abrir uma válvula em uma aplicação de controle industrial, desenhar um quadro de gráficos em uma simulação visual ou processar um pacote de dados numa aplicação de aquisição de dados.

4.3 Controlador de Acesso Direto a Memória

O Controlador de Acesso Direto a Memória, ou simplesmente DMA (*Direct Memory Access*) é um recurso essencial dos sistemas modernos de processamento. Permite que os dispositivos transfiram dados sem sobrecarregar o processador. De outra maneira, o processador teria que copiar todos os dados da fonte até o destino, o que o tornaria mais lento ao copiar blocos de dados provenientes de dispositivos periféricos para a memória, já que o acesso a esses dispositivos, através de barramentos periféricos, é mais lento que a memória RAM. Durante a cópia dos dados o processador ficaria indisponível para outras tarefas (SILBERSCHATZ, 2004; TANEMBAUM, 2007).

Uma transferência por DMA, essencialmente, copia um bloco de memória de um dispositivo para outro. O processador inicia a transferência, mas não a executa. Um uso típico do DMA ocorre na cópia de blocos de dados da memória RAM do sistema para um *buffer* de memória¹⁰ de algum dispositivo periférico. Essa operação não bloqueia o processador que fica livre para realizar outras tarefas. Transferências de DMA são essenciais para sistemas embarcados de alto desempenho (SILBERSCHATZ, 2004).

A Figura 4.4 demonstra as etapas envolvidas em uma transferência de dados de um disco para a memória RAM utilizando um controlador de DMA. É possível observar que o processador (CPU) é utilizado apenas no início do processo de transferência, por meio da chamada da rotina “Ler_Disco ()” e no final, onde a CPU é notificado do término da operação através de uma interrupção. Desta forma, o processador fica disponível para executar outras tarefas do sistema.

¹⁰ Buffer de Memória - Espaço de memória destinado a armazenar uma quantidade reduzida de dados no decorrer de um processo de transferência.

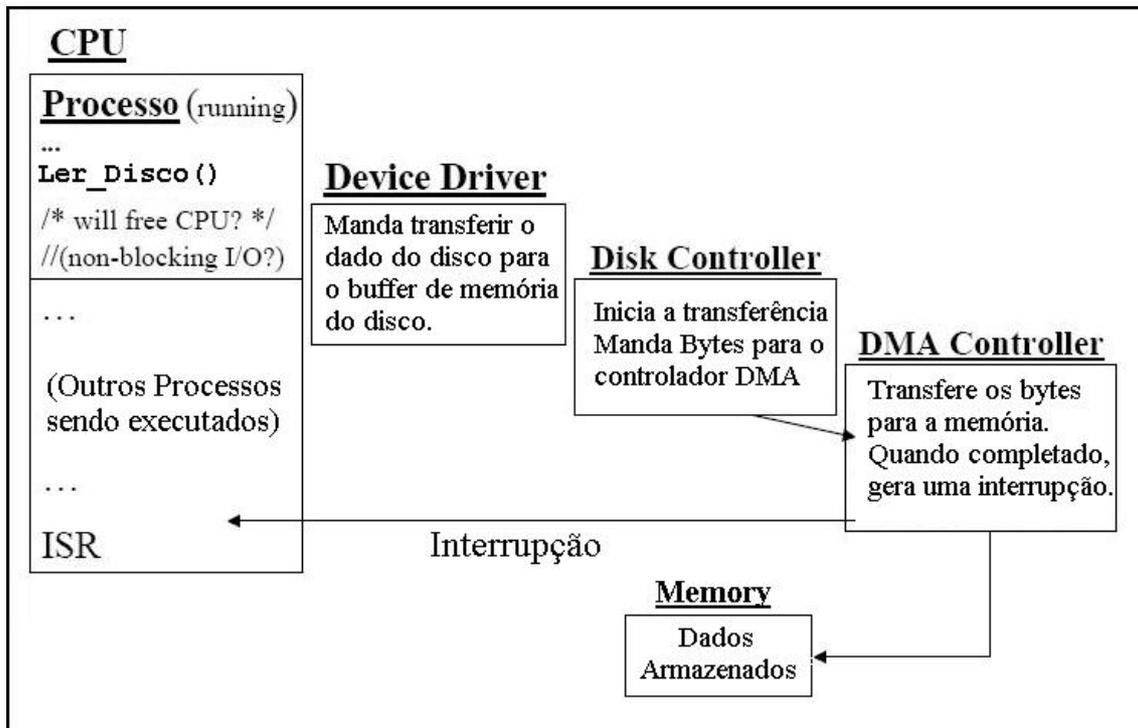


Figura 4.4 - Transferência de dados do disco para a memória usando o controlador DMA.

4.4 Interrupções

Os sistemas processadores possuem um recurso chamado interrupção, que é um sinal emitido por um ou mais dispositivos periféricos que tipicamente resulta em uma troca de contexto, isso é, o processador pára de atender a tarefa que estava tratando e atende ao dispositivo que fez o “pedido de interrupção” (IRQ – *Interrupt Request*) (SILBERSCHATZ, 2004).

Alguns processadores oferecem uma maneira de iniciar rotinas de software em resposta a eventos eletrônicos assíncronos. Esses eventos são sinalizados para o processador através de IRQs. Segundo SILBERSCHATZ, 2004, *o processamento da interrupção é uma troca de contexto entre a rotina corrente e uma rotina dedicada a tratar a interrupção*. Essa última é chamada “rotina de serviço de interrupção”, ou “tratador de interrupção” (*interrupt handler*). Os endereços dessas rotinas são chamados “vetores de interrupção” e são armazenados, geralmente, em uma tabela na memória RAM,

permitindo sua modificação caso seja necessário. A Figura 4.5 mostra, esquematicamente, uma interrupção sendo atendida.

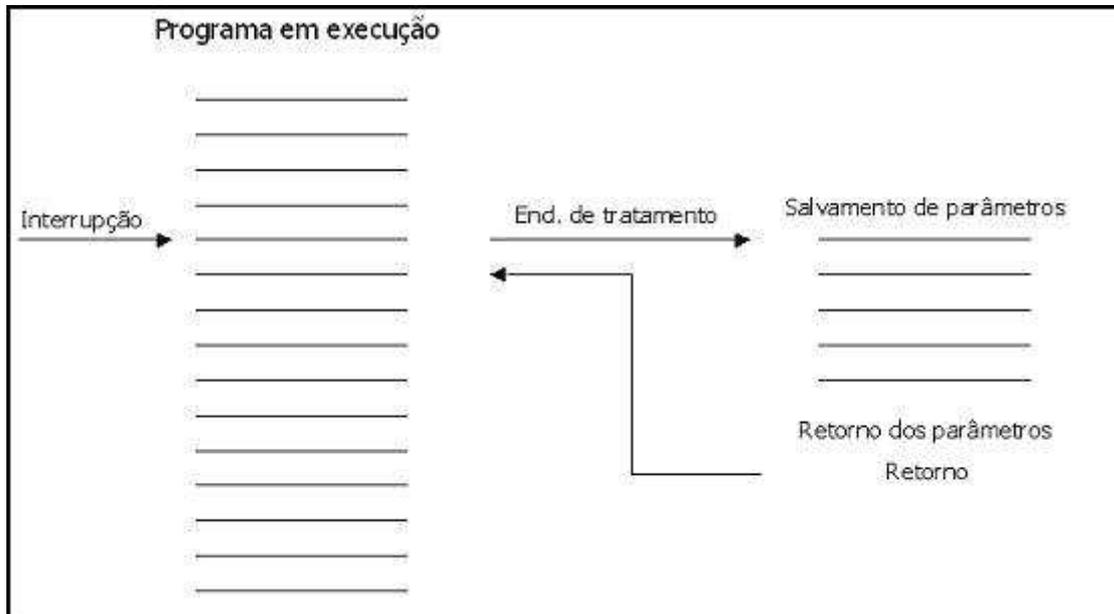


Figura 4.5 - Atendimento de interrupção.

Segundo TANEMBAUM, 2007, *Interrupções foram concebidas para evitar o desperdício de tempo computacional em loops de software (chamados polling loops) esperando eventos que serão disparados por dispositivos de modo assíncrono*. Ao invés do processador ficar esperando o evento acontecer, ele torna-se capaz de realizar outras tarefas enquanto os eventos estão pendentes. A interrupção avisa ao processador quando o evento ocorreu, permitindo uma acomodação eficiente dos dispositivos mais lentos.

4.5 Processador Digital de Sinais - ADSP-BF533

Os DSPs possuem, em sua arquitetura interna, um núcleo voltado a solucionar cálculos matemáticos, fazendo com que o mesmo seja indicado a aplicações de processamento de sinais, sejam elas de áudio, de vídeo ou até mesmo de sinais fisiológicos (ANALOG DEVICE, Inc.).

O presente trabalho utilizou um DSP da família *Blackfin* da Analog Device/Intel *Micro Signal Architecture* (MSA), mais especificamente, o ADSP-BF533. Essa família de processadores é composta por uma combinação de um núcleo com alto desempenho

para processamento de sinais (Figura 4.6), com um conjunto de periféricos que incluem uma porta UART, uma porta SPI, duas portas seriais de uso geral (SPORTs), três temporizadores de uso geral, um relógio de tempo real alimentado por uma bateria, um *watchdog timer*¹¹ e uma interface periférica paralela (Figura 4.7). Além dos periféricos, o ADSP-BF533 possui um controlador de DMA capaz de realizar transferências de até 64.000 dados, um controlador de eventos e duas memórias RAM, uma para armazenamento de dados com 64 kB e a outra para armazenamento de instruções com 80 kB (ANALOG DEVICE, Inc., 2005-a).

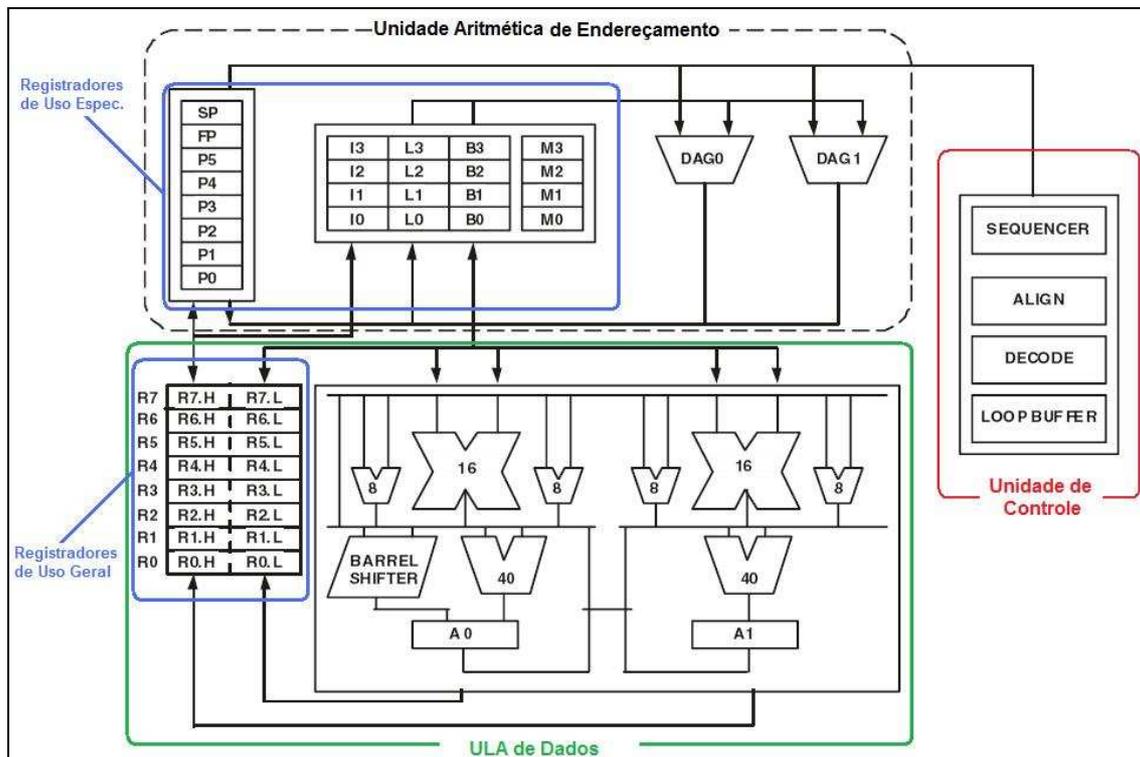


Figura 4.6 - Arquitetura interna do núcleo do ADSP-BF533.

¹¹ Tipo de temporizador muito utilizado para implementação de soluções de segurança contra travamentos do sistema.

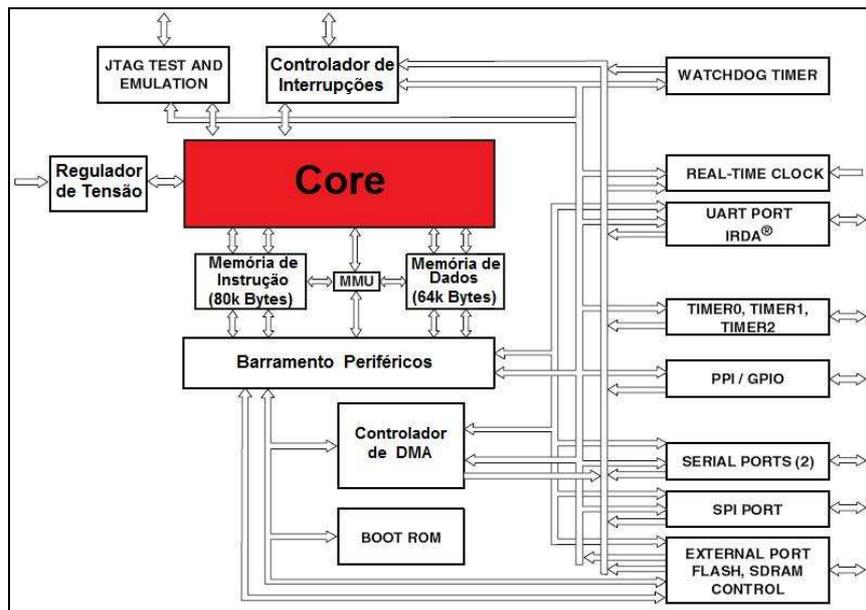


Figura 4.7 - Diagrama de blocos funcional do ADSP-BF533. Em destaque o núcleo do processador.

Outras características importantes do ADSP-BF533, são:

- Processador de 32 bits.
- *Clock do core* (núcleo) do DSP de 600 MHz.
- Trabalha com ponto flutuante.
- *Core* com 2 MACS de 16 bits, 2 ULAs de 40 bits, 4 ULAs de 8 bits (dedicado ao tratamento de vídeo) e 1 deslocador de 40 bits.
- RAM interna de 148 KB (80 kB para instruções, 64 kB para dados e 4 kB para rascunho ou *Scratchpad*).
- 16 pinos de E/S de propósito geral, todos com recurso de interrupção.
- Interface para controle de até 64 MB de memória externa.

4.5.1 Recursos do *kit* de desenvolvimento do ADSP-BF533

O *kit* de desenvolvimento do ADSP-BF533, o ADSP-BF533 EzKIT Lite v.1.7, é uma placa de circuito impresso que possui além do processador, diversos outros circuitos integrados. Com ele é possível implementar diversas aplicações baseadas nos recursos encontrados no ADSP-BF533, como, por exemplo, aplicações de áudio, vídeo, ou até mesmo aplicações de aquisição e processamento de sinais fisiológicos.

Alguns dos recursos de hardware disponíveis no *kit* são: interface de comunicação RS-232; memórias RAM e FLASH externas de 32 MB e 2 MB, respectivamente; conector JTAG que permite acesso direto ao núcleo do DSP; extensão de todos os pinos do processador por meio de três conectores localizados na parte inferior da placa; LEDs e chaves do tipo *push-button* (*PB's*) para a implementação e teste de aplicações variadas; e conversores A/D de 24 bits e D/A de 10 bits integrados em um mesmo *chip* (CODEC1836). (Figura 4.8).

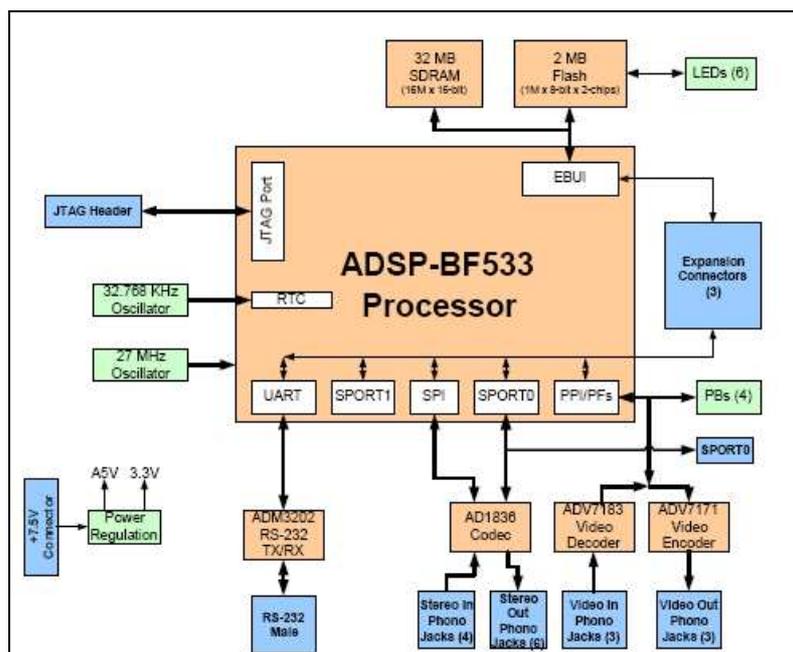


Figura 4.8 - Diagrama de blocos do KIT de desenvolvimento do ADSP-BF533.

O ADSP-BF533 EzKIT Lite possui como ambiente de desenvolvimento o software VisualDSP++, também de propriedade da Analog Device. Dentre os recursos que este software possui, pode-se citar sua capacidade de:

- Criar, compilar, montar (*assemble*) e *linkar* programas de aplicação escritos em linguagem de programação C, C++ e Assembly do ADSP-BF533.
- Carregar, executar, parar, executar passo a passo e alocar pontos de parada (*breakpoints*) em programas de aplicação.
- Ler e escrever dados na memória de programa.
- Ler e escrever nos registradores tanto do núcleo do processador como dos periféricos.
- Plotar gráficos com dados provenientes da memória, previamente armazenados em *buffers*.

Capítulo 5 - Metodologia

5.1 Introdução

O NEUROSTIM (Figura 6.6) foi desenvolvido pelo Núcleo de Estudos e Pesquisa em Engenharia Biomédica (NEPEB) da UFMG e é o sucessor dos protótipos NEUROSTIM v.1.1 (Erro! Fonte de referência não encontrada.) e NEUROSTIM v.1.2 (Erro! Fonte de referência não encontrada.) desenvolvidos pelo mesmo laboratório. Este sistema de neuroestimulação é uma fonte de corrente (capaz de gerar estímulos elétricos com intensidade de corrente constante alheio as variações de impedância da pele), que permite ao usuário selecionar formas de ondas padrão (senoidal, senoidal modulada e pulso) ou arbitrárias previamente configuradas ou a serem implementadas pelo usuário no software do sistema (Figura 6.2).

O protótipo foi desenvolvido de forma modular, uma vez que envolve diversidade de conceitos como: hardware (analógico e digital), software e firmware¹². Estes módulos são: unidade de controle, fonte de corrente e interface gráfica (Figura 5.1).

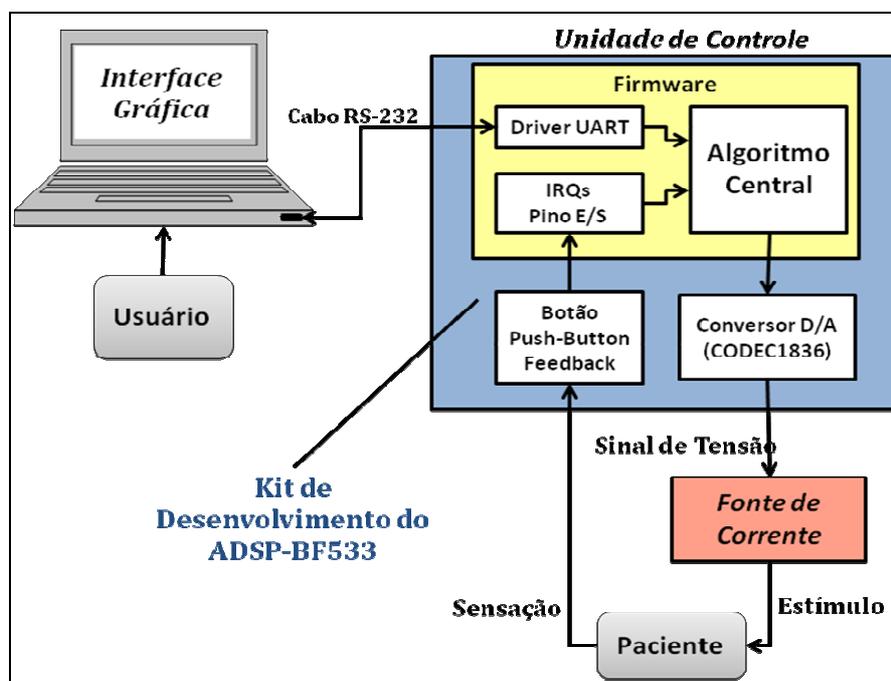


Figura 5.1 - Diagrama de blocos das diversas partes que compõem o NEUROSTIM.

¹² Também conhecido como software proprietário. É um software dedicado a um hardware específico.

5.2 Unidade de Controle

A Unidade de Controle (UC) foi implementada sob a plataforma de desenvolvimento do processador ADSP-BF533 (o *kit* ADSP-BF533 EZ-KIT Lite TM da Analog Device), da qual foram utilizados os seguintes recursos: CODEC1836, saídas analógicas, pino de E/S de uso geral, *push-button*¹³, memória RAM externa de 32 MB, memória flash de 2 MB e ADM3202 para a interface RS-232 (Figura 5.2). A UC tem como função gerar o sinal analógico para controlar a fonte de corrente, proporcionar comunicação entre o DSP e a interface gráfica no computador (*software*) e auferir, por meio de uma chave do tipo *push-button*, a informação do voluntário à percepção do estímulo.

O ADSP-BF533 foi escolhido por possuir uma arquitetura interna (ver tópico 4.5) voltada à execução de cálculos matemáticos com alto desempenho. Essa característica permite a aplicação do NEUROSTIM em “Tempo Real”. O transporte de dados do DSP para o CODEC é realizado pelo controlador de DMA (ver tópico 4.3) permitindo que o DSP execute as rotinas para geração do sinal de estímulo de forma paralela.

Foi utilizado a UART para prover uma interface de comunicação RS-232 entre a UC e o computador, possibilitando ao usuário enviar, por meio da interface gráfica, todos os parâmetros da estimulação, bem como receber os dados resultantes do processo (valor da corrente do limiar de percepção ou status da comunicação entre o computador e o DSP). Com os dados enviados pelo computador, o firmware monta digitalmente a forma de onda e a envia para o conversor D/A do CODEC por meio da SPORT0. Isso é feito a uma taxa de transferência de 48.000 amostras por segundo com 10 bits de resolução. Esse conversor D/A está também conectado ao DSP através de uma porta serial SPI, por onde os **parâmetros de configuração do CODEC**¹⁴ são enviados (Figura 5.2).

¹³ É um tipo de chave que, se normalmente aberta, mudará seu estado de aberta para fechada somente enquanto pressionada.

¹⁴ Os parâmetros de configuração do CODEC são: frequência de conversão, número de bits envolvidos, tamanho dos pacotes que serão enviados pelo controlador de DMA através da porta SPORT0 e a velocidade da comunicação.

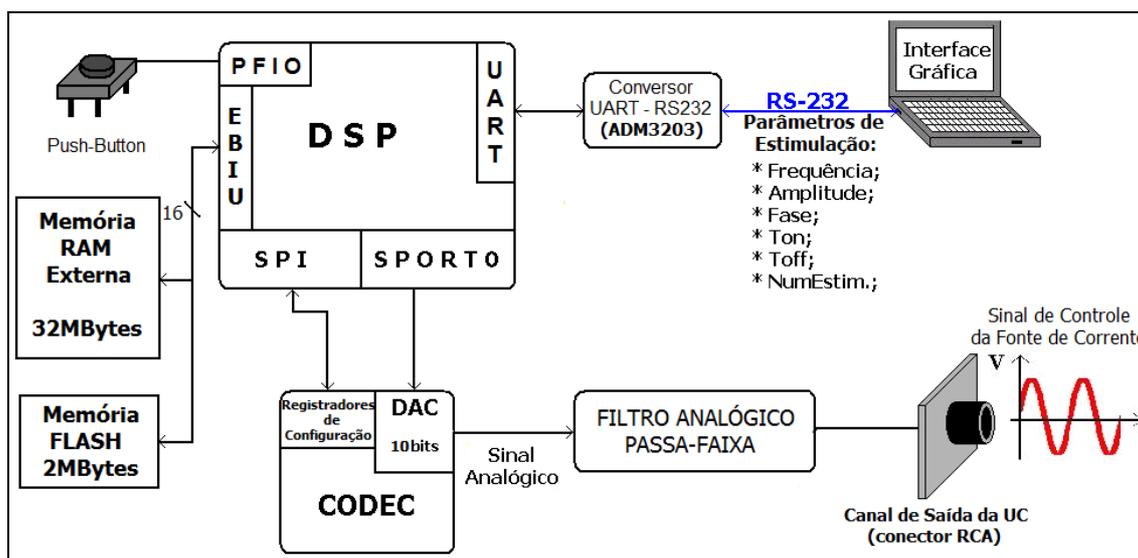


Figura 5.2 - Diagrama de blocos da unidade de controle.

O sinal da saída do CODEC é submetido a um filtro analógico *passa-faixa* de 2 Hz a 20k Hz existente no canal de saída analógico da UC. O sinal de tensão filtrado tem como amplitude máxima $1,4 V_{\text{pico}}$ (ANALOG DEVICE Inc., 2005 b). É utilizado apenas um dos seis canais de saída disponíveis na UC.

A chave do tipo *push-button* foi conectada a uma porta de E/S de uso geral (PFIO) do DSP (Figura 5.2). O acionamento desta chave irá gerar uma interrupção para a execução da rotina (*firmware*) de determinação do limiar de percepção ao estímulo (CPT).

5.2.1 Firmware

O *firmware* foi desenvolvido em linguagem de programação C++ no ambiente de desenvolvimento VisualDSP++ 4.0.

Toda a configuração dos recursos utilizados do DSP foi feita por meio de registradores de uso específico. A programação dos registradores da UART, da SPORT, da SPI, dos pinos PFIO, do controlador de DMA, das Interrupções e do controlador EBIU, bem como a configuração do CODEC, foram feitas através de manuais, tutoriais e exemplos de aplicações encontrados no site da Analog Device (Analog Device, 2008). As principais configurações feitas foram:

- a. EBIU (*External Bus Interface Unit*) – prover a comunicação com as memórias externas;
- b. SPORT0 – prover a comunicação entre o DSP e o CODEC para envio do sinal digital referente ao estímulo;
- c. UART – prover a comunicação entre o computador (interface gráfica) e o DSP;
- d. Interrupções – Habilitar e determinar a ordem de prioridade das interrupções que serão utilizadas: interrupção de transmissão e recepção da UART; interrupção de transmissão da SPORT0, interrupção do controlador de DMA e interrupção da porta de E/S de uso geral (PFIO);
- e. Configurar o controlador de DMA para realizar as transferências entre a memória de dados e o buffer de transmissão da SPORT0.
- f. SPI – prover a comunicação entre o DSP e o CODEC para fins de configuração dos registradores do CODEC.

Com a finalidade de otimizar a utilização dos recursos do DSP, a geração digital dos sinais foi feita por meio de *lookup table*, onde todos os pontos de um período da onda de estimulação são armazenados em uma tabela na memória de dados e, posteriormente, buscados (*fetch*) pelo processador por meio de um ponteiro. Dessa forma, não é necessário que o DSP calcule cada ponto da onda toda vez que a mesma for gerada, diminuindo o tempo de processamento, uma vez que o tempo de acesso à memória é geralmente inferior àquele demandado para calcular os pontos digitais da onda.

O *firmware* do sistema foi desenvolvido com base em interrupções, sendo a rotina principal responsável apenas pela configuração e inicialização dos periféricos. Após a inicialização, o processador entra em modo de *sleep* até que alguma interrupção ocorra. Utilizam-se cinco diferentes tipos de interrupções, listadas abaixo em ordem decrescente de prioridade:

1. Interrupção de recepção da UART utilizada para executar a rotina que armazena e determina os parâmetros de estimulação.
2. Interrupção do canal de transmissão da UART que irá enviar um dado para a interface gráfica.

3. Interrupção do Timer0 que irá ocorrer de modo síncrono (48.000 vezes por segundo) sendo utilizada como base de tempo do sistema.
4. Interrupção do controlador de DMA que irá sinalizar ao núcleo do DSP sempre que um dado for transferido da memória de dados para a SPORT0.
5. Interrupção do pino de E/S de propósito geral que irá informar quando a chave do tipo *push-button* for pressionada.

Para cada uma das interrupções foi implementada uma rotina de tratamento de interrupção (ISR – *Interrupt Service Routine*), que por sua vez, irão chamar outras rotinas para a realização do processo de estimulação. Todas essas rotinas estão representadas em fluxogramas no Anexo 1 - Fluxogramas.

5.3 Fonte de Corrente

A fonte de corrente foi implementada com um amplificador de potência (SEDRA et al., 1999) com dois estágios de saída classe AB ligados em série por meio de circuitos retificadores de precisão, estando o primeiro estágio realimentado negativamente para diminuir a distorção harmônica total (THD). Cada estágio é composto por dois transistores de potência (um canal P e outro canal N) ligados em série (Figura 5.3).

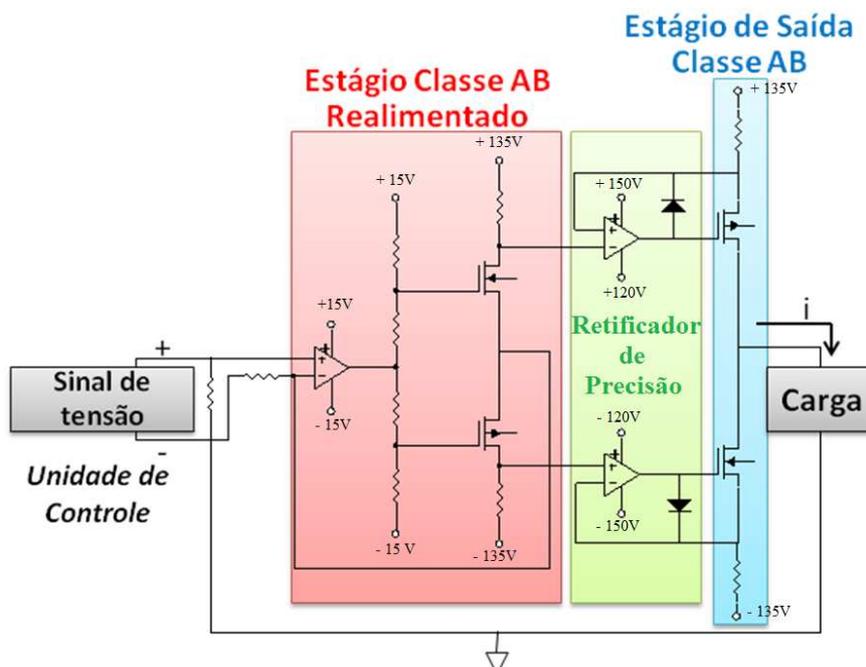


Figura 5.3 - Diagrama de blocos da fonte de corrente

O sinal aplicado na entrada da fonte de corrente é amplificado e somado, tanto a uma componente DC positiva quanto a uma negativa, geradas por dois divisores de tensão conectados na saída do amplificador operacional, estando um dos divisores de tensão conectado a uma fonte +15V e o outro a uma fonte de -15V. O sinal com componente DC positiva está conectado na base do transistor NMOS do primeiro estágio e o sinal com componente DC negativa na base do transistor PMOS. Os sinais provenientes dos coletores de cada um desses transistores serão submetidos à retificadores de meia onda de precisão (super diodos) que por sua vez irão polarizar os transistores de potência do estágio classe AB implementado na saída (Figura 5.3). Dessa forma, espera-se ter uma fonte de corrente controlada por tensão com resistência de saída baixa, de modo a fornecer um sinal de saída para a carga sem queda no ganho e com distorção harmônica inferior a 1%, sendo esta última obtida pela relação entre o valor RMS das componentes harmônicas da corrente de saída e a intensidade da corrente da fundamental (Eq. 5) (SEDRA et al., 1999).

$$THD = \frac{\sqrt{\sum_{n=2}^{\infty} I_n^2}}{I_1} \quad (\text{Eq. 5})$$

Características Desejadas:

- Corrente de pico máxima na saída igual a 8 mA_{pico}.
- Banda passante entre 2 Hz e 2k Hz.
- Operar com cargas que variam de 100 Ω a 10k Ω.
- Distorção harmônica total (THD) inferior a 1%.

5.4 Interface Gráfica

A interface gráfica (IG) foi implementada utilizando um conjunto de bibliotecas de código aberto em linguagem de programação C++. O ambiente de desenvolvimento utilizado foi a plataforma *Eclipse 3.3.2*, onde o código foi escrito e depurado. O compilador utilizado foi o *MingW 3.4*, também de código aberto. A função da IG é prover uma interface amigável entre o usuário e a UC, onde é possível escolher os parâmetros envolvidos na estimulação elétrica somato-sensitiva.

Foi desenvolvido um *driver* de comunicação serial RS-232 para prover a comunicação entre a IG e a UC. Além disso, foi implementado um protocolo de “comunicação proprietário”, desenvolvido pelo NEPEB, que determina as regras de comunicação entre os dois módulos.

5.5 Testes do Sistema

Foram realizados testes nos módulos do sistema separadamente (fonte de corrente, unidade de controle e interface gráfica) e no sistema como um todo.

Para a unidade de controle foram realizados testes da comunicação RS-232 com o computador e testes dos canais de saída para avaliar as formas das ondas geradas bem como a correta execução dos protocolos de estimulação. Para testar a comunicação com o computador foi utilizado o programa *Hiper Terminal* versão 5.1 da Microsoft.

A fim de se avaliar a fonte de corrente conectou-se um gerador de sinais (*Tektronix CFG 250*) na sua entrada. Um osciloscópio digital *Agilent Technologies DSO3202A*, conectado ao computador por meio do software “*3000 Series Scope Connect*” da *Agilent*, foi utilizado para se obter a resposta em frequência do sistema e os dados dos sinais de saída da fonte de corrente, utilizados no cálculo da distorção harmônica total (THD).

Para o cálculo da distorção harmônica total foi implementado um código no MATLAB que coleta

5.5.1 Testes com Cargas Resistivas

Foram realizados três testes com resistores de precisão de 1% no NEUROSTIM:

- a) Avaliou-se a linearidade entre os níveis 1, 50, 100, 200, 400, 600, 800, 1000 e 1023 (dos 1024 níveis do conversor D/A do CODEC) e a tensão de saída do NEUROSTIM. Cargas de 100 Ω , 1k Ω e 10k Ω e frequências de 5 Hz, 250 Hz e 2k Hz foram utilizadas. A corrente de pico da saída foi obtida por meio da divisão entre o pico de tensão e o valor da resistência.

- b) Obteve-se a resposta em frequência com as mesmas cargas e a intensidade de corrente máxima correspondente ao nível 1023.
- c) Verificou-se qualitativamente a morfologia de diferentes formas de onda, como por exemplo, senoidal, pulso, amplitude modulada.

5.5.2 Testes em Participantes do Projeto

Visando à confirmação do correto funcionamento do NEUROSTIM, foram realizadas avaliações do limiar de percepção de corrente (CPT) para 5 Hz e 2k Hz em 12 participantes de projetos de estimulação sensorial do NEPEB, que relataram não possuir nenhuma neuropatia conhecida. Foram confeccionados dois eletrodos de estimulação (de ouro, em forma de disco com 10 mm de diâmetro) que foram posicionados nas faces medial e lateral da falange distal do dedo indicador esquerdo, após a limpeza da pele na região (TIERRA-CRIOLLO et al., 2006; PIMENTEL et al., 2006).

Capítulo 6 - Resultados

6.1 Interface Gráfica

A interface gráfica (IG) apresentou fácil manuseio permitindo ao usuário o controle de todo o sistema. A IG permite escolher tanto uma das formas de onda padrão disponível no sistema (seno, modulada ou pulso), quanto definir uma forma de onda genérica, por meio da opção “**Onda Genérica**” do menu “**Configurar**” (Figura 6.2). Essa opção abre uma janela onde o usuário pode digitar o código de uma equação matemática, por exemplo, uma soma de três senos com amplitudes e frequências diferentes (Figura 6.3). Caso a nova forma de onda esteja dentro das limitações da fonte de corrente (resposta em frequência e amplitude máxima), um aviso aparece na tela informando que a configuração da onda está correta (Figura 6.4). O estímulo resultante dessa onda genérica pode ser observado na Figura 6.11.

No campo “**Parâmetros Comuns**” da IG (Figura 6.2) determina-se o protocolo de estimulação genérico, onde o usuário irá escolher as regras de execução dos estímulos, através dos seguintes parâmetros:

“**Número de Estímulos**” - configura o número de estímulos a serem aplicados ao paciente durante uma sessão de estimulação;

“**Duração ON**” – configura o período do estímulo em que é aplicada uma corrente na saída (Figura 6.1);

“**Duração OFF**” – configura o período de repouso em que não será aplicada nenhuma corrente ao paciente (Figura 6.1). Caso se deseje realizar uma estimulação ininterrupta, o valor deste parâmetro deve ser zero.

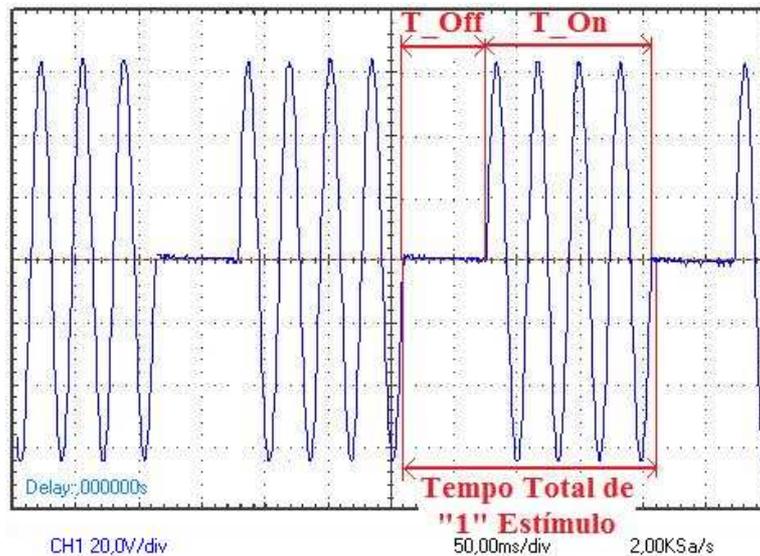


Figura 6.1 - Estímulo senoidal com Duração ON representada por T_On e Duração OFF representada por T_Off. O tempo total de execução de 1 estímulo é igual a T_On + T_Off.

A IG ainda disponibiliza outra opção de protocolo de estimulação previamente configurada, que avalia o limiar de sensibilidade para a forma de onda escolhida pelo usuário (Figura 6.5). Essa opção pode ser selecionando através da opção “*Limar de Sensibilidade*” do menu “*Configurar*”. Essa opção disponibiliza ainda um botão virtual “*Percepção de Estímulo*” que realiza a mesma função da chave *push-button*.

A estimulação é iniciada pelo botão “*Iniciar*” e pode ser interrompida através do botão “*Parar*” (Figura 6.2). A IG permite visualizar o número de estímulos já executados no campo “*Estímulo Atual*”.

A Figura 6.6 mostra o protótipo do neuro-estimulador com forma de onda arbitrária (NEUROSTIM).

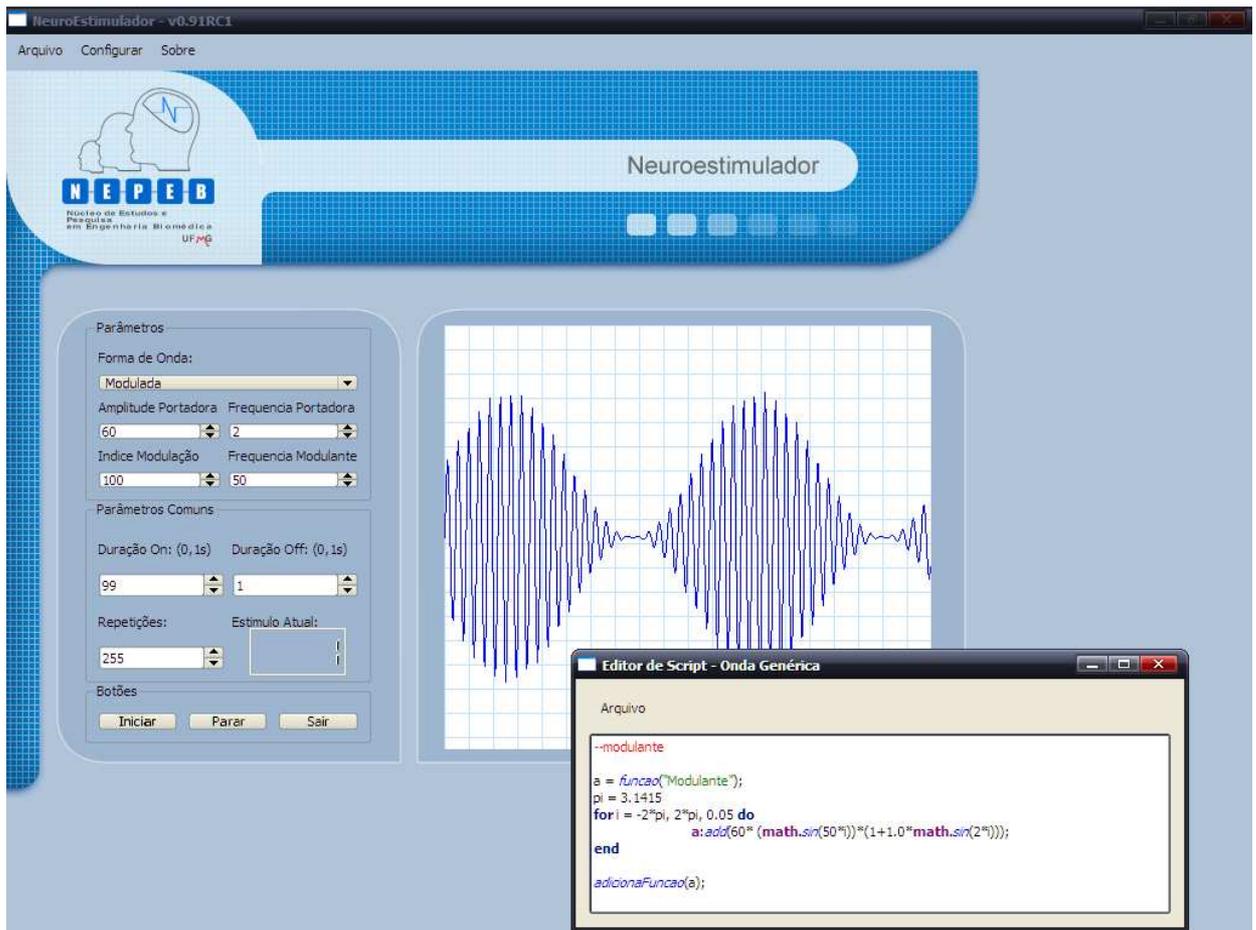


Figura 6.2 - Software do Sistema - Interface Gráfica.

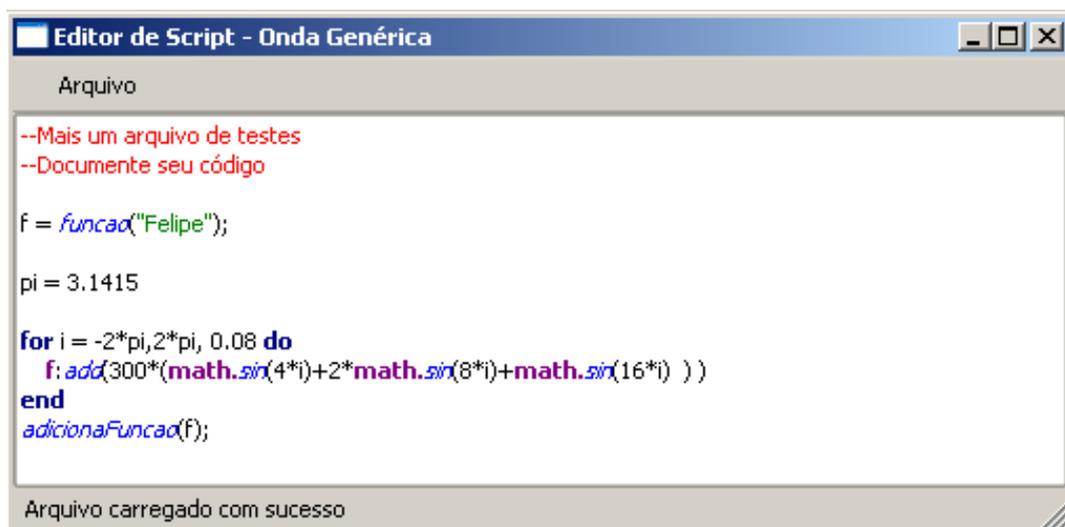


Figura 6.3 - Janela onde o usuário insere o código referente à onda genérica desejada em linguagem LUA. A onda genérica (nomeada Felipe) equivale a soma de três senos com amplitudes e frequências diferentes.

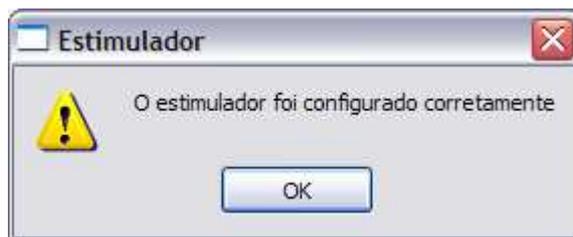


Figura 6.4 - Janela de aviso que informa ao usuário que a configuração foi bem sucedida.

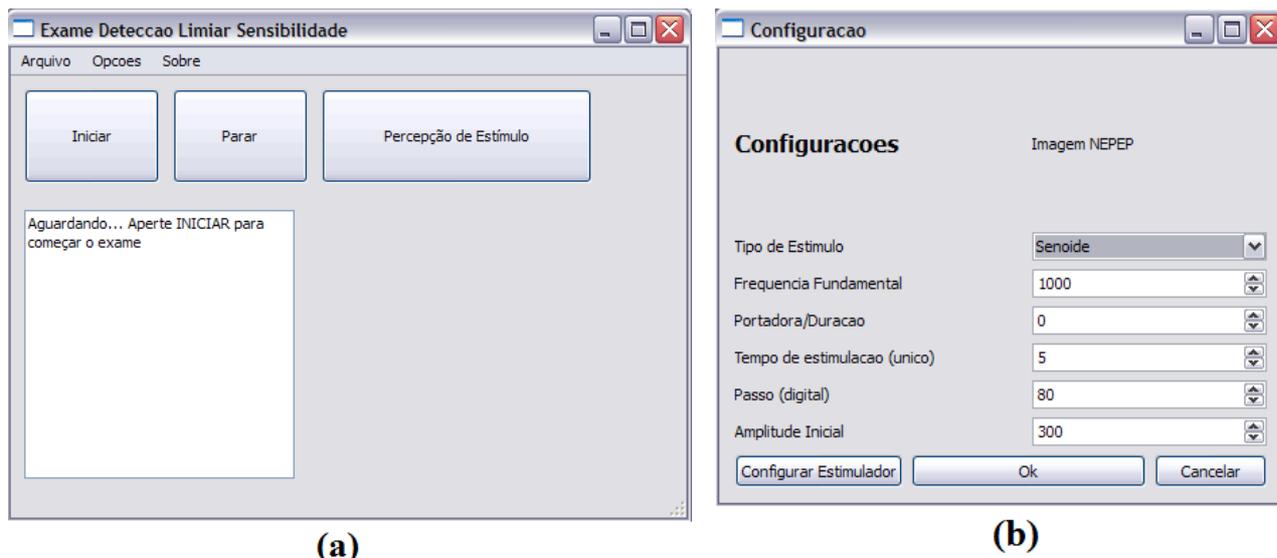


Figura 6.5 - Janelas de execução (a) e configuração do protocolo de teste do limiar de percepção de corrente - CPT (b).

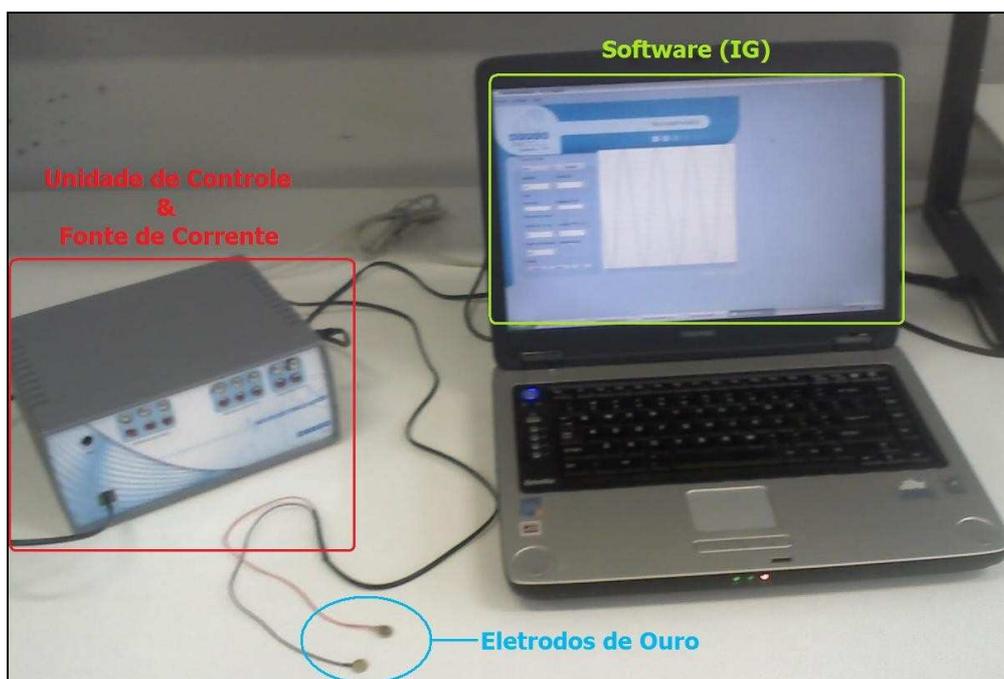


Figura 6.6 - Foto do protótipo NEUROSTIM. A unidade de controle está integrada à fonte de corrente em uma mesma caixa.

6.2 Testes do NEUROSTIM

6.2.1 Com Cargas Resistivas

Formas de onda do Sinal de Estímulo

Os testes do NEUROSTIM, com um resistor $10\text{ k}\Omega$ com precisão de 1% como carga, demonstraram sua capacidade em gerar estímulos com forma de onda variada, o que pode ser verificado nas Figura 6.7, Figura 6.8, Figura 6.9, Figura 6.10 e Figura 6.11.

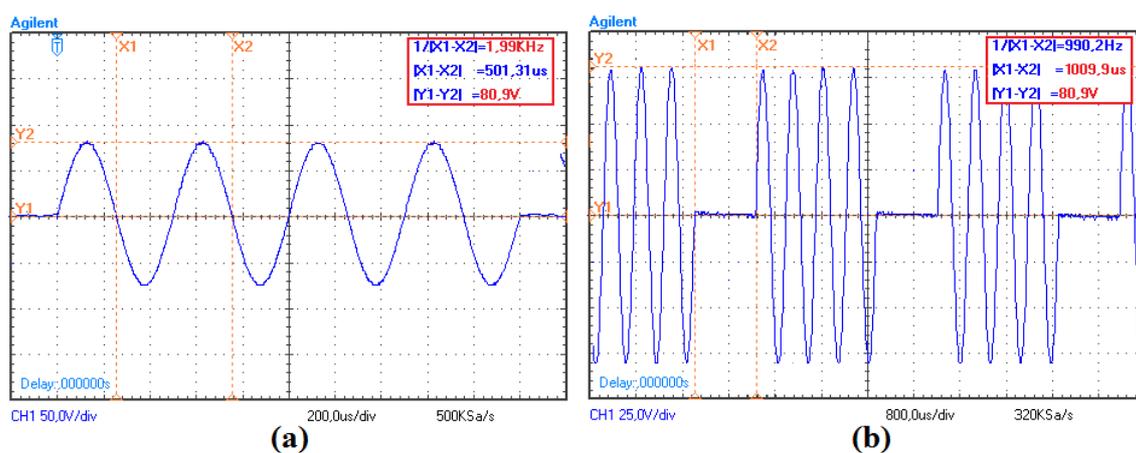


Figura 6.7 - Estímulo senoidal com amplitude máxima, frequência de 2 kHz (a) e Duração OFF igual a 1 ms (b).

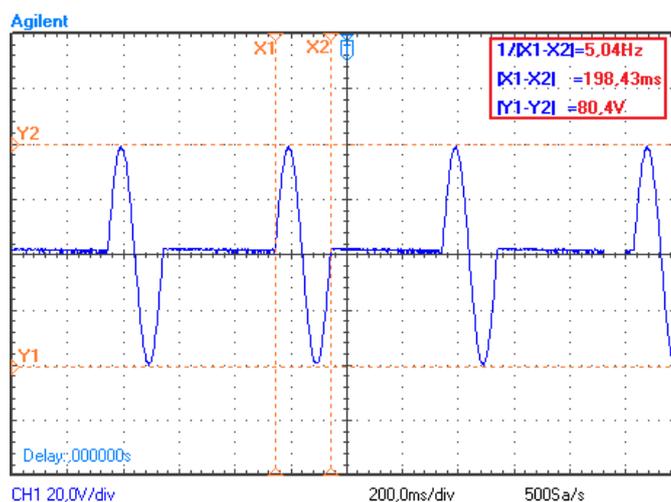


Figura 6.8 - Estímulo senoidal com frequência igual a 5 Hz, amplitude igual a 50% do valor máximo, Duração ON igual a 200 ms e Duração OFF igual a 400 ms.

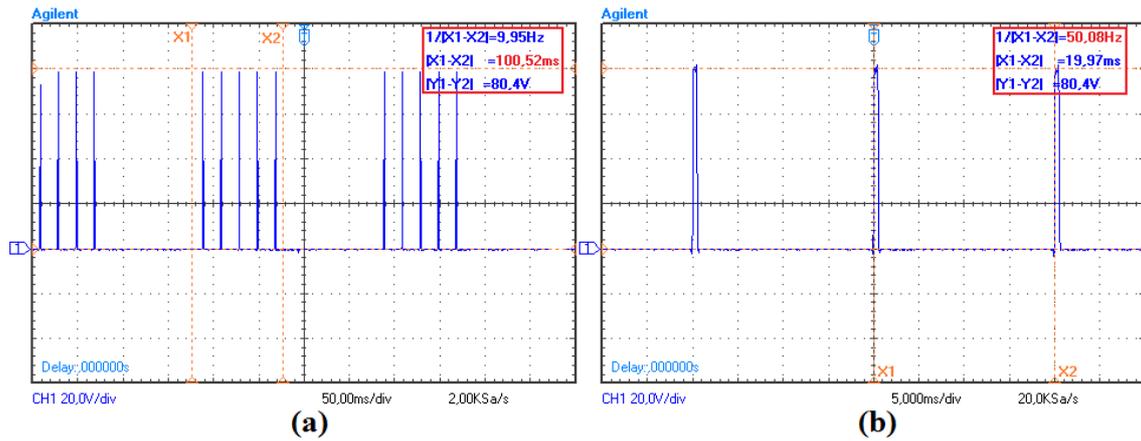


Figura 6.9 - Trem de pulso com amplitude máxima. Duração do estímulo (Duração ON) ajustada em 100 ms (a) e frequência de estimulação igual a 50 Hz (b).

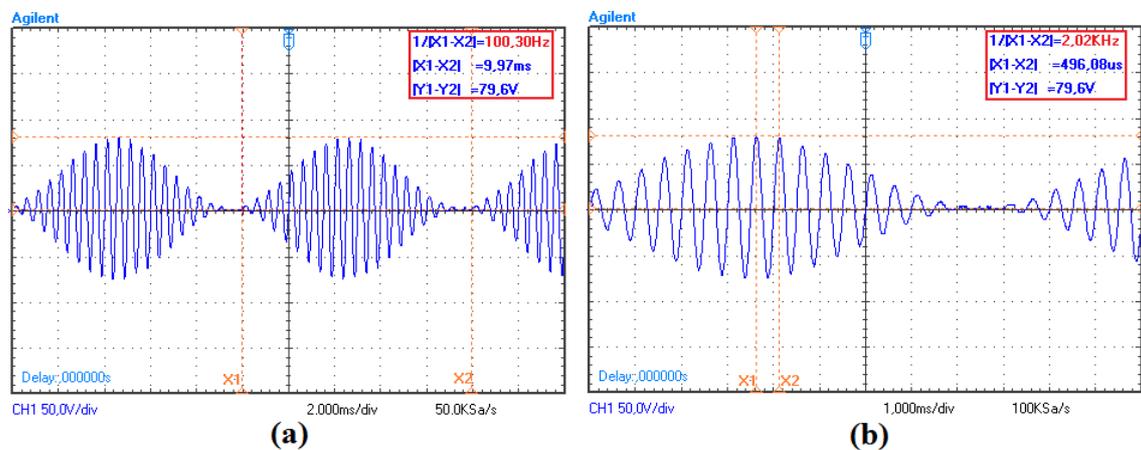


Figura 6.10 - Estímulo com forma de onda modulada em amplitude (AM). Frequência da portadora foi ajustada com o valor de 2 kHz (b) e da modulante igual a 100 Hz (a).

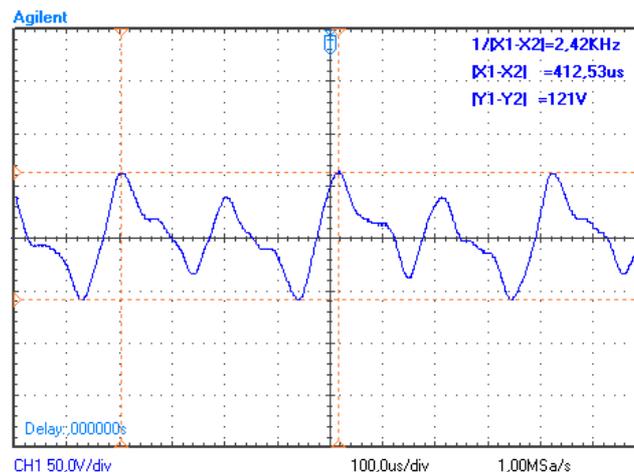


Figura 6.11 - Estímulo com forma de onda genérica gerado pela equação da figura 6.2, que equivale à soma de três senos com amplitudes e frequências diferentes.

A distorção harmônica total (THD) dos sinais com forma de onda senoidal na saída da UC e na saída da fonte de corrente, nas frequências de 5 Hz, 250 Hz, 2k Hz e 5k Hz, foi inferior a 1,5% (Tabela 1). Os sinais foram coletados pelo osciloscópio *Agilent Technologies DSO3202A* conectado ao computador. O THD foi obtido de com o apresentado em MORAIS, et al. 2007.

Tabela 1 – THD antes e depois da Fonte de Corrente para as frequências de 5 Hz, 250 Hz, 2k Hz e 5k Hz.

CÁLCULO DA DISTORÇÃO HARMÔNICA TOTAL (Valores em %)			
Frequência (Hz)	Na Saída da Unidade de Controle (THD_UC)	Na Saída da Fonte de Corrente (THD_FC)	THD_UC – THD_FC
5	0,91	1,15	0,24
250	0,37	0,61	0,24
2000	0,47	0,83	0,36
5000	0,97	1,38	0,41

Linearidade

A Figura 6.12, Figura 6.13 e Figura 6.14 mostram os gráficos traçados – para as frequências de 5 Hz, 250 Hz e 2k Hz – a partir dos valores de intensidade (em μA_{Pico}) dos estímulos gerados na saída do sistema, para cada um dos seguintes níveis ajustados via IG: 50, 100, 200, 400, 600, 800 1000 e 1023, onde 1023 corresponde ao nível ajustado quando se deseja um estímulo elétrico com intensidade máxima de corrente, $8mA_{Pico}$. Nesses gráficos é possível observar a linearidade do sistema, uma vez que os mesmos são muito semelhantes a retas. Essa característica é confirmada pelas equações obtidas através do ajuste polinomial dos pontos do gráfico, onde o coeficiente quadrático de todas as equações (para todas as frequências e cargas testadas) é desprezível:

1. Estímulo de 5 Hz com carga de 100 Ω :

$$Y = (-8,6 * 10^{-5}) * X^2 + (7,41) * X + (-19,57) \quad \text{(Eq. 6)}$$

2. Estímulo de 250 Hz com carga de 100 Ω:

$$Y = (4,6 * 10^{-5}) * X^2 + (7,54) * X + (-16,80) \quad \text{(Eq. 7)}$$

3. Estímulo de 2 kHz com carga de 100 Ω:

$$Y = (8,8 * 10^{-5}) * X^2 + (7,17) * X + (-26,61) \quad \text{(Eq. 8)}$$

4. Estímulo de 5 Hz em carga de 1 kΩ:

$$Y = (-8,95 * 10^{-5}) * X^2 + (7,39) * X + (-4,31) \quad \text{(Eq. 9)}$$

5. Estímulo de 250 Hz em carga de 1 kΩ:

$$Y = (5,87 * 10^{-5}) * X^2 + (7,50) * X + (-16,02) \quad \text{(Eq. 10)}$$

6. Estímulo de 2 kHz em carga de 1 kΩ:

$$Y = (4,31 * 10^{-4}) * X^2 + (7,47) * X + (6,17) \quad \text{(Eq. 11)}$$

7. Estímulo de 5 Hz em carga de 10 kΩ:

$$Y = (-3,08 * 10^{-4}) * X^2 + (7,55) * X + (-14,37) \quad \text{(Eq. 12)}$$

8. Estímulo de 250 Hz em carga de 10 kΩ:

$$Y = (-3,15 * 10^{-5}) * X^2 + (7,59) * X + (-0,85) \quad \text{(Eq. 13)}$$

9. Estímulo de 2 kHz em carga de 10 kΩ:

$$Y = (-9,12 * 10^{-5}) * X^2 + (7,62) * X + (-7,95) \quad \text{(Eq. 14)}$$

A Tabela 2 mostra os novos valores dos coeficientes angulares das retas obtidas com o ajuste polinomial de primeira ordem (Figura 6.12, Figura 6.13 e Figura 6.14).

Tabela 2 – Coeficientes angulares das retas obtidas com o ajuste polinomial dos dados medidos nos testes de linearidade.

	100 Ω	1 kΩ	10 kΩ
5 Hz	7,32	7,30	7,24
250 Hz	7,59	7,55	7,56
2k Hz	7,25	7,52	7,53

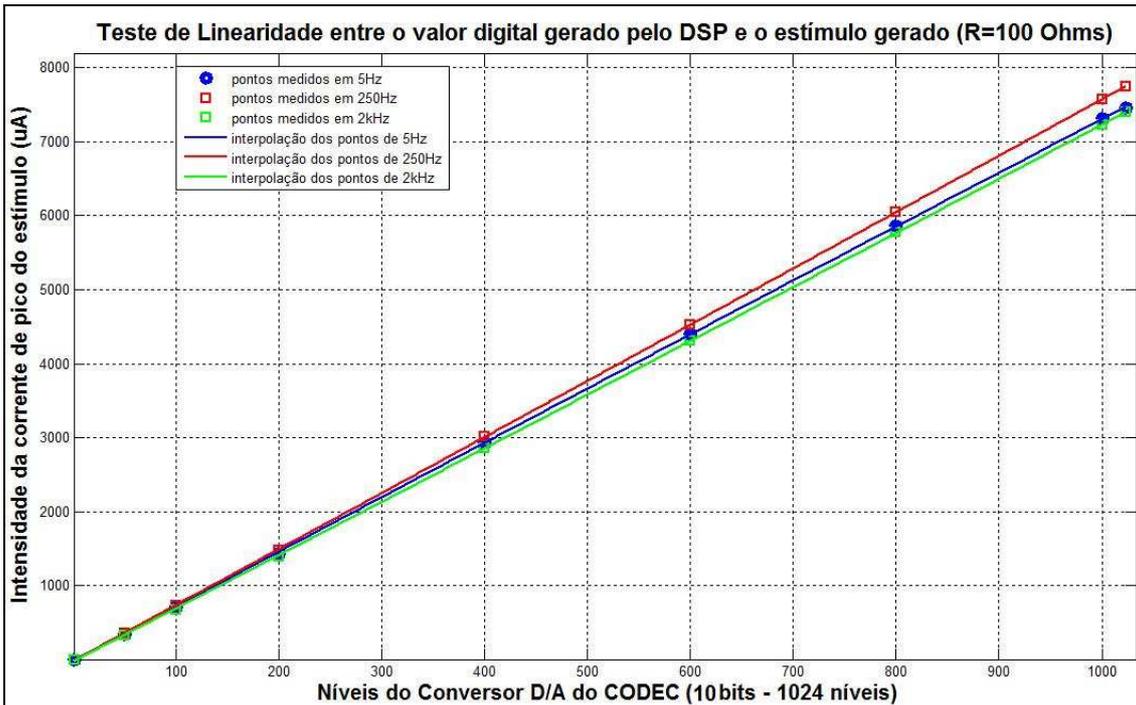


Figura 6.12 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes para avaliar a linearidade do sistema nas frequências 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz, em uma carga resistiva igual a 100 Ω.

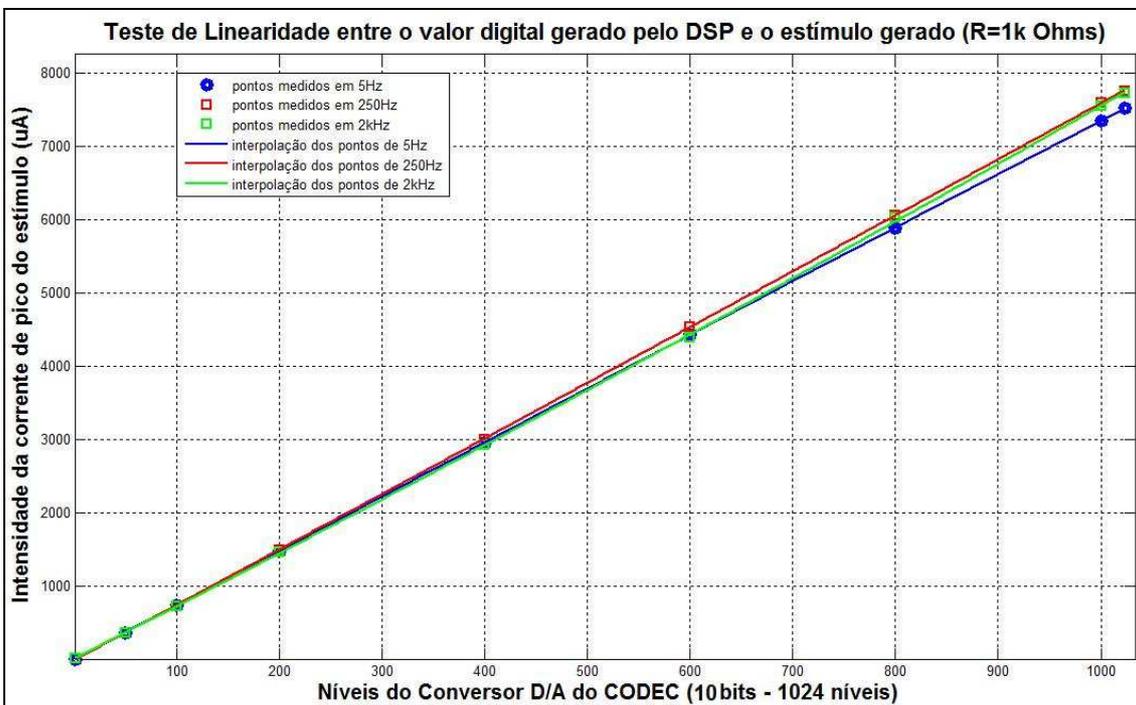


Figura 6.13 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes para avaliar a linearidade do sistema nas frequências 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz, em uma carga resistiva igual a 1 kΩ.

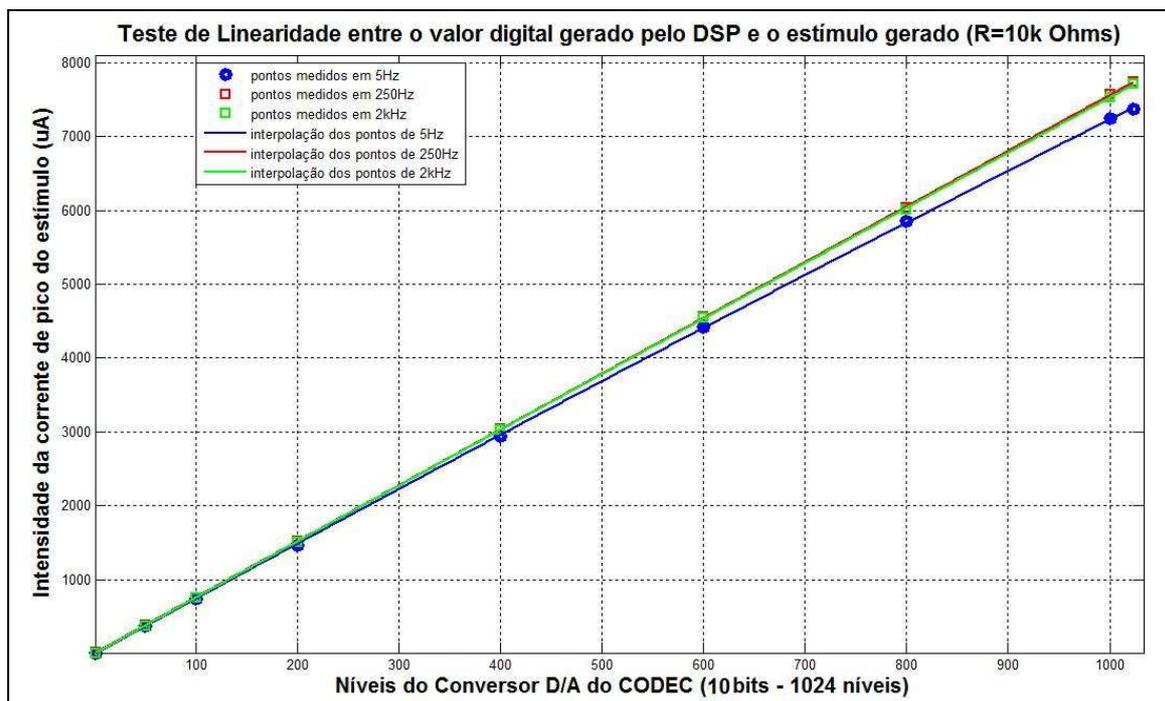


Figura 6.14 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes para avaliar a linearidade do sistema nas frequências 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz, em uma carga resistiva igual a 10 k Ω .

Já a eficiência da fonte de corrente em gerar estímulos que não variam com a carga pode ser observada pela proximidade entre os valores da inclinação das retas obtidas nos testes de linearidade (ver as equações [6 – 14]), onde foram gerados estímulos para as cargas de 100 Ω , 1 k Ω e 10 k Ω , e as frequências de 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz. É possível confirmar essa premissa - pela sobreposição das retas da corrente com diferentes cargas - para as frequências de 5 Hz (Figura 6.15) e 250 Hz (Figura 6.16). Por outro lado, para a frequência de 2 kHz há um desvio da reta para a carga de 100 Ω (Figura 6.17), em relação as outras cargas, de no máximo 0,2 mA. Os coeficientes angulares dessas retas são mostrados na Tabela 2.

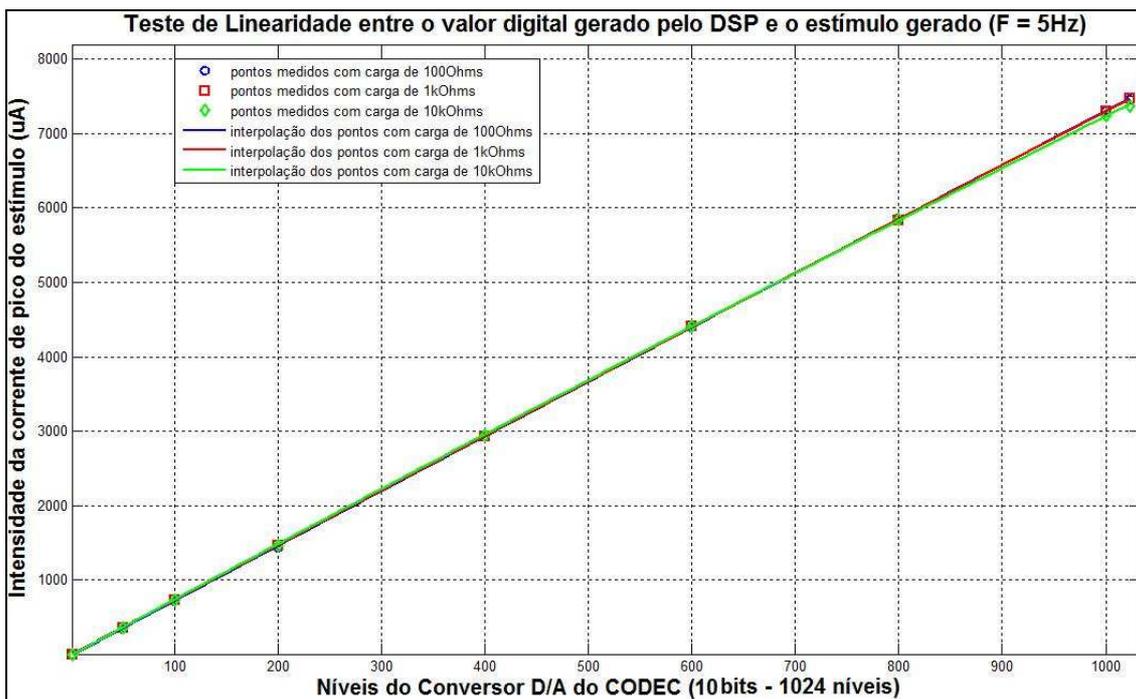


Figura 6.15 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes de avaliação da linearidade do sistema na frequência de 5 Hz, variando-se a carga na saída.

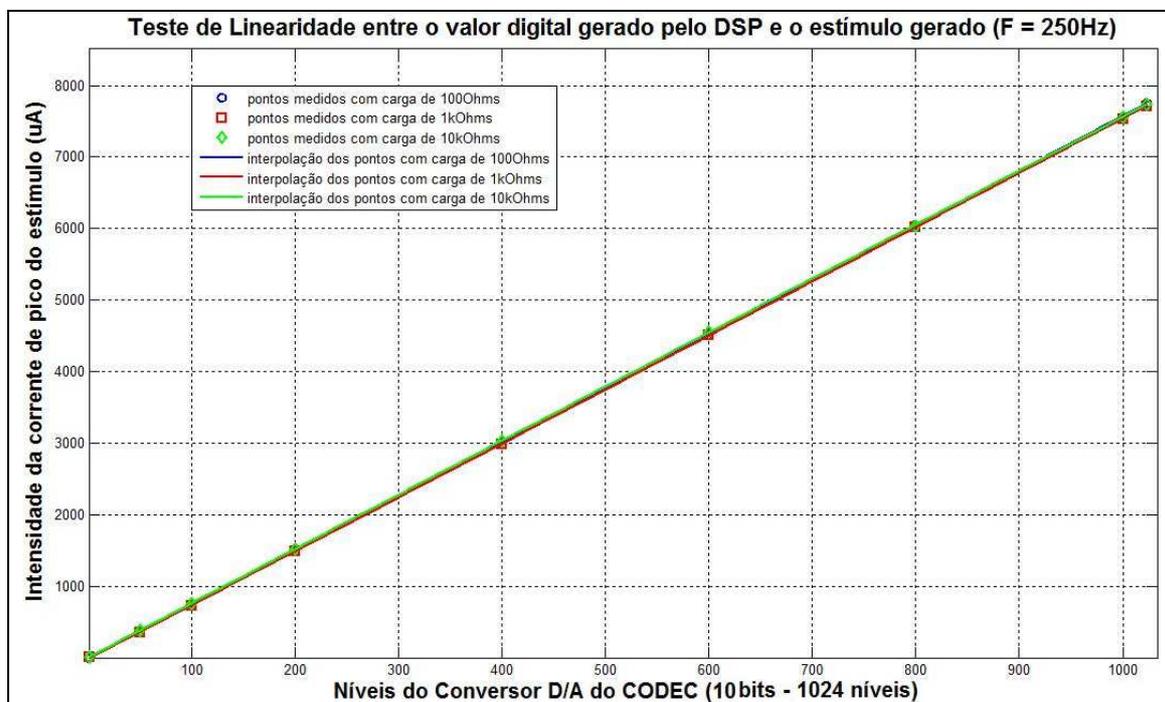


Figura 6.16 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes de avaliação da linearidade do sistema na frequência de 250 Hz, variando-se a carga na saída.

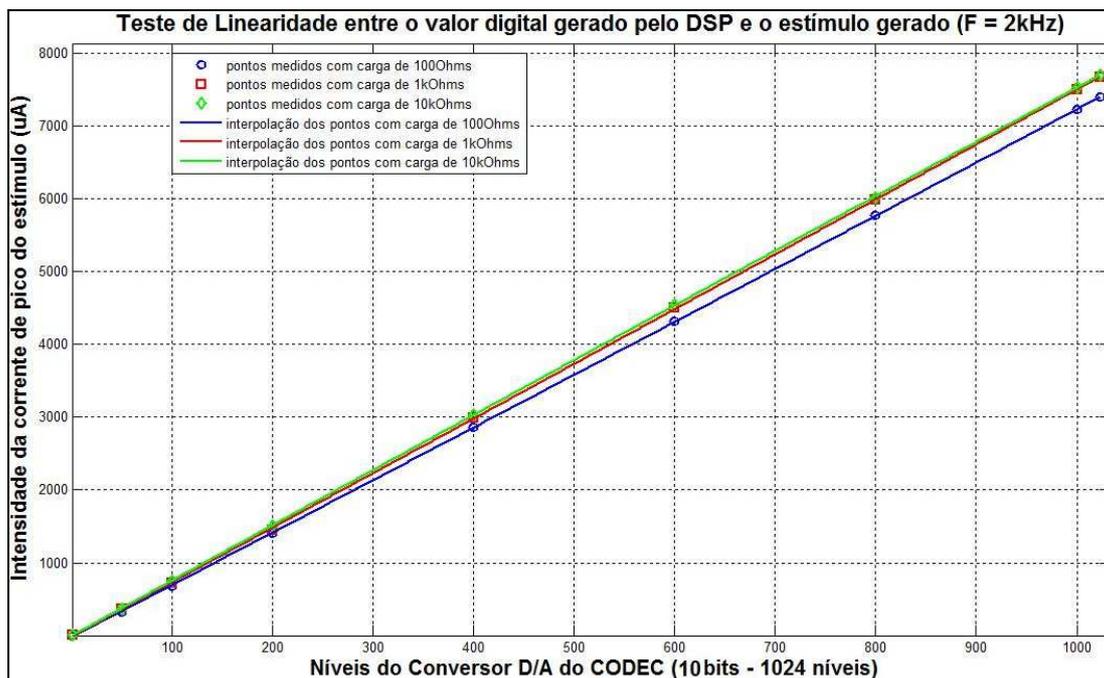


Figura 6.17 - Retas obtidas pela interpolação dos pontos (utilizando a função polyfit do Matlab) coletados nos testes de linearidade do sistema na frequência de 2k Hz, variando-se a carga na saída.

Resposta em Frequência

A resposta em frequência do NEROSTIM v.1.3 para as cargas de 100 Ω , 1k Ω e 10k Ω encontra-se dentro das especificações desejadas (entre 2 Hz e 2k Hz). Para todas as cargas, a frequência de corte superior foi maior que 5k Hz e a frequência de corte inferior foi menor que 2 Hz. A similaridade entre as respostas em frequência para as cargas supracitadas pode ser vista na Figura 6.18.

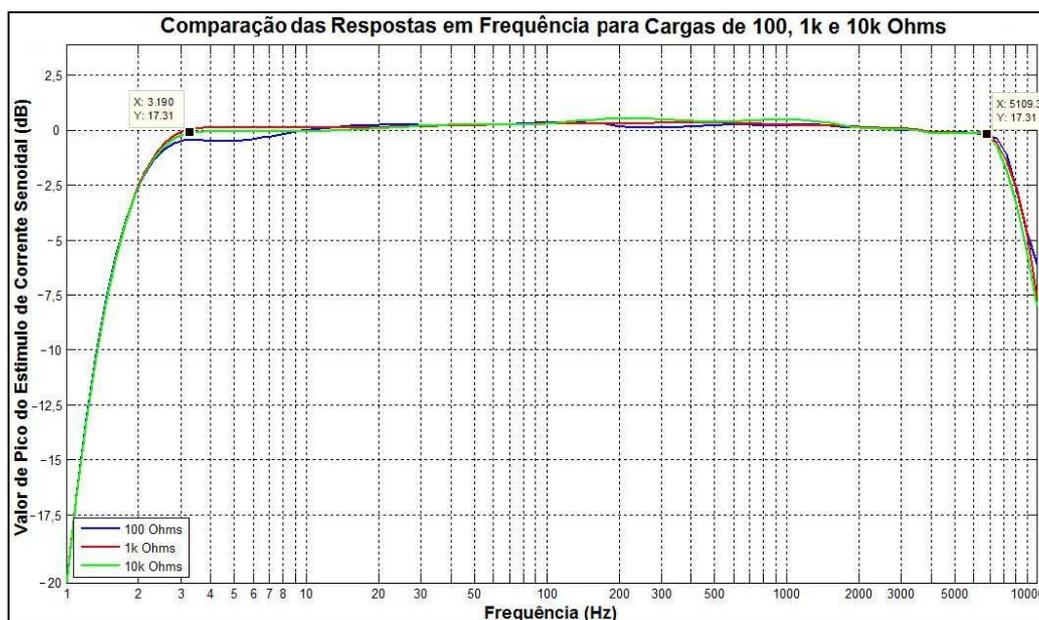


Figura 6.18 - Resposta em frequência do sistema para cargas igual a 100 Ω , 1k Ω e 10k Ω .

6.2.2 Testes de CPT com Integrantes do NEPEB

O NEUROSTIM foi utilizado para medir o limiar de percepção a corrente elétrica senoidal (CPT), em 5 Hz e 2000 Hz, de 12 integrantes do NEPEB (N = 12), sendo 10 do sexo masculino. A partir dos valores medidos, foram calculadas tanto a média aritmética (*Média*) quanto o desvio padrão (DP). Os resultados foram comparados na Tabela 3 tanto com os valores encontrados em GALVÃO et al., 2005, quanto com os dados normativos do NEUROMETER CPT/C obtidos no site do fabricante (NEUROTRON Inc., 2004).

Os testes realizados tanto com o NEUROSTIM, quanto em GALVÃO et al., 2005, utilizaram a mesma metodologia, em que foram comparados apenas os limiares de sensibilidade obtidos durante a estimulação do dedo indicador da mão esquerda dos participantes. Em GALVÃO et al., 2005, foi utilizado o NEUROMETER para realizar o teste de CPT em 101 voluntários (N=101), sendo 33 do sexo masculino. Já os dados normativos do NEUROMETER, foram realizados nos dedos da mão de 334 voluntários, sem discriminação de lateralidade e do tipo de dedo utilizado. Detalhes sobre a metodologia utilizada para a obtenção dos dados normativos do Neurometer podem ser encontrados em NEUROTRON Inc., 2004.

Tabela 3 – Comparação com a literatura do teste de limiar de percepção a corrente elétrica senoidal realizada com o NEUROSTIM com integrantes do NEPEB, onde N representa o número de voluntários que participaram dos testes, *Média* representa a média aritmética e *DP* o desvio padrão.

TESTE DO LIMIAR DE SENSIBILIDADE (Valores em μA)						
	GALVÃO et al., 2005 N = 101		NEUROTRON Inc., 2004 N = 334		NEUROSTIM N = 12	
	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>
5 Hz	630	320	460	270	460	142
2 kHz	2230	610	2260	800	1690	300

Capítulo 7 - Discussões

A principal característica apresentada pelo protótipo desenvolvido neste trabalho (NEUROSTIM), se comparado ao equipamento similar disponível no mercado, o NEUROMETER da NEUROTRON Inc. (NEUROTRON Inc., 2002), é a sua versatilidade. Isso pode ser verificado pela diversidade de formas de ondas e protocolos de estimulação que o NEUROSTIM é capaz de realizar, em contraponto ao NEUROMETER, que somente gera estímulos senoidais em três frequências diferentes (5 Hz, 250 Hz e 2 kHz).

A possibilidade de variar as frequências entre 2 Hz e 5k Hz com passos de 1 Hz, permitirá a avaliação das diferenças inter-indivíduo, sendo possível considerar que os valores das frequências de estimulação, que excitam diferentes grupos de fibras, podem variar de um indivíduo para o outro. Além disso, o sistema tornará possível o estudo de novos paradigmas de estimulação, em que se estudará como as formas de onda dos estímulos influenciam no potencial evocado somato-sensitivo.

Outra vantagem do NEROSTIM é o controle de fase, que permite a implementação de protocolos de estimulação em que os estímulos são executados alternando-se as fases em 0^0 e 180^0 de um estímulo para outro. Isso facilitará a remoção de artefato devido ao estímulo na etapa de processamento de sinais, para a obtenção do potencial evocado somato-sensitivo.

A utilização da interface gráfica foi avaliada como de fácil manuseio. Essa constatação foi feita através da consulta a 15 integrantes do NEPEB (que não tiveram envolvimento com o projeto do NEUROSTIM) quando utilizaram o software pela primeira vez. Todos relataram a facilidade em identificar os recursos disponíveis na interface, bem como sua fácil utilização. No entanto, é necessário realizar testes na clínica, onde será possível avaliar as facilidades e (ou) dificuldades de utilização do ponto de vista dos profissionais da área de saúde. Ainda é necessário o desenvolvimento de um banco de dados associado à IG, onde será possível armazenar informações do paciente bem como

dados relativos ao processo de estimulação, como, por exemplo, forma de onda utilizada, duração do exame e protocolo de estimulação executado.

Os testes realizados para obtenção do valor da distorção harmônica total (THD) na fonte de corrente (FC) mostraram valores inferiores a 1,5% (Tabela 1). Assim, espera-se que a sua influência nos resultados da aplicação da estimulação seja mínima. Os resultados também indicam que a maior parte da distorção é proveniente do conversor D/A da Unidade de Controle (UC), como mostra a diferença entre o THD da saída e entrada da FC (valores inferiores a 0,5%).

Os resultados para carga fixa e frequências variando em 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz (Figura 6.12, Figura 6.13 e Figura 6.14, respectivamente), indicaram um desvio negativo da inclinação das retas obtidas para 5 Hz. Este fato pode ser confirmado pelos valores dos coeficientes angulares das retas obtidos no ajuste polinomial de primeira ordem (Tabela 2), onde todos os valores para 5 Hz foram menores comparados aos de 250 Hz e 2 kHz, sendo a exceção, o estímulo em 2 kHz com carga de 100 Ω . É possível explicar esse resultado pela presença do filtro passa-faixa no canal de saída da unidade de controle, que possui frequência de corte inferior, igual a 2 Hz. Esse problema pode ser solucionado com um ajuste via software ou quando o desenvolvimento de uma nova UC, que possuirá um filtro passa-faixa no canal de saída com frequência de corte superior igual a 20 kHz e inferior igual a 0,1 Hz, for concluído.

Nos resultados obtidos quando se manteve as frequências fixas com cargas de 100 Ω , 1 k Ω e 10 k Ω (Figura 6.15, Figura 6.16 e Figura 6.17, respectivamente), foi possível verificar uma superposição entre as retas traçadas para 5 Hz e 250 Hz, no entanto, essa verificação não foi verdadeira para 2 kHz em que o coeficiente angular da reta obtida com carga de 100 Ω foi inferior aos demais (Tabela 2). Esse comportamento indica a necessidade de realizar um estudo da impedância de saída do circuito seguido da análise do efeito de carga do sistema. Entretanto, este resultado não compromete a funcionalidade do sistema para determinação do limiar de percepção ao estímulo de corrente, pois a impedância da pele é superior a 1 k Ω (BURTON et al., 1974).

Outra característica importante apresentada pela fonte de corrente do NEUROSTIM foi sua linearidade, pois apesar de alguns resultados apresentarem retas com inclinações diferentes, todas possuem coeficientes quadráticos desprezíveis. Desta forma é possível contornar essas diferenças por meio de um processo de calibração e ajuste do sistema.

Os resultados de resposta em frequência do protótipo mostram que o sistema está pronto para ser utilizado em aplicações que exijam frequências entre 2 Hz e 5 kHz e intensidades de até 8 mA de corrente de pico.

O DSP da UC se mostrou eficiente e versátil, possibilitando o desenvolvimento de outros projetos do NEPEB, como, por exemplo, o estimulador auditivo para a detecção do potencial evocado em regime permanente (MARTINS et al., 2007) que utiliza a mesma UC do NEUROSTIM e vários de seus recursos de software (IG) e firmware.

Por motivos de segurança, o sistema está funcionando alimentado por baterias. No entanto, estão sendo implementados circuitos para isolamento do paciente e de proteção de curto-circuito do equipamento, além de circuitos de isolamento das portas de comunicação com o computador por meio de opto-acopladores. Também estão previstas medições de corrente de fuga e interferências eletromagnéticas.

Comparando os dados obtidos através da avaliação do limiar de sensibilidade utilizando o NEUROSTIM, com resultados da literatura (GALVÃO et al., 2005) e com os dados normativos da base de dados do NEUROMETER (NEUROTRON Inc., 2004), observa-se que o protótipo proposto neste trabalho, mesmo antes da aplicação de um processo de calibração e ajuste, apresenta resultados coerentes e concisos. No entanto, esses resultados não podem ser avaliados de forma conclusiva, pois o número de participantes envolvidos na avaliação foi muito pequeno ($N = 12$), além de grande parte dos indivíduos serem do sexo masculino com idades inferiores a 23 anos. Desta forma, é necessário a aplicação do teste de limiar em um número maior de participantes, em ambos os sexos e em faixas etárias variadas.

Capítulo 8 - Conclusão

O sistema para o estudo do limiar de percepção de corrente elétrica com forma de onda arbitrária, o NEUROSTIM, proposto pelo Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da Escola de Engenharia da UFMG mostrou-se capaz de realizar exames do limiar de percepção a corrente senoidal (CPT), bem como gerar estímulos com formas de ondas arbitrárias em protocolos diferentes dos utilizados atualmente pelo único equipamento similar existente no mercado, o NEUROMETER da NEUROTRON. O sistema mostrou-se superior em diversos aspectos, como, por exemplo, versatilidade, capacidade de controle de fase do estímulo aplicado, possibilidade de gerar sinal de sincronismo (*trigger*) – que possibilitará sua utilização em conjunto com outros equipamentos – tornando possível sua aplicação em outras áreas da neuroestimulação, como por exemplo, em estudos do potencial evocado somato-sensitivo (NOSS et al., 1996; BRAGA et al., 2008). Outra grande vantagem do NEUROSTIM, é a portabilidade, pois, enquanto o NEUROMETER apresenta um peso igual a 6,45 Kg, o NEUROSTIM não passa de 1,5 Kg, isso facilita sua aplicação em ambientes diversos e não apenas dentro da clínica.

O fato da interface homem-máquina (IHM) do NEUROSTIM ter sido implementada via software, torna possível a utilização de recursos gráficos que disponibilizariam todos os parâmetros envolvidos no exame, por meio de animações gráficas, na tela do computador. Esse recurso poderia facilitar o acompanhamento do médico ao processo de estimulação o que simplificaria a utilização do sistema. Além disso, seria tarefa simples desenvolver ou adequar a interface gráfica existente à uma aplicação científica específica, onde seriam disponibilizados somente os recursos requeridos por um ou outro estudo.

É desejável a realização de um processo de calibração com base em conceitos de metrologia seguido de alguns ajustes de software de simples implementação. Isso tornará o sistema ainda mais confiável. Neste sentido, também será necessário a

realização de testes de CPT em um número maior de voluntários em faixas etárias variadas e em diferentes regiões da pele.

Desta forma, são propostos como trabalhos futuros tanto a calibração e o ajuste do sistema, bem como sua aplicação em trabalhos clínicos de pesquisa junto a algumas instituições de saúde, sempre considerando as normas de segurança para equipamentos eletromédicos-hospitalares (NBR IEC 601-1, 1997). Também, propõe-se o desenvolvimento de um novo projeto da fonte de corrente com intensidade de estímulo até 40 mA para cargas de 10 k Ω e baixa impedância de saída. A primeira característica permitirá aplicações do NEUROSTIM em potencial evocado somato-sensitivo transiente e em regime permanente. A baixa impedância de saída do NEUROSTIM permitirá sua aplicação em cargas com impedância inferior à da pele, como, por exemplo, em estimulação de nervo isolado. Além disso, propõe-se o desenvolvimento de uma unidade de controle (UC) customizada para o NEUROSTIM, onde os problemas encontrados com o hardware utilizado na atual UC (o *kit* de desenvolvimento do ADSP-BF533) serão contornados, além de direcionar sua aplicação e, conseqüentemente, reduzir o seu custo.

Por fim, é esperado que as características diferenciais trazidas pelo NEUROSTIM contribuam para o desenvolvimento de novos métodos de neuroestimulação aplicados à área de estimulação elétrica somato-sensitiva, auxiliando no diagnóstico de neuropatias, e conseqüentemente trazendo melhoria na saúde das pessoas, bem como na sua qualidade de vida.

Bibliografia

- AAEM - American Association of Eletrodiagnostic Medicine (1999).** Technology Review: The Neurometer current perception threshold (CPT) // Muscle Nerve. - 1999. - Vol. 22.
- ANALOG DEVICE, Inc.** [Online] = CMOS Drake Depends on Blackfin® for Heart Defibrillator // Site da Analog Device. - 20 de maio de 2008. - http://www.analog.com/en/embedded-processing-dsp/blackfin/content/cmos_drake_depends_on_blackfin/fca.html.
- ANALOG DEVICE, Inc. (2005-a).** ADSP-BF533 Blackfin Processor Hardware Reference [Livro]. - Norwood : Analog Device, 2005(a). ISBN - 82-002005-01.
- ANALOG DEVICE, Inc. (2005-b).** ADSP-BF533 EZ-KIT Lite® Evaluation System Manual. - Norwood : Analog Device, Janeiro de 2005(b). - Vol. Revisão 2.0.
- BARON G.C. e Irving G.A. (2002).** Effects of tourniquet ischemia on current perception thresholds in healthy volunteers [Artigo] // Pain Practice. - 2002. - 2 : Vol. 2. - pp. 129-133.
- BEAR MARK F., CONNORS BARRY W. e PARADISO MICHAEL A. (2002).** NEUROCIÊNCIA - Desvendando o Sistema Nervoso [Livro]. - São Paulo : ARTMED, 2002. ISBN - 0-683-30596-4.
- BRAGA Eduardo Q. e TIERRA-CRIOLLO Carlos J. (2008).** SOBI with robust orthogonalization to remove the artefact stimulus in evoked potential: 5Hz Current sinusoidal Stimulus [Artigo] // First International Conference on Bio-inspired System and Signal Processing BIOSIGNALS2008. - Furchal : [s.n.], 2008. - Vol. 1. - pp. 273-276.
- BRODAL A. (1984).** Anatomia Neurológica com Correlações Clínicas [Livro]. - São Paulo : São Paulo, Roca, 1984.
- BURTON C. E. [et al.]. (1974).** The application of Body analysis to skin impedance [Book Section] // Psychophysiology. - 1974.
- CAISSIE R. [et al.]. (2007).** Quantitative Method to Evaluate the Functionality of the Trigeminal Nerve [Artigo] // Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. - 2007. - 11 : Vol. 65. - pp. 2254-2259.

- CHONG P. S. e Cros D. P. (2004).** Quantitative sensory testing equipment and reproducibility studies [Artigo]// American Association of Electrodiagnostic Medicine.. - 2004. - 29. - pp. 734-747.
- CISNEROS LIGIA L. e SALGADO A. H. IVANENKO (2006).** Guia de Eletroterapia: Princípios Biofísicos, Conceitos e Aplicações Clínicas [Livro]. - Belo Horizonte : COOPMED Editora Médica, 2006. ISBN - 8585002867.
- COSTA Eduardo Tavares (2005).** ELETRODOS PARA MEDIÇÃO DE BIOPOTENCIAIS [Relatório]. - Campinas : UNICAMP, 2005.
- De-LAET K., De Wachter S. e Wyndaele J. (2005).** Current perception thresholds in the lower urinary tract: Sine- and square-wave currents studied in young healthy volunteers [Artigo] // Neurourology and Urodynamics. - 2005. - 24. - pp. 261-266.
- DENT M. T. e RYDER R. E. (1992).** Testing for diabetic neuropathy: part 1, somatic nerve function [Artigo] // Pract Diabetes. - 1992. - 9. - pp. 24-25.
- DUMITRU Daniel, Amato Anthony A. e Zwarts Machiel (2001).** Electrodiagnostic Medicine [Livro]. - [s.l.] : Hanley & Belfus, 2001. - 2nd. ISBN - 1560534338.
- DUUS P. (1997).** Diagnóstico Topográfico em Neurologia [Livro]. - [s.l.] : Cultura Médica, 1997.
- EDMINISTER, Joseph (1965).** *Electric Circuits*. s.l. : McGraw-Hill, 1965. p. p. 3. ISBN 07084397X.
- FITZGERALD M. P., Koch D. e Senka J. (2005).** Visceral and cutaneous sensory testing in patients with painful bladder syndrome [Artigo] // Neurourol Urodyn. - 2005. - 7 : Vol. 24. - pp. 627-632.
- FRANZBLAU A. [et al.] (1994).** Evaluation of current perception threshold testing as a screening procedure for carpal tunnel syndrome among industrial workers [Artigo] // J Occup Med. - 1994. - 36. - pp. 1015-1021.
- GALVÃO M. L. [et al.] (2005).** Determinação do limiar de percepção de corrente elétrica em uma amostra de voluntários normais [Artigo] // Neuropsiquiatria. - 2005. - 63 : Vols. 2-A. - pp. 289-293.
- GARDNER E. P. and MARTIN J. H. (2000).** Coding of Sensory Information [Book Section]// Principles of Neural Scences / book auth. KANDAL E. R., SCHWARTZ J. H. and JESSEL T. M.. - [s.l.] : McGraw-Hill, 2000. - 4th.

- GEDDES L. A. (1972).** The Electrode-Electrolyte Interface [Artigo]. - [s.l.] : John Wiley & Sons, Inc., 1972. - Electrodes and the measurement of bioelectric events. - pp. 3-43.
- GEDDES L. A. (1994).** The first stimulators [Artigo] // IEEE Engineering in Medicine and Biology. - 1994. - 13. - Vol. 4. - pp. 532-542.
- GRIMNES S. e Martinsen O. G. (2000).** Bioimpedance and Bioelectricity Basics [Livro]. - California : Academic, 2000. ISBN - 0123032601.
- HONJO H. [et al.] (2003).** Selection of Candidate for Acupuncture-treatment of Urinary Incontinence Determined by Neurometer to Measure Current Perception Threshold in the Bladder [Artigo]. - [s.l.] : International Continence Society, 2003. - 460.
- KANDEL E. R., SCHUWARTS J. H. e JESSEL T. M. (2000).** Princípios da Neurociência [Livro]. - São Paulo : Manole, 2000.
- KANG E. K. [et al.] (2008).** Comparison between nerve conduction studies and current perception threshold test in carpal tunnel syndrome [Artigo] // Clinical Neurophysiology. - 2008. - 38. - pp. 127-131.
- KATIMS J. J. (1997).** Neuroselective current perception threshold quantitative sensory test [Artigo] // Muscle Nerve. - 1997. - Vol. 20.
- KATIMS J. J. [et al.] (1987).** Constant current sine wave transcutaneous nerve stimulation for evaluation of peripheral neuropathy [Artigo] // Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. - 1987. - 4 : Vol. 68. - pp. 210-213.
- KATIMS J. J. [et al.] (1986-a).** New screening device for assessment of peripheral neuropathy [Artigo] // Journal of Occupational Medicine. - 1986-a. - 12 : Vol. 28. - pp. 1219-1221.
- KATIMS J. J., LONG D. M. e LKY Ng. (1986-b).** Transcutaneous nerve stimulation. Frequency and waveform specificity in humans [Artigo] // Appl Neurophysiol. - 1986-b. - 49. - pp. 86-91.
- KUO Sen-Maw e Gan Woon-Seng (2005).** Digital Signal Processors: Architectures, Implementations, and Applications [Livro]. - [s.l.] : Pearson Prentice Hall, 2005. – ISBN - 0130352144.
- LANDER L., LOU W. e HOUSE R. (2007).** Nerve conduction studies and current perception thresholds in workers assessed for hand–arm vibration syndrome

[Artigo] // Society Occupational Medicine. - [s.l.] : Oxford University, 11 de April de 2007. - pp. 284-289.

- LIU L. L. [et al.] (1996).** The Effects of Electrical Stimulation at Different Frequencies on Perception and Pain in Human Volunteers: Epidural Versus Intravenous Administration of Fentanyl [Artigo] // Anesth Analg. - 1996. - 82. - pp. 98-102.
- LIU S., KOPACZ D. J. e CARPENTER R. L. (1995).** Quantitative Assessment of differential sensory nerve block after lidocaine spinal anesthesia [Artigo] // Anesthesiology. - 1995. - 82. - pp. 60-63.
- LOW John e Reed Ann (2000).** Electrotherapy explained: principles and practice [Livro]. - [s.l.] : Elsevier Health Sciences, 2000. - 3rd. ISBN - 0750641495.
- LOWENSTEIN L. [et al.] (2004).** Vulvar vestibulitis severity—assessment by sensory and pain testing modalities [Artigo] // Pain. - 2004. - 107. - pp. 47-53.
- LOWENSTEIN L., JESSE K. e KENTON K. (2008).** Comparison of perception threshold testing and thermal-vibratory testing [Artigo] // Muscle & Nerve. - April de 2008. - 37. - pp. 514-517.
- LUGINUHL M. [et al.] (2001).** Comparison of five experimental pain tests to measure analgesic effects of alfentanil [Artigo] // Anesthesiology. - 2001. - 95. - pp. 22-29.
- MANNHEIMER JEFFREY S. e LAMPE GERALD N. (1984).** Clinical Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation [Livro]. - Philadelphia : F.A. Davis Company, 1984. ISBN - 0-8036-5832-X.
- MARTINS H. R. [et al.] (2007).** Stimulator with arbitrary waveform for auditory evoked potentials [Artigo] // Journal of Physics: Conference Series. - 2007. - 90.
- MASSON E. A. [et al.] (1989).** Current Perception Threshold: a new, quick, and reproducible method for the assessment of peripheral neuropathy in diabetes mellitus [Artigo] // Diabetologia. - 1989. - 10 : Vol. 32. - pp. 724-728.
- MATSUTOMO R., TAKEBAYASHI K. e ASO Y. (2005).** Assessment of Peripheral Neuropathy Using Measurement of the Current Perception Threshold with the Neurometer® in Patients with Type 2 Diabetes Mellitus [Artigo] // The Journal of International Medical Research. - 2005. - 33. - pp. 442-453.
- MILLER A. L., SMITH D. W. e PFINGST B. E. (1999).** Across-species comparisons of psychophysical detection thresholds for electrical stimulation of the cochlea: I.

Sinusoidal stimuli [Artigo] // Hearing Research. - [s.l.] : Elsevier Science, 30 de March de 1999. - 134. - pp. 89-104.

MORAIS, L. M. F., P. F. DONOSO-GARCIA, S. I. SELEME, and P. C. CORTIZO (2007). "Acoustic Resonance Avoidance in High Pressure Sodium Lamps Via Harmonic Injection in a PWM Inverter-Based Electronic Ballast." *IEEE Trans. Power Electronics*, 2007: 912-918.

NEUROTRON Inc. (2005-a). [Online] // Site da Neurotron Incorporated. - 2005(a). - 20 de junho de 2008. - <http://www.neurotron.com>.

NEUROTRON Inc. (2005-b). Lista de trabalhos que utilizaram a avaliação de CPT com Neurometer [Online]. - 2005(b). - 09 de 06 de 2008. - <http://www.neurotron.com/site/abstracts/index.html>.

NEUROTRON Inc. (2002). Neurometer CPT/C - Operation Manual. - 16 de 5 de 2002. - pp. 2.1-2.2.

NEUROTRON Inc. (1999). Neurometer CPT/C - Service Manual. - Baltimore : [s.n.], 1999. - p. 20. - Entire contents Copyright 1994-1998. All rights reserved, worldwide. Neurotron, Inc. USA.

NEUROTRON Inc. (2004). Neurometer® CPT - Neuval® Database II - Normative Data [Online] = Neuval® Database II - Normative Data // Site da Neurotron Incorporated. - 2004. - 15 de junho de 2008. - http://www.neurotron.com/documents/Neurometer_NormativeData.pdf.

NEUROTRON Inc. (2008). www.neurotron.com [website]. - neurotron. - 08 de junho de 2008. – Acesso on line.

NOSS R. S., Boles C. D. e Yingling C.D. (1996). Steady state analysis of somatosensory evoked potentials [Artigo] // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. - 1996. - 5 : Vol. 100. - pp. 453-461.

OH Shin J. (2002). *Clinical Electromyography: Nerve Conduction Studies* [Livro]. - [s.l.] : Lippincott Williams & Wilkins, 2002. ISBN - 0781736811.

PECK, Edson Ruther (1953). *Electricity and Magnetism*. [Livro]. - [s.l.] : McGraw-Hill, 1953. p. 476 páginas.

PIMENTEL J. MANZANO. [et al.] (2006). Perceptions and Electric Senoidal Current Stimulation [Artigo]. - São Paulo : [s.n.], 2006. - 1 : Vol. 64. - pp. 10-13.

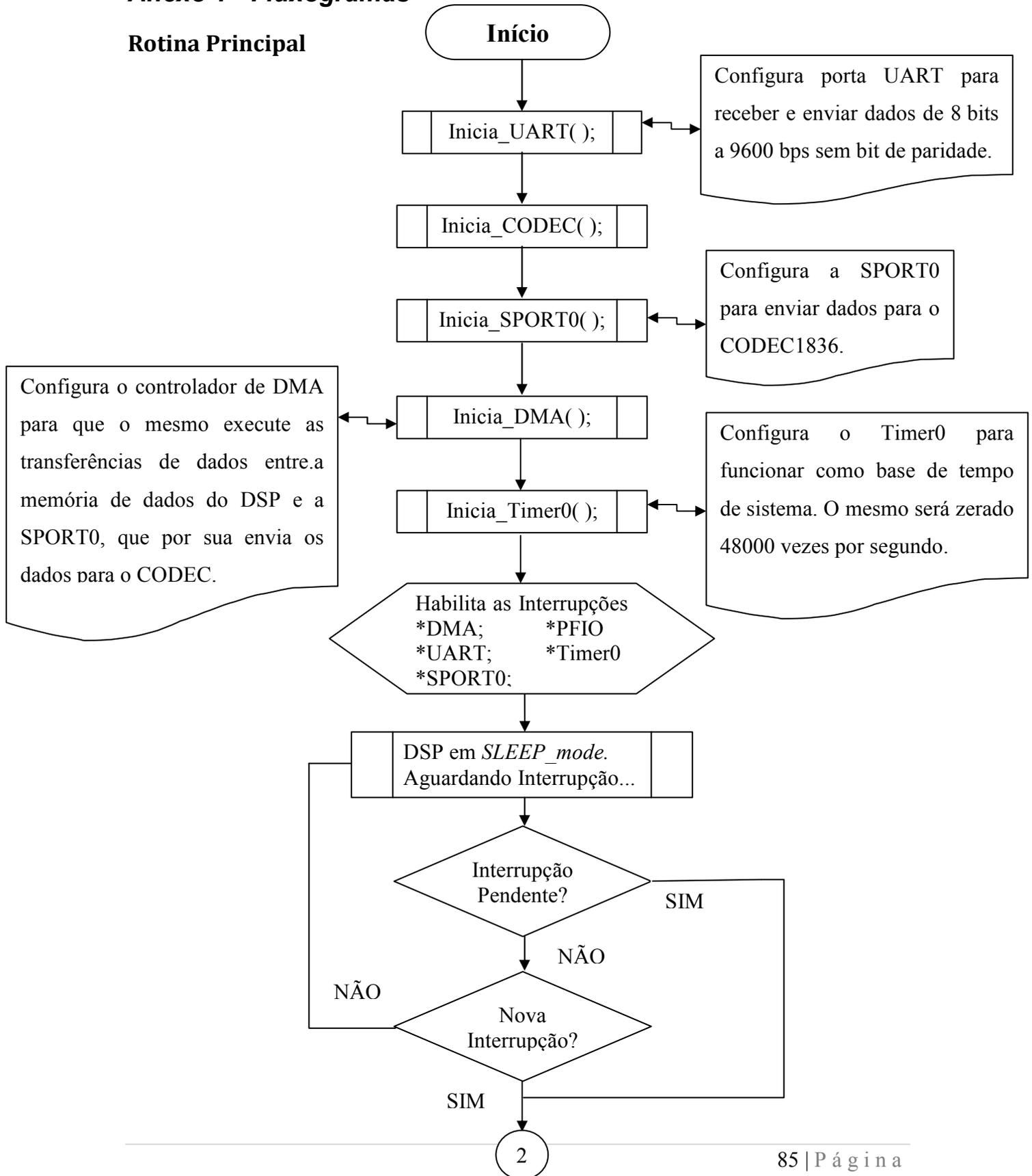
- RAMON e CAJAL S. (1995).** Histology of the Nervous System of Man and Vertebrates [Livro] / trad. Swanson N e Swanson LW. - New York : Oxford University Press, 1995. - 2.
- REILLY J. PATRICK [et al.] (1992).** Electrical Stimulation and Electropathology [Livro]. - New York : Cambridge University Press, 1992. ISBN - 0-521-41791-0.
- RENDELL M.S. [et al.] (1989).** A comparasion of nerve conduction velocities and current perception thresholds as correlates of clinical severity of diabetic sensory neuropathy. [Artigo] // J Neurol Neurosurg Psychiatry. - 1989. - 52. - pp. 502-511.
- RO L. S. [et al.] (1999).** Current perception threshold testing en Fabry's disease [Artigo] // Muscle & Nerve. - 1999. - 11 : Vol. 22. - pp. 1531-1537.
- ROBINSON Andrew j. e SNYDER-MACKLER Lynn (2007).** Clinical Electrophysiology - Electrotherapy and Electrophysiologic Testing [Livro]. - [s.l.] : Lippincott Williams & Wilkins, 2007. - Terceira : p. 555. ISBN - 0781744849.
- SEDRA A. S. e SMITH K. C. (1999).** Microeletrônica [Livro]. - São Paulo : MAKRON BOOKS, 1999. ISBN - 85.346.1044-4.
- SHUKLA G., BHATIA M. e BEHARI M. (2005).** Quantitative thermal sensory testing—value of testing for both cold and warm sensation detection in evaluation of small fiber neuropathy [Artigo] // Clin Neurol Neurosurg. - 2005. - 107. - pp. 486-490.
- SILBERSCHATZ ABRAHAM (2004).** Sistemas Operacionais com java [Livro] / trad. Vieira Daniel. - São Paulo : Campus & Elsevier, 2004. - 1 : pp. 23-28.
- STALLINGS William (2005).** (Computer Organization and Architecture: Designing for Performance [Livro]. - [s.l.] : Pearson Prentice Hall, 2005. – ISBN - 0131856448.
- TACK C. J. [et al.] (1994).** Comparation of clinical examination, current and vibratory perception threshold in diabetic pelyneuropathy [Artigo] // The Netherlands Journal of Medicine. - 1994. - 2 : Vol. 44. - pp. 41-49.
- TANEMBAUM ANDREW S. (2007).** Organização Estruturada de Computadores [Livro]. - [s.l.] : PEARSON / PRENTICE HALL, 2007.
- TAY B., Wallace M. S. e Irving G. (1997).** Quantitative Assessment of Differential Sensory Blockade after Lumbar Epidural Lidocaine [Artigo] // Anesthesia and Analgesia. - 1997. - Vol. 84. - pp. 1071-1075.

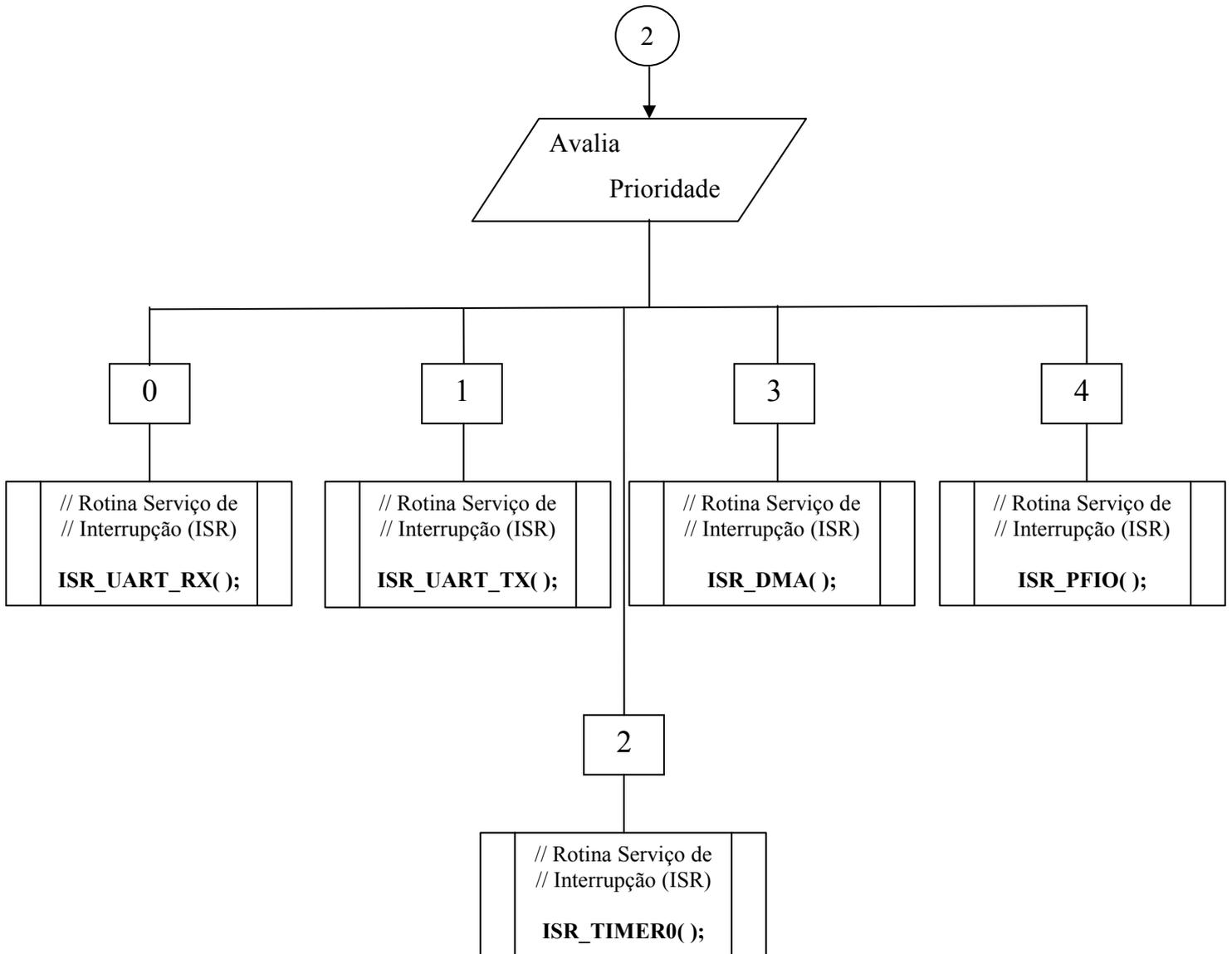
- TIERRA-CRIOLLO C. J. [et al.] (2006).** Agrupamento de sensações somatossensoriais com estimulação de corrente senoidal [Artigo] // Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. - Rio de Janeiro : SBEB, 2006. Vol. 22. - pp. 143-149. ISBN - 15173151.
- UKIMURA O. [et al.] (2003).** Neuroselective Current Perception Threshold Evaluation of Bladder Mucosal Sensory Function [Artigo] // European Urology. - 2003. - 45. - pp. 70-76.
- VINIK A. I. [et al.] (1995).** Quantitative measurement of cutaneous perception in diabetic neuropathy [Artigo] // Muscle Nerve. - 1995. - 6 : Vol. 18. - pp. 574-584.
- WEBSTER J. G. (1990).** Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation [Artigo]. - New York, NY, USA : John Wiley & Sons, Inc. , 1990. - Vol. Vol. 2. - pp. 1084-1106..
- WEBSTER J. G. (2000).** Medical Instrumentation Application and Design [Livro]. - [s.l.] : John Wiley & Sons, Inc., 2000.
- YARNITSKY D. e Fowler C.J. (1995).** Quantitative sensory testing [Artigo] // Clinical Neurophysiology. - [s.l.] : Oxford: Butterworth-Heinemann, 1995. - In: Osselton JW (ed.). - pp. 253-270.

Anexos

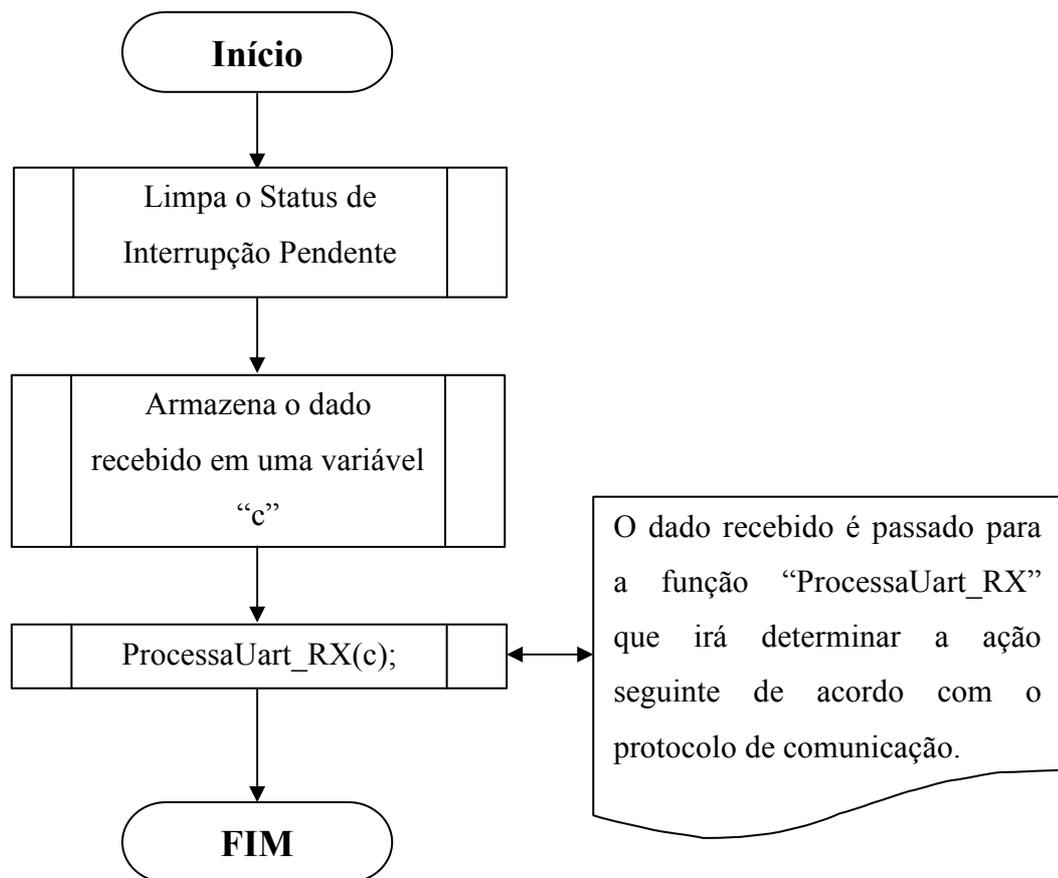
Anexo 1 - Fluxogramas

Rotina Principal

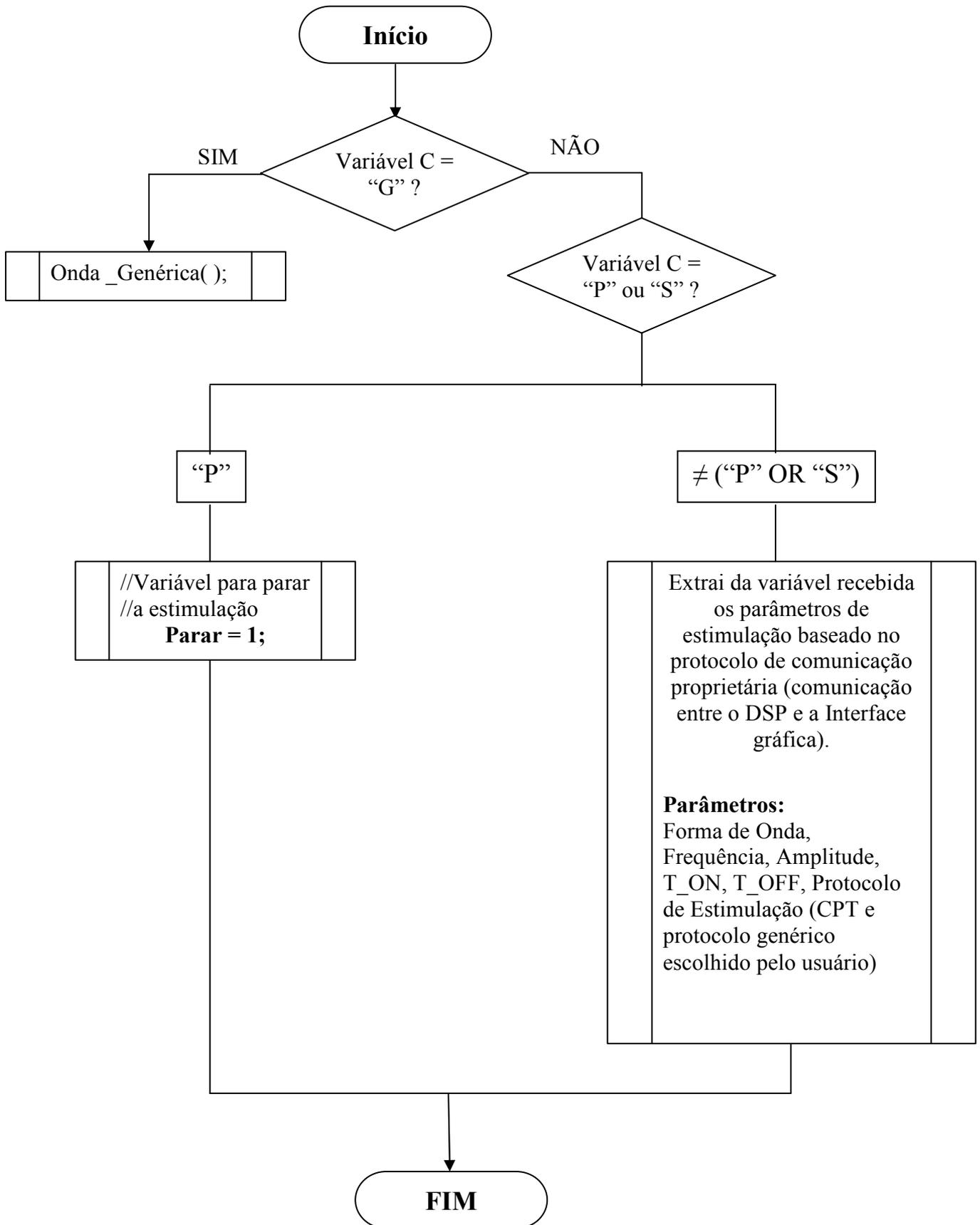




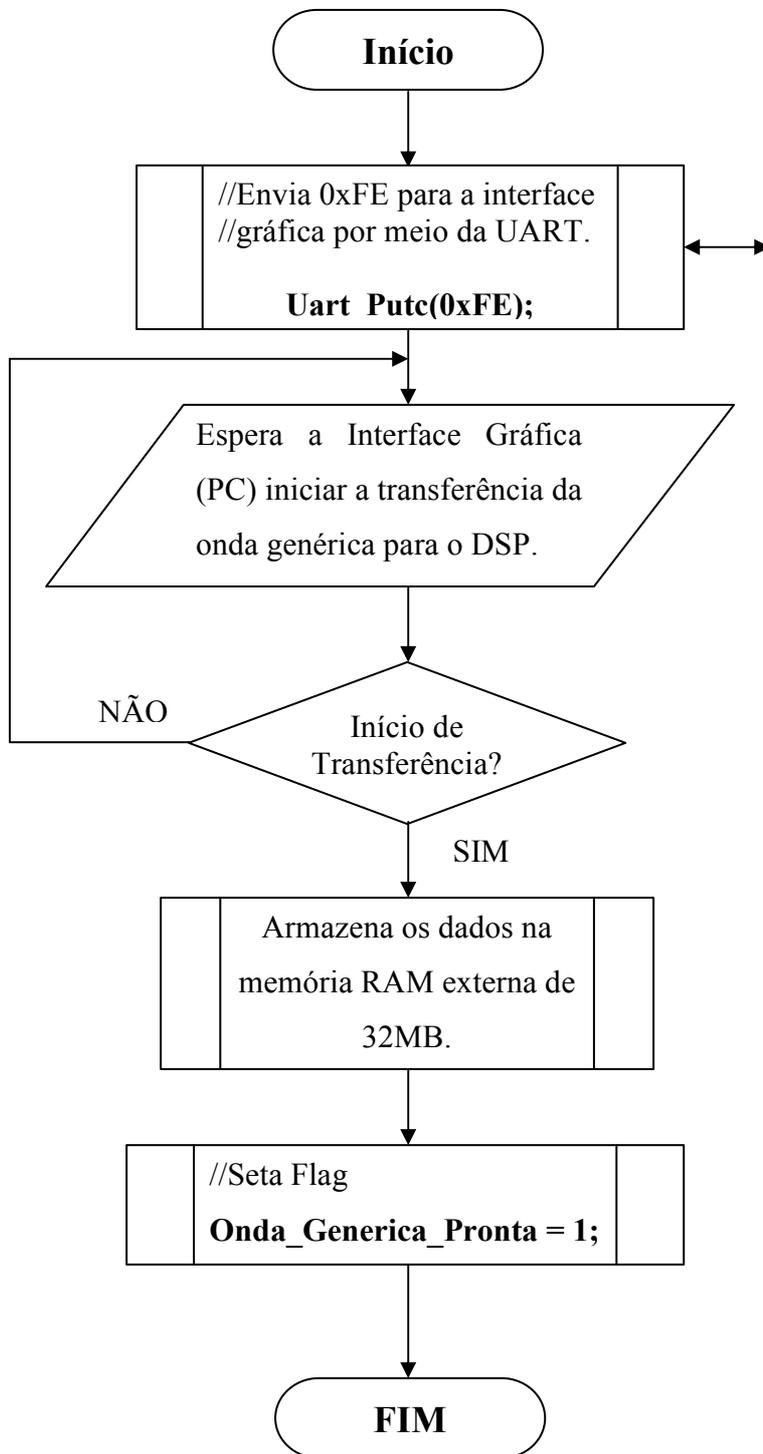
ISR_UART_RX()



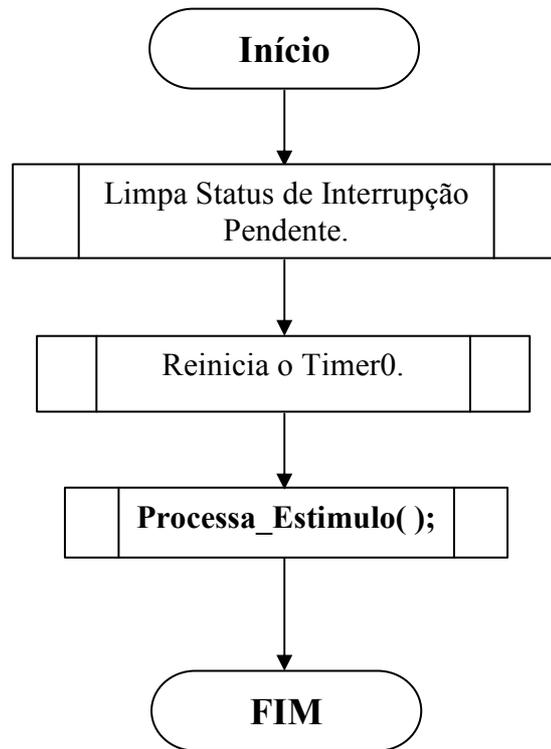
Processa_Uart_RX(c)



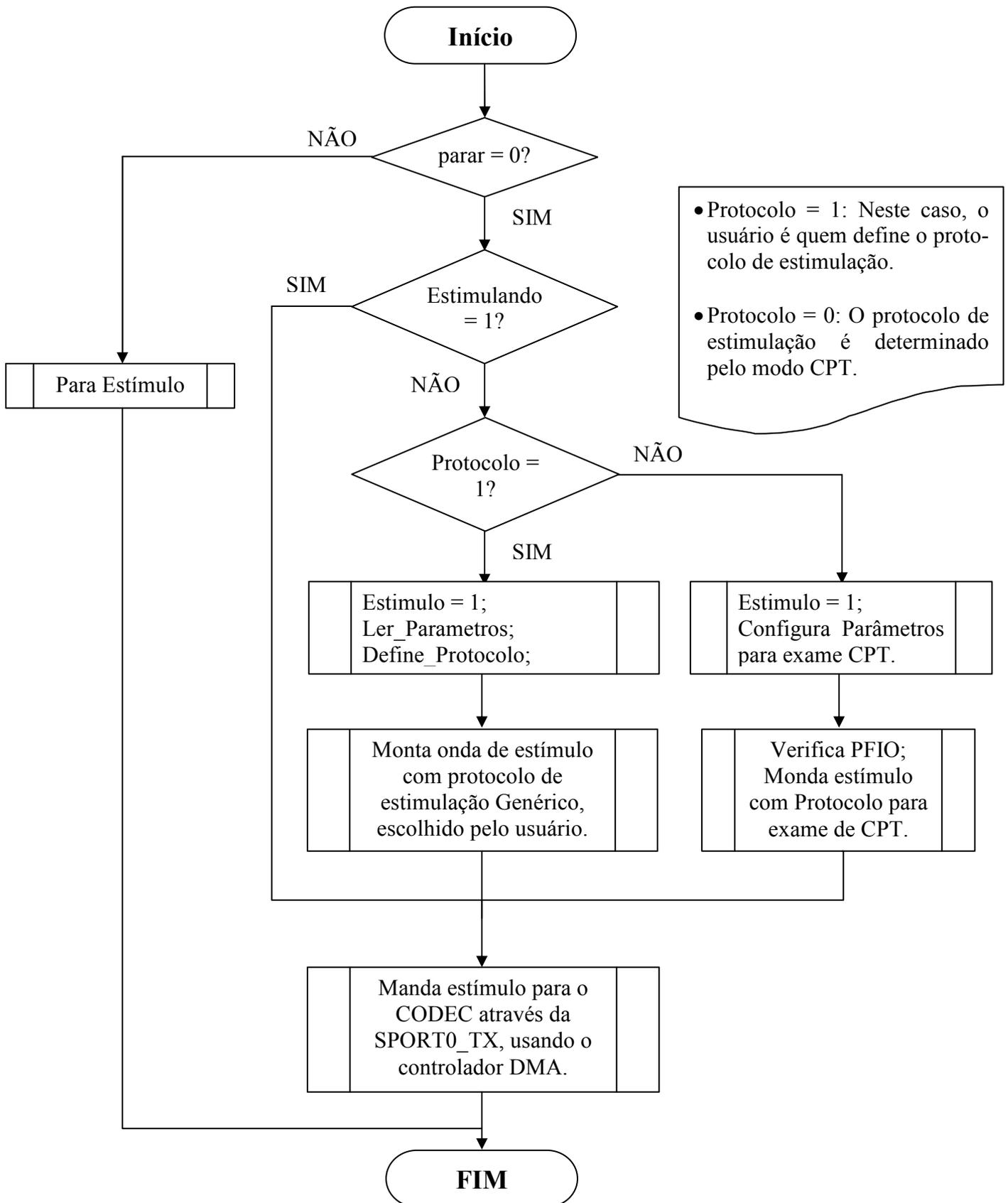
Onda_Genérica()



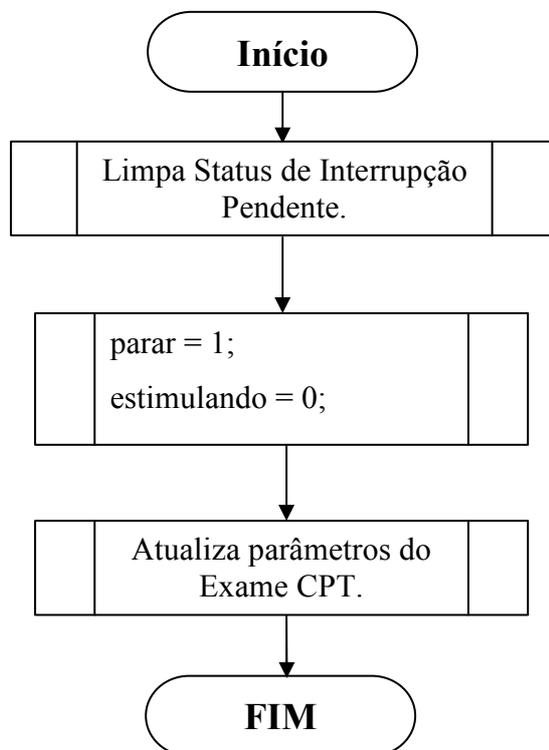
ISR_TIMER0()



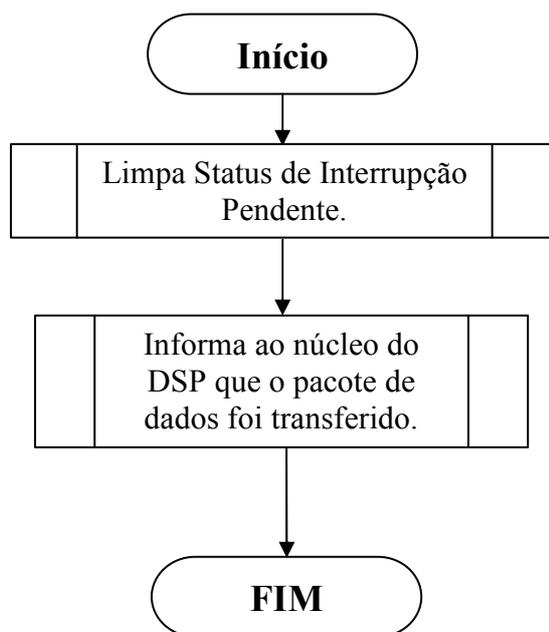
Processa_Estimulo()



ISR_PFIO()



ISR_DMA()



ISR_UART_TX()

