Laisla Vieira de Almeida

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO FUNCIONAL DE HARDWARE PARA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SOMATOSSENSORIAL BASEADO EM TOPOLOGIA DE FONTE DE CORRENTE DE HOWLAND

Belo Horizonte

2020

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇAO FUNCIONAL DE HARDWARE PARA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SOMATOSSENSORIAL BASEADO EM TOPOLOGIA DE FONTE DE CORRENTE DE HOWLAND

Laisla Vieira de Almeida

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Alessandro Beda Coorientador: Henrique Resende Martins

Belo Horizonte - MG

Dezembro de 2020

A447d	Almeida, Laisla Vieira de. Desenvolvimento e validação funcional de hardware para estimulação elétrica somatossensorial baseado em topologia de fonte de corrente de Howland [recurso eletrônico] / Laisla Vieira de Almeida 2020. 1 recurso online (67 f. : il., color.) : pdf.
	Orientador: Alessandro Beda. Coorientador: Henrique Resende Martins.
	Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.
	Bibliografia: f. 64-68.
	Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.
	 Engenharia elétrica - Teses. 2. Sistema nervoso - Teses. 3. Vias aferentes – Teses. I. Beda, Alessandro. II. Martins, Henrique Resende. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.
	CDU: 621.3(043)
Ficha cata	lográfica: Biblioteca Prof. Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG

ΙI	Г	MC
U	Ι.	
		UNIVERSIDADE FEDERAL

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS Escola de Engenharia **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**

"Desenvolvimento e Validação Funcional de Hardware Para Estimulação Elétrica Somatossensorial Baseado Em Topologia de Fonte de Corrente de Howland"

Laisla Vieira de Almeida

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 21 de dezembro de 2020.

Por:

lemanshar /

Próf. Dr. Alessándro Beda DELT (UFMG) - Orientador

Prof. Dr. Henrique Resende DEE (UFMG)

i Mart fei Mon

Prof. Dr. Lenin Martins Ferreira Morais DELT (UFMG)

Prof. Dr. Emerson Fachin Martins Fisioterpia (UNB)

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO Nº 1214

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO FUNCIONAL DE HARDWARE PARA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SOMATOSSENSORIAL BASEADO EM TOPOLOGIA DE FONTE DE CORRENTE DE HOWLAND

Laisla Vieira de Almeida

DATA DA DEFESA: 21/12/2020

Agradecimentos

À toda minha família pelo suporte e carinho. Em especial ao meus pais e minha irmã pelo amor, incentivo e apoio incondicionais. Obrigada pela paciência e compreensão, pelos ensinamentos e exemplos de vida que tanto contribuem no meu crescimento pessoal e profissiossional.

Aos professores Henrique Martins e Alessandro Beda pela oportunidade, confiança e orientação durante essa jornada.

Ao Renato Zanetti por me apresentar o projeto e pela grande contribuição em seu desenvolvimento. Muito obrigada pelo apoio e incentivo nessa caminhada.

À todos os colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica e professores do PPGEE.

Aos amigos do CEFET-MG, que tanto contribuem para meu crescimento intelectual e profissional. Muito obrigada pelos conhecimentos compartilhados, pelo incentivo e exemplo.

Ao Mateus, por me ouvir, aconselhar e apoiar.

Aos meus amigos, que trazem leveza e alegria à minha vida. Obrigada pelo carinho, pela torcida e pela compreensão nos momentos de ausência.

Ao CNPq e à FAPEMIG, entidades financiadoras.

Por fim, a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para essa conquista.

Resumo

A pele é amplamente inervada por fibras nervosas aferentes primárias, que fazem parte do sistema nervoso periférico (SNP) e são responsáveis por levar as informações dos receptores sensoriais somáticos da pele até o sistema nervoso central (SNC). Diferentes desordens do sistema nervoso afetam essas fibras, comprometendo, parcial ou integralmente, a qualidade da informação que chega ao SNC. Algumas neuropatias atuam seletivamente nas fibras nervosas, outras comprometem gradualmente o SNP. Em ambos os casos, a avaliação dos nervos periféricos pode alertar para o avanço das doenças, indicando a necessidade de intervenções terapêuticas para melhorar a qualidade de vida dos pacientes. Entre as técnicas disponíveis para avaliar a integridade das fibras nervosas, a estimulação elétrica transcutânea com corrente senoidal figura como uma das principais ferramentas para triagem e acompanhamento da evolução de desordens somatossensoriais. Isso se deve ao fato da técnica ser quantitativa, não invasiva e, principalmente, por sua característica neurosseletiva, que permite diferenciar as fibras nervosas afetadas. Sistemas como o Neurometer e o NeuroStim são amplamente utilizados em estudos do sistema somatossensorial. Porém, ambos possuem hardware complexo, necessitando de, pelo menos, três estágios elevadores de tensão, além de apresentar valores de offset que comprometem os resultados dos exames, exigindo calibração periódica do sistema. Buscando minimizar essas limitações e ampliar as aplicações da técnica de estimulação elétrica transcutânea com corrente senoidal, o presente trabalho tem por objetivo apresentar o desenvolvimento de um novo hardware multicanal para o sistema de estimulação elétrica EE_LS (Estimulador Elétrico Somatossensorial). Empregou-se a topologia de fonte de corrente de Howland combinada com um esquema de alimentação *bootstrapping*, que viabiliza a simplificação do projeto do circuito de potência, utilizando apenas um estágio elevador de tensão. A modernização e simplificação do hardware possibilitou a implementação de um circuito de calibração em tempo real e a construção de um sistema multicanal, o que abre novas possibilidades para pesquisas clínicas, incluindo avaliação de desordens no SNC. O novo sistema é controlado por um *software* de interface gráfica e gera estímulos de corrente com intensidade constante, amplitude máxima de 8,63 mA, frequência entre 1 Hz e 3 kHz em dois canais independentes. O hardware apresenta alta linearidade de saída, regulação de carga estável, distorção harmônica total (THD) inferior a 1% e controle automático do offset. Os testes realizados indicaram que o EE_LS pode ser utilizado em exames de limiar de sensibilidade a corrente elétrica, assim como o Neurometer e o NeuroStim, e ainda traz novos recursos para a realização de diferentes protocolos.

Palavras-chave: Topologia Howland de fonte de corrente, Estimulação elétrica com corrente senoidal, Neuropatia periférica, Avaliação Somatossensorial

Abstract

The skin is widely innervated by primary afferent nerve fibers responsible for carrying information from the skin's somatic sensory receptors to the central nervous system (CNS). Different disorders of the peripheral nervous system (PNS) affect these nerve fibers, compromising, partially or integrally, the quality of the information that reaches the CNS. Some of these neuropathies act selectively on nerve fibers; others gradually compromise the SNP. In both cases, the evaluation of peripheral nerves provides information about the progress of diseases, indicating the need for the apeutic interventions to improve patients' quality of life. Among the techniques available to assess nerve fibers' integrity, the sinusoidal current is one of the main tools for screening and monitoring somatosensory disorders. This method is quantitative, non-invasive, and neuroselective, allowing the differentiation of the nerve fibers affected. Systems such as Neurometer and NeuroStim are widely used in studies of the somatosensory system. However, both devices have complex hardware architecture, requiring at least three voltage-raising stages and presenting offset values that compromise the test results, requiring periodic calibration of the system. Seeking to expand the transcutaneous electrical stimulation applications with sinusoidal current, the present work aims to present new multichannel hardware for the electrical stimulation system EE_LS (Somatosensory Electrical Stimulator). The Howland current source topology was used in combination with a bootstrapping power scheme, making it possible to simplify the design of the power circuit, using only one voltage lift stage. The modernization and simplification of the hardware enabled the implementation of a calibration circuit in real-time and the construction of a multichannel system, which opens up new possibilities for clinical research, including assessing disorders in the CNS. The new system is controlled by a graphical interface software and generates current stimuli with constant intensity, maximum amplitude of 8.63 mA, frequency between 1 Hz and 3 kHz in two independent channels. The hardware features high output linearity, stable load regulation, total harmonic distortion (THD) less than 1%, and automatic offset control. The tests carried out indicated that the EE_LS could be used in threshold tests of sensitivity to electrical current and the Neurometer and NeuroStim, and it also brings new resources to carry out different protocols.

Keywords: Howland current-source topology, Sinusoidal electrical stimulation, Peripheral neuropathy, Somatosensorial assessment.

Lista de ilustrações

Figura 1 –	Áreas somatos sensoriais do córtex cerebral. Fonte: BEAR et al., 2008 $% = 100000000000000000000000000000000000$	23
Figura 2 –	Amplitude e duração de fase de estímulo monofásico (A) e bifásico (B).	
	Fonte: STARKEY, 2013	25
Figura 3 –	Características temporais da corrente pulsada monofásica (A) e bifásica	
	(B). Fonte: STARKEY, 2013	27
Figura 4 –	Modulação de corrente: A) Modulação contínua, B) Modulação inter-	
	rompida, C) Trem de pulsos, D) Rampa. Fonte: SINGH, 2012	28
Figura 5 $-$	Fonte de corrente de Howland. Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2013 .	34
Figura 6 –	Fonte de corrente de Howland aprimorada. Fonte: LAM, 2020 \ldots	34
Figura 7 $-$	Software de interface gráfica: A) Registro de pacientes, B) Seleção do	
	exame, C) Seleção dos parâmetros da estimulação, D) Equipamento em	
	estimulação	40
Figura 8 $-$	Diagrama de blocos do <i>hardware</i> do EE_LS	41
Figura 9 $-$	Primeiro estágio do circuito de condicionamento	42
Figura 10 –	Segundo estágio do circuito de condicionamento	43
Figura 11 –	Esquema elétrico da fonte de corrente de Howland modificada com	
	esquema bootstrapping (A) e circuito de proteção ao paciente (B) $\ . \ .$	44
Figura 12 –	Esquema elétrico da autocalibração do EE_LS	47
Figura 13 –	EE_LS	50
Figura 14 –	Organização interna do gabinete do EE_LS	51
Figura 15 –	PCB do hardware desenvolvido	51
Figura 16 –	Medidas de V_{DAC} (CH1), V_1 (CH2) e V_{CTRL} (CH3) para máxima corrente	
	de saída em 3 kHz \ldots	52
Figura 17 –	Controle <i>bootstrapping</i> da alimentação do amplificador de diferenças	
	para máxima corrente de saída em 3 kHz	53
Figura 18 –	Resposta em frequência do sistema para cargas de 100 $\Omega,$ 1 k Ω e 10 k Ω	53
Figura 19 –	Forma de onda da corrente máxima em 1 Hz	54
Figura 20 –	Forma de onda da corrente máxima em 5 Hz	55
Figura 21 –	Forma de onda da corrente máxima em 250 Hz	55
Figura 22 –	Forma de onda da corrente máxima em 2 kHz	56
Figura 23 –	Forma de onda da corrente máxima em 3 kHz	56
Figura 24 –	Retas obtidas pela interpolação dos pontos medidos nos testes de line-	
	aridade do sistema nas frequências 250 Hz, 2 kHz e 3 kHz com uma	
	carga resistiva igual a 10 k Ω	57

Lista de tabelas

35
52
54
57
58
59

Lista de abreviaturas e siglas

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas ADC Analog-to-digital converter CA Corrente Alternada CD Corrente Direta CI Circuito Integrado CP Corrente Pulsada CPT Current Perception Threshold DAC Digital-to-analog converter DDP Discriminação entre Dois Pontos DSDiscriminação Sensorial EE_LS Estimulador Elétrico Somatossensorial NCS Nerve Conduction Study Neuromuscular Electrical Stimulation NMES PCB Printed Circuit Board QST Quantitative Sensory Threshold RC Regulação de Carga RMS Root mean square \mathbf{RT} Tempo de Reação SNC Sistema Nervoso Central Sistema Nervoso Periférico SNP SSS Sistema Somatossensorial S-I Somatossensorial primário S-II Somatossensorial secundário

- TENS Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation
- THD Total Harmonic Distortion
- TRL Technology Readiness Levels
- UC Unidade de Controle

Sumário

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivos	16
1.1.1	Objetivos gerais	16
1.1.2	Objetivos específicos	16
1.2	Estrutura do trabalho	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1	Sistema Nervoso	18
2.1.1	Neurônio	18
2.1.2	Potencial de Ação	19
2.1.3	Sistema Somatossensorial	21
2.1.4	Córtex Somatossensorial	22
2.2	Estimulação Elétrica Somatossensitiva	23
2.2.1	Estimulação Elétrica Terapêutica	24
2.2.2	Estimulação Elétrica de Diagnóstico	28
2.3	Fonte de Corrente	32
2.4	Maturidade Tecnológica - Escala TRL	35
3	DESCRIÇÃO DO SISTEMA	38
3.1	$EE_L S$	38
3.2	Firmware	38
3.3	Interface Gráfica	40
3.4	Hardware	40
3.4.1	Unidade de controle	42
3.4.2	Circuito de condicionamento de sinais	42
3.4.3	Fonte de corrente	43
3.4.4	Proteção ao paciente	46
3.4.5	Autocalibração	47
3.5	Metodologia	48
4	RESULTADOS	50
4.1	Testes de bancada	51
4.1.1	Capacidade máxima de corrente	54
4.1.2	Linearidade	57
4.1.3	Regulação de carga	58
4.1.4	THD	58

5	DISCUSSÃO	D
6	CONCLUSÃO	3
	Referências	4

1 Introdução

A pele é amplamente inervada por fibras nervosas aferentes primárias, que fazem parte do sistema nervoso periférico (SNP) e são responsáveis por transportar informações de receptores sensoriais somáticos da pele até o sistema nervoso central (SNC). Elas estão conectadas a diferentes receptores sensoriais e possuem constituição e diâmetro distintos, características intrinsecamente relacionadas à velocidade de condução de cada fibra e ao tipo de sensação que medeiam. (SILVERTHORN, 2010; PIMENTEL et al., 2006). Em relação ao seu diâmetro, presença de bainha de mielina e receptores somatossensoriais associados, as fibras nervosas podem ser classificadas em três grupos: fibras C, finas e não mielinizadas que medeiam percepções sensoriais de temperatura, dor lenta e prurido; fibras $A\delta$, mielinizadas finas que medeiam sensação de dor rápida e temperatura; e fibras $A\beta$, mielinizadas grossas, associadas às sensações de tato (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Várias doenças do sistema nervoso causam disfunções que comprometem a integridade da informação que chega ao SNC. Algumas doenças acometem o SNP de forma seletiva, caso da neuropatia diabética (MATSUTOMO; TAKEBAYASHI; ASO, 2005), que é causada pela desmielinização dos axônios periféricos provocando um aumento na perda do sinal conduzido pelo axônio e, em casos mais acentuados, tornando-o incapaz de propagar potenciais de ação (KOEPPEN; STANTON, 2009). Há, também, neuropatias que afetam o SNP de forma gradual, como a síndrome do túnel do carpo e a neuropatia em decorrência da hanseníase (MARTINS et al., 2013; OLIVEIRA et al., 2019). Em todos os casos citados, o diagnóstico alerta para o avanço das doenças, indicando a necessidade de intervenções terapêuticas para melhorar a qualidade de vida dos pacientes.

Alguns procedimentos e ferramentas podem ser usados para avaliar as condições das fibras nervosas, por exemplo, monofilamentos (OLIVEIRA et al., 2019), discriminação entre dois pontos (GUCLU-GUNDUZ et al., 2012), estudo da condução nervosa (NCS) (KANG et al., 2008), teste de quantificação do limiar sensorial (QST) (GRIFFIOEN et al., 2017) e estimulação elétrica senoidal (KATIMS et al., 1987). As diferentes técnicas foram abordadas por diversos estudos que apontaram para variados desfechos, não sendo possível indicar uma única técnica como adequada para as diferentes demandas clínicas (OLIVEIRA et al., 2019; LOWENSTEIN; JESSE; KENTON, 2008; ZICCARDI et al., 2012). No entanto, as técnicas que trazem medidas quantitativas (QST, NCS e estimulação elétrica) melhoram a avaliação clínica e superam os benefícios das técnicas que retornam resultados qualitativos (monofilamentos e discriminação entre dois pontos). As medidas do limiar de percepção de corrente (CPT) (GALVÃO et al., 2005) e tempo de reação (RT) (MARTINS et al., 2013), por exemplo, permitem, através da estimulação com corrente senoidal, quantificar a condição funcional dos nervos periféricos, viabilizando o estabelecimento de valores padrões para fins de comparação entre indivíduos saudáveis e doentes, facilitando o acompanhamento da evolução da doença e a resposta do sujeito ao tratamento.

Desde os estudos de Katims et al. (1987), o teste de CPT tem sido utilizado na avaliação das fibras nervosas. Esse teste aplica estímulos elétricos senoidais para determinar a menor intensidade de corrente elétrica capaz de evocar uma percepção no paciente (PI-MENTEL et al., 2006). Várias pesquisas que aplicaram a técnica de CPT apresentaram resultados que sugerem que estímulos com diferentes frequências excitam predominantemente fibras nervosas com diferentes diâmetros e velocidades de condução. Os estudos indicaram que: 1) estímulos senoidais de baixa frequência (5 Hz) excitam predominantemente fibras C; 2) estímulos de média frequência (250 Hz) ativam predominantemente fibras A δ ; e 3) estímulos de alta frequência (2 kHz), ativam predominantemente fibras A β (LIU et al., 1996; GALVÃO et al., 2005; KOGA et al., 2005).

Baseando-se neste princípio foi criado o Neurometer, primeiro dispositivo de neurodiagnóstico para avaliação não invasiva da condição das fibras nervosas somatossensoriais. O equipamento é capaz de gerar estímulos senoidais com intensidades de pico de até 9.99 mA em um conjunto fixo de frequências (5 Hz, 250 Hz e 2 kHz), mantendo constante a amplitude do estímulo independente da variação da impedância eletrodo-pele. Durante muitos anos o Neurometer foi o único equipamento comercial disponível para avaliação dos nervos periféricos, sendo amplamente utilizado em diversos estudos de determinação do CPT para avaliação das fibras somatossensoriais (NEUROTRON INCORPORATED, 2016).

As limitações do Neurometer frente às novas demandas em pesquisas sobre avaliação somatossensorial por meio de estimulação elétrica transcutânea com corrente elétrica senoidal trouxe a necessidade de um novo equipamento que permitisse estudos envolvendo diferentes frequências de estimulação e novos parâmetros de avaliação. Desta forma, Martins (2008) propôs o NeuroStim, um sistema capaz de fornecer estímulos com forma de onda e frequência arbitrárias. O equipamento trouxe a possibilidade de medição do tempo de reação (RT, ou tempo de resposta) do indivíduo à percepção de um estímulo, que, assim como o CPT, é uma medida quantitativa para avaliar os nervos periféricos. Além disso, o equipamento possui uma interfee homem-máquina que simplifica a utilização do sistema e o acompanhamento dos resultados. Em estudos posteriores, Martins et al. (2013) propuseram a utilização dos parâmetros limiar sensorial (equivalente ao CPT do Neurometer) e RT em conjunto para avaliação das fibras nervosas utilizando o NeuroStim, obtendo resultados que sugerem que o conjunto de frequências 1 Hz, 250 Hz e 3 kHz é mais neurosseletivo que o anteriormente aplicado (5 Hz, 250 Hz e 2 kHz).

Apesar das vantagens apresentadas, assim como o Neurometer, o NeuroStim possui uma topologia da fonte de corrente complexa, na qual o circuito é baseado em dois amplificadores de potência de classe AB, conectados em cascata por retificadores de precisão. O primeiro amplificador e os retificadores geram as partes positiva e negativa da senoide separadamente, e o segundo amplificador concatena as duas partes do estímulo e o entrega ao canal de saída do sistema (MARTINS, 2008). Essa abordagem cria distorções do sinal e gera *offset* (componente DC no estímulo de saída), exigindo um ajuste fino pelo uso de potenciômetros durante a calibração. Além disso, o circuito de potência, tanto do Neurometer, quanto do NeuroStim, faz uso de múltiplos estágios elevadores de tensão (± 15 V, ± 120 V, ± 135 V, ± 150 V) para entregar estímulos da ordem de 10 mA considerando uma carga resistiva da ordem de 10 k Ω , aumentando a complexidade do circuito e comprometendo seu custo, estabilidade e tamanho.

Visando minimizar as limitações do Neurometer e NeuroStim, propõem-se o desenvolvimento de um novo hardware multicanal para compor o sistema de estimulação elétrica EE_LS (PAULA, 2019). Nesse novo hardware utiliza-se a topologia Howland de fonte de corrente combinada com um esquema de fonte de alimentação bootstrapping (KING; WATKINS, 1999). Essa abordagem busca, ao mesmo tempo, reduzir a complexidade do projeto, agregar mais funcionalidades e resolver problemas apresentados pelas versões anteriores, que acabam por limitar a aplicabilidade da técnica. A simplicidade do projeto permite aumentar o número de canais de estimulação para duas ou mais saídas independentes sem comprometimento do tamanho do equipamento, possibilitando a aplicação do EE_LS em protocolos que não estão disponíveis em outros equipamentos, como o exame de discriminação sensorial intra e intermembros, para avaliação do SNC.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivos gerais

O trabalho tem como objetivo apresentar um *hardware* multicanal para compor o novo sistema de estimulação elétrica EE_LS , utilizando a topologia de fonte de corrente de Howland combinada com um esquema *bootstrapping* para fornecimento da estimulação.

1.1.2 Objetivos específicos

- Desenvolver um dispositivo para estimulação elétrica senoidal com dois canais simultâneos e independentes, fornecendo estímulos com frequências de 1 Hz a 3 kHz.
- Implementar um circuito de potência com apenas um estágio elevador de tensão.
- Implementar um circuito de autocalibração para controle automático do nível de *offset* apresentado pelo *hardware*.
- Realizar testes de desempenho do sistema em ambiente laboratorial.

• Comparar o desempenho do novo sistema com o eletroestimulador NeuroStim.

1.2 Estrutura do trabalho

O Capítulo 2 apresenta a revisão da literatura e o embasamento teórico utilizado para o desenvolvimento do estimulador elétrico. A primeira seção (2.1) apresenta o sistema nervoso, sua divisão em SNC e SNP, suas funções gerais e células constituintes. Posteriormente aborda-se o neurônio, com descrição das partes que o compõe (2.1.1), a geração e propagação dos impulsos nervosos (2.1.2), o sistema somatossensorial com detalhamento e distinção das fibras nervosas (2.1.3) e, por fim, os mecanismos de processamento das informações sensoriais (2.1.4). Na seção seguinte é abordada a estimulação elétrica somatossensitiva (2.2) e suas duas formas de aplicação: eletroterapêutica (2.2.1), com apresentação dos diferentes tipos de correntes utilizadas nesta prática, e eletrodiagnóstica (2.2.2), descrevendo os diferentes métodos para avaliação dos SNP, com ênfase na eletroestimulação transcutânea com corrente senoidal. O capítulo ainda apresenta os conceitos de fonte de corrente (3.3), dando destaque à topologia de fonte de corrente de Howland, e maturidade tecnológica (3.4), apresentando os níveis TRL para avaliação e comparação da maturidade da tecnologia.

O Capítulo 3 apresenta a descrição do sistema e a metodologia aplicada para realização dos testes. São apresentados o equipamento proposto (3.1), o *firmware* (3.2) e o *software* de interface gráfica (3.3) desenvolvidos, o *hardware* proposto para o EE_L S (3.4), com detalhamento de cada parte que o compõe: unidade de controle (3.4.1), circuito de condicionamento de sinais (3.4.2), fonte de corrente (3.4.3), circuito de proteção ao paciente (3.4.4) e circuito de autocalibração (3.4.5). Posteriormente é apresentada a metodologia aplicada para realização dos testes de desempenho do *hardware* (3.5).

Os resultados são apresentados no capítulo 4 e discutidos no 5. O Capítulo 6 traz as conclusões do trabalho e as propostas para trabalhos futuros.

2 Revisão Bibliográfica

O capítulo apresenta o embasamento teórico necessário para o desenvolvimento e entendimento deste trabalho. Inicialmente aborda-se o sistema nervoso, suas células constituintes e a teoria envolvida na condução e processamento das informações através das fibras nervosas. Posteriormente, aborda-se a estimulação elétrica terapêutica e a estimulação elétrica de diagnóstico.

2.1 Sistema Nervoso

O sistema nervoso representa uma rede de comunicações e controle que permite ao organismo interagir apropriadamente com o ambiente externo e interno (componentes e cavidades do corpo). Ele pode ser dividido em SNC, constituído pelo encéfalo e medula espinhal, e SNP, que representa a interface entre o meio ambiente e o SNC, constituído pelas divisões somática (inclui os neurônios sensoriais que recebem informações da pele, dos músculos e das articulações) e autônoma (medeia as sensações viscerais, o controle motor visceral, o sistema vascular e as glândulas exócrinas) (KANDEL et al., 2014). As funções gerais do sistema nervoso incluem a detecção sensorial (processo de transformação da energia ambiental em sinais neuronais), processamento das informações e a expressão do comportamento (KOEPPEN; STANTON, 2009; SILVERTHORN, 2010).

Receptores sensoriais monitoram continuamente as condições dos meios interno e externo e enviam informações ao SNC por meio dos neurônios aferentes primários do SNP. Os neurônios do SNC, por sua vez, integram as informações recebidas e determinam se uma resposta é necessária. Em caso positivo, o SNC responde enviando sinais de saída que percorrem os neurônios eferentes do SNP até seus alvos (músculos e glândulas) (SILVERTHORN, 2010).

O sistema nervoso é composto primariamente por dois tipos de células, os neurônios, anatômica e fisiologicamente especializados para comunicação e sinalização, e células da glia (ou neuroglia), células que ocupam os espaços entre os neurônios, com função de sustentação, isolamento, modulação da atividade neuronal e defesa (MACHADO, 2000; KOEPPEN; STANTON, 2009).

2.1.1 Neurônio

O neurônio típico consiste do corpo celular ou soma, dos dendritos e dos axônios. O conteúdo interno de um neurônio é separado do meio externo pela membrana neuronal. Neurônios com morfologia semelhante geralmente caracterizam regiões específicas do SNC. A variação morfológica é produzida por diferenças no padrão de ramificação dos dendritos e do axônio (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

O soma contém o núcleo e o citoplasma. É o centro metabólico do neurônio, responsável pela síntese de todas as proteínas neuronais, bem como a maioria dos processos de degradação e renovação de constituintes celulares. A forma e tamanho do soma são variáveis conforme o tipo de neurônio (MACHADO, 2000; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Do corpo celular partem dendritos e axônios.

Os dendritos são ramificações do soma e funcionam como uma antena para o neurônio, transmitindo informações para o corpo celular. Os dendritos diminuem de espessura à medida que se dividem. Alguns neurônios possuem dendritos com mais de 1 mm de comprimento, podendo representar mais de 90% de sua superfície (KOEPPEN; STANTON, 2009; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

O axônio é uma estrutura exclusiva dos neurônios, altamente especializada nos processos de transferência de informações ao longo do sistema nervoso. O axônio parte do cone de implantação da sua célula de origem e termina no terminal axonal, local onde entra em contato com outro neurônio (ou outras células) e passa informações para eles. O local onde o terminal axonal encontra com sua célula-alvo é denominado sinapse e um único axônio pode possuir vários terminais, realizando sinapses com vários neurônios ao mesmo tempo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Em geral, cada neurônio possui apenas um axônio que, normalmente, têm diâmetro uniforme. Seu comprimento e diâmetro dependem do tipo de neurônio, alguns não são maiores que os dendritos, enquanto outros podem ter mais de 1 m de comprimento (KOEPPEN; STANTON, 2009).

O neurônio conduz rapidamente os sinais elétricos que circulam pelo corpo. Na maioria das vias de condução, liberam sinais químicos (neurotransmissores) no líquido extracelular, em outras vias, eles são conectados por junções comunicantes que permitem que os sinais elétricos passem diretamente de uma célula para outra (SILVERTHORN, 2010). A atividade neuronal é, geralmente, codificada por sequências de potenciais de ação propagados ao longo dos axônios nos circuitos neuronais (KOEPPEN; STANTON, 2009).

2.1.2 Potencial de Ação

A membrana celular separa dois ambientes que apresentam composições iônicas distintas: o meio intracelular ou citoplasma, onde predominam íons orgânicos com cargas negativas e potássio (K^+) , e o meio extracelular, com predominância de sódio (Na^+) e cloro (Cl). Estas cargas elétricas são responsáveis pelo estabelecimento de um potencial elétrico de membrana. Na maioria dos neurônios o potencial de membrana em repouso está entre -60 mV e -70 mV, com excesso de cargas negativas dentro da célula (MACHADO, 2000). A base dos potenciais de ação são os canais iônicos controlados por tensão, presentes na membrana plasmática, que são formados por proteína e que caracterizam-se pela seletividade e, alguns deles, pela capacidade de fechar-se e abrir-se (MACHADO, 2000; KOEPPEN; STANTON, 2009; KITCHEN, 2003).

Também chamado de pico de potencial, potencial em ponta ou descarga, o potencial de ação (PA) é um impulso nervoso rápido, transiente, com amplitude de +40 mV a +80 mV e duração de aproximadamente 2 ms. Ele ocorre quando há uma troca de cargas entre o citoplasma e o meio extracelular através dos canais iônicos (despolarização da membrana), resultando num potencial de membrana positivo por um breve momento, com valor acima do limiar para geração da descarga, seguido por retorno ao potencial de repouso. Estímulos abaixo do limiar reduzem, mas não revertem o potencial de membrana. O nível de limiar depende de vários fatores, incluindo a quantidade de potenciais de ação que a fibra nervosa conduziu recentemente (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; MACHADO, 2000).

Os potenciais de ação podem ser iniciados nos nervos periféricos pela aplicação de estímulos elétricos com intensidade e duração apropriadas e suficientes para despolarizar a membrana. A aplicação de um estímulo com tempo de subida lento acarreta uma taxa de despolarização lenta. Por outro lado, um estímulo aplicado rapidamente e com duração suficiente acarreta uma despolarização rápida até o limiar e há geração de um potencial de ação. Quanto mais lento um estímulo, maior a magnitude necessária para se chegar ao limiar e gerar uma descarga (KITCHEN, 2003).

Os potenciais de ação gerados por uma célula são similares em tamanho e duração e não diminuem à medida que são conduzidos pelos axônios. Além disso, sua frequência e padrão constituem o código utilizado pelos neurônios para transferir informação de um local para o outro e são formas pelas quais a intensidade de estímulo é codificada no sistema nervoso (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; KOEPPEN; STANTON, 2009).

A velocidade de condução do PA varia, mas 10 m/s é uma taxa típica. Dois fatores influenciam nessa variável: o diâmetro do axônio e a resistência da membrana ao vazamento de íons do interior da célula. Quanto maior o diâmetro do axônio ou maior a resistência ao vazamento, mais rápido o impulso nervoso se move (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Entretanto, o aumento do diâmetro da fibra também gera um aumento da área da superfície da membrana axônica, na qual estão as cargas negativas internas e as positivas externas, acarretando maior capacitância da membrana. Esse aumento da capacitância tende a reduzir a velocidade do impulso nervoso. Para conseguir maior resistência ao vazamento e maior diâmetro da fibra sem aumento da capacitância da membrana, muitas fibras nervosas dos vertebrados são revestidas por mielina (KOEPPEN; STANTON, 2009).

A mielina se forma quando as células da glia se enrolam em torno do axônio, fornecendo sustentação e isolamento. A bainha de mielina consiste em várias camadas da membrana celular das células gliais enroldas no axônio. As fibras nervosas revestidas por mielina são referidas como mielinizadas, as não revestidas são referidas como não mielinizadas ou amielínica (SILVERTHORN, 2010). A bainha de mielina é interrompida periodicamente deixando espaços onde os íons podem cruzar a membrana axônica para gerar os potenciais de ação, região chamada de nodos de Ranvier, com cerca de 1 μ m. A bainha de mielina aumenta a resistência efetiva da membrana, o que significa menor perda do sinal conduzido, diminui a capacitância da membrana axônica, acarretando uma despolarização mais rápida, e restringe a geração de potenciais de ação aos nodos de Ranvier, assim o impulso nervoso gerado em um nodo é conduzido com grande velocidade ao nodo seguinte (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; KOEPPEN; STANTON, 2009).

2.1.3 Sistema Somatossensorial

O sistema somatossensorial (SSS) leva informações ao SNC sobre o estado do corpo e de seu contato com o mundo. As sensações somáticas correspondem aos mecanismos neuronais responsáveis pela aquisição de informações sensoriais do que se passa no corpo e inicia-se com milhões de células receptoras morfologicamente especializadas para fazer a transdução de formas específicas de energia. A maioria dos receptores são seletivos, respondendo otimamente a um único tipo de energia com determinado padrão espacial ou temporal (KANDEL et al., 2014). Os receptores sensoriais podem ser divididos em três tipos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; GUYTON; HALL, 2006):

- a) Mecanorreceptores: cinco tipos diferentes de mecanorreceptores (terminações nervosas livres, Corpúsculo de Meissner, Corpúsculo de Pacini, Corpúsculo de Ruffini e Disco de Merkel) respondem a diversas formas de energia mecânica, incluindo pressão, vibração, estiramento e textura, e são encontrados na pele e em regiões mais profundas do corpo. Na porção central de cada mecanorreceptor há terminações axonais não mielinizadas, constituídas de canais iônicos mecanossensíveis, que respondem aos estímulos da membrana circundante e distinguem-se quanto à frequência do estímulo, pressões preferenciais, tamanho dos campos receptivos e persistência de sua resposta a estímulos longos (adaptação rápida ou lenta).
- b) Nociceptores: terminações nervosas livres, ramificadas, não-mielinizadas, dispersas nas camadas superficiais da pele e em certos tecidos internos, como paredes das artérias e superfícies articulares. Respondem a estímulos dolorosos mecânicos, térmicos e químicos, e sinalizam quando o tecido corporal está sendo lesionado ou em risco de sofrer uma lesão. Os nociceptores se adaptam muito pouco ou não se adaptam e, em alguns casos, a excitação das fibras dolorosas ficam progressivamente maior à medida que o estímulo persiste.
- c) Termorreceptores: neurônios especialmente sensíveis à temperatura devido a mecanismos específicos de sua membrana, divididos em receptores para frio, receptores para calor e receptores para dor (estimulados em casos de calor e frio extremos). Os

receptores para frio e calor estão localizados imediatamente abaixo da pele e em pontos separados, havendo de três a dez vezes mais pontos para frio que pontos para calor. Acredita-se que a detecção térmica é resultado da estimulação química das terminações nervosas modificadas pela temperatura e não dos efeitos físicos direto do calor ou do frio.

Segundo Bear, Connors e Paradiso (2008) e Koeppen e Stanton (2009) a principal diferença entre o SSS e os outros sistemas sensoriais é que seus receptores estão distribuídos por todo o corpo (e cabeça) e não apenas localizados em regiões especializadas.

A pele é um órgão sensorial importante e seus dois tipos principais são a pele pilosa (com pêlos) e glabra (sem pêlos). Ela possui uma camada externa, a epiderme, e uma camada mais inerna, a derme. A pele pilosa e glabra possuem uma variedade de receptores sensoriais em suas camadas, associados à diversos tipos de fibras aferentes primárias que levam a informação dos receptores sensoriais ao SNC (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

As sensações somáticas de diferentes modalidades são mediadas por fibras nervosas periféricas que diferem em diâmetro e constituição, características que influenciam diretamente em sua velocidade de condução. Os nervos sensoriais da pele são designados por: A β , fibras grandes (6-10 μ m de diâmetro) e mielinizadas, com velocidade de condução entre 35 e 75 m/s, associadas aos estímulos mecânicos; A δ , fibras pequenas (1-5 μ m de diâmetro) e mielinizadas, com velocidade de condução entre 5 e 30 m/s, conduzem sensação de frio, dor rápida e estímulos mecânicos; e C, fibras finas (0,2-1,5 μ m de diâmetro) e amielínicas, com velocidade de condução entre 0,5 e 2 m/s, associadas à dor lenta, prurido e temperatura (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; GUYTON; HALL, 2006; KOEPPEN; STANTON, 2009).

2.1.4 Córtex Somatossensorial

Os níveis mais complexos do processamento somatossensorial ocorrem no córtex cerebral. As principais áreas receptoras somatossensoriais do córtex são chamadas de córtex somatossensorial primário (S-I), localizado no giro pós-central (região 3b do mapa de Brodmann), mostrado na figura 1, e córtex somatossensorial secundário (S-II), localizada na borda superior da fissura lateral (GUYTON; HALL, 2006). A área S-I, porém, é mais extensa e importante que S-II, apresentando alto grau de localização das diferentes partes do corpo (KOEPPEN; STANTON, 2009).

O córtex S-I apresenta várias subdivisões morfológicas e funcionais, originalmente descritas pelo neurologista Korbinian Brodmann, baseadas na disposição dos neurônios nas diversas camadas do córtex. A região 3b é muito responsiva aos estímulos somatossensoriais, mas não a outros estímulos sensoriais. Esta região inerva densamente as áreas 1, enviando



Figura 1 – Áreas somatossensoriais do córtex cerebral. Fonte: BEAR et al., 2008

principalmente informações de textura, e 2, discriminando tamanho e forma. As informações musculares e articulares (proprioceptivas) predominam na área 3a (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; KOEPPEN; STANTON, 2009). Lesões no córtex S-I podem incapacitar o indivíduo de localizar exatamente diferentes sensações em partes do corpo distintas, analisar diferentes graus de pressão, avaliar o peso, textura e forma dos objetos. As sensações dolorosas e térmicas são preservadas, porém pouco localizadas pelo indivíduo (GUYTON; HALL, 2006).

2.2 Estimulação Elétrica Somatossensitiva

A estimulação elétrica ou eletroestimulação é uma estratégia para modular o sistema nervoso através da energia elétrica, aplicada para fins de terapia e/ou diagnóstico de distúrbios neuromusculares. A prática consiste na aplicação de uma corrente elétrica com intensidade suficiente e duração apropriada para causar a despolarização da membrana nervosa ou muscular, provocando um potencial de ação que se propaga ao longo do nervo, ativando células adjacentes, neurônio ou fibra muscular (PONCE, 2014; KITCHEN, 2003). O eletroestimulador é o equipamento médico utilizado para aplicação de correntes elétricas através de eletrodos em contado direto com o paciente (ABNT, 2014). A eletroestimulação pode ser subcutânea ou interna, com o eletroestimulador localizado sob a pele, transcutânea, aplicada através de eletrodos sobre a pele, ou percutânea, aplicada através de eletrodos que penetram a pele (ROBERTSON et al., 2012).

Muito antes do desenvolvimento do eletroestimulador, a eletricidade natural, obtida através de peixes elétricos, era utilizada por suas propriedades terapêuticas de induzir analgesia (RECIO; SCHNEIDER, 2011). O peixe-torpedo, descoberto por volta de 400 a.C., é um peixe capaz de gerar um choque elétrico com tensão de 100-150 V e foi utilizado para tratar várias doenças por mais de dois mil anos, sendo substituído após a invenção da bateria em 1750. Com a descoberta das bobinas de indução em 1800, estas passaram a ser utilizadas por pesquisadores para gerar pulsos de corrente, produzindo respostas fisiológicas mais suaves e sustentadas (ROBERTSON et al., 2012).

O primeiro eletroestimulador desenvolvido era uma máquina de eletricidade estática. Posteriormente, a máquina de energia estática foi combinada com um capacitor originando um novo eletroestimulador, conhecido como jarro de Leyden, que permitiu o fornecimento de estímulos com intensidade e duração controladas (GEDDES, 1994). Outros estimuladores foram desenvolvidos depois, como o estimulador galvânico (corrente contínua), o estimulador de corrente contínua interrompida, o estimulador galvânico-farádico para avaliação de lesões nervosas (MARTINS, 2008). Os eletroestimuladores modernos são controlados por microprocessadores e as formas de ondas dos estímulos são gerados via *software*, capacitando-o a gerar diferentes tipos de estímulos com parâmetros ajustáveis de acordo com necessidade do operador.

Atualmente a estimulação elétrica é aplicada em diversas áreas da saúde e estética, dividindo-se em dois campos de aplicação: a estimulação elétrica terapêutica, aplicada em tratamento de dor crônica (PIEBER; HERCEG; PATERNOSTRO-SLUGA, 2010), melhora na atividade e conectividade sensório-motora (VELDMAN et al., 2018; TU-CHAN et al., 2017) e aplicações estéticas; e a estimulação elétrica de diagnóstico, aplicada na avaliação dos nervos periféricos e exploração de diferentes áreas do cérebro (PONCE, 2014; GRIFFIOEN et al., 2017; VIJAYA et al., 2012).

2.2.1 Estimulação Elétrica Terapêutica

A estimulação elétrica terapêutica ou eletroterapia utiliza a energia elétrica para tratamento médico, aplicando estímulos elétricos de até 80 mA de intensidade, considerando uma carga de 1 k Ω (MARTINS, 2008). É aplicada no controle e manutenção da dor, para relaxar espasmos musculares, prevenção e atraso da atrofia por desuso, aumento da circulação sanguínea local, reabilitação muscular e reeducação por estimulação elétrica do músculo, estimulação pós-cirúrgica dos músculos para prevenir trombose venosa, cicatrização de feridas, administração de medicamentos e gerenciamento da incontinência urinária (LIN et al., 2014).

A eletroterapia é um método não farmacológico e, na maioria dos casos, não invasivo de tratamento. O eletroestimulador envia a corrente através dos eletrodos em contato com o paciente, provocando sensações de formigamento na pele e/ou contrações musculares. Diferentes modalidades terapêuticas provocam efeitos em diferentes tecidos, e o método escolhido para o tratamento deve maximizar o benefício potencial para cada paciente (RECIO; SCHNEIDER, 2011).

A eletroterapia é contraindicada para pacientes que sofrem com febre alta, pressão arterial flutuante, insuficiência renal grave, problemas cardíacos, gravidez, retardo mental, tuberculose óssea, câncer maligno, pacientes com marca-passo cardíaco, com feridas abertas ou queimaduras recentes, doenças de pele ou pele muito sensível (LIN et al., 2014).

O método mais conhecido de eletroterapia para controle da dor aguda e crônica é a estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS - *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*), onde aplica-se pulsos de baixa tensão sobre a área afetada. Outro método de eletroterapia comumente aplicado é a estimulação elétrica neuromuscular (NMES -*Neuromuscular Electrical Stimulation*), onde utiliza-se eletroestimulação de alta intensidade, externa ou internamente, para ativar nervos e músculos paralisados, provocando contração e relaxamento intermitente das fibras musculares para realização direta de tarefas funcionais (RECIO; SCHNEIDER, 2011; PONCE, 2014).

As propriedades que definem a corrente elétrica na eletroterapia são sua amplitude (intensidade) e duração do pulso/fase do estímulo (figura 2). Amplitude é a máxima distância que a corrente de estímulo atinge acima ou abaixo da linha de base (ponto onde não há diferença de potencial e, portanto, não há fluxo de cargas). Duração do pulso de um estímulo é a distância horizontal necessária para finalizar um ciclo completo de estímulo. A área sob a forma de onda do estímulo representa a carga do pulso (STARKEY, 2013).



Figura 2 – Amplitude e duração de fase de estímulo monofásico (A) e bifásico (B). Fonte: STARKEY, 2013

As correntes terapêuticas são classificadas como corrente direta (CD) que é unidirecional, estável e contínua, corrente alternada (CA), que é bidirecional, e corrente pulsada (CP), tipo de corrente modificada para produzir efeitos biofísicos específicos e pode ser do tipo uni ou bidirecional (STARKEY, 2013; ROBERTSON et al., 2012).

A CD é caracterizada por um fluxo contínuo e ininterrupto de elétrons e cessa somente quando o circuito é aberto e o fluxo de elétrons é interrompido. Em aplicações médicas, o termo "galvânico" é utilizado para descrever CD. Esse tipo de corrente pode produzir mudança na polaridade do tecido, acarretando em fluxo de íons da/para a área sob estímulo. Estímulos de longa duração com CD pode afetar as fibras musculares e o pH local (STARKEY, 2013). A Iontoforese é um exemplo de eletroterapia que utiliza CD para aumentar a absorção de medicamentos nos tecidos corporais (SINGH, 2012).

A CA é caracterizada por um fluxo ininterrupto de elétrons e uma mudança cíclica na direção deste fluxo, ou seja, CA é bidirecional e não possui pólo positivo e negativo definido como na CD. A CA pode ser simétrica, onde o semiciclo positivo possui a mesma amplitude do semiciclo negativo, ou assimétrica, onde os semiciclos apresentam intensidades distintas. A forma de onda básica de uma CA é a onda senoidal. Alguns eletroestimuladores possuem a capacidade de reverter automaticamente a polaridade dos eletrodos numa estimulação por CD, produzindo efeitos fisiológicos similares à estimulação por corrente alternada (SINGH, 2012; STARKEY, 2013). O valor de pico de uma CA é a máxima amplitude do semiciclo em relação à linha de base e o valor pico a pico é definido pela distância entre os valores de pico dos semiciclos positivo e negativo. O número de vezes que a corrente muda de direção em um segundo caracteriza o número de ciclos por segundo, ou seja, define a frequência da corrente e é dada em hertz (Hz). Utilizada em tratamentos de controle e contrações musculares, a CA de alta frequência diminui a resistência da pele, permitindo uma estimulação mais confortável (STARKEY, 2013).

A CP é caracterizada por fluxo de elétrons unidirecional (monofásica) ou bidirecional (bifásica) que é interrompido por um curto período de tempo. As fases desse tipo de corrente são definidas por um bloco de pulsos, positivos ou negativos, medidos em um período de tempo. O número e o tipo de fases classificam o pulso em monofásico ou bifásico.

Pulsos monofásicos apresentam apenas uma fase por pulso e a corrente circula em apenas uma direção. Na estimulação monofásica a corrente tem uma polaridade conhecida em cada eletrodo. A corrente resultante pode despolarizar nervos sensoriais e motores. A estimulação pulsada de alta tensão é comumente utilizada no tratamento de controle da dor e contração muscular (STARKEY, 2013)

Pulsos bifásicos possuem duas fases, cada uma situada do lado oposto da linha de base (fase positiva e negativa) e pode ser caracterizado como simétrico, onde uma fase é a imagem espelhada da outra, e assimétrico, onde cada fase apresenta uma forma diferente. Os pulsos bifásicos assimétricos ainda podem ser classificados como eletricamente equilibrados (a área sob cada fase do pulso são iguais) ou eletricamente desequilibrados (a área sob cada fase são diferentes) (STARKEY, 2013). As características temporais de uma corrente pulsada são apresentadas na figura 3 e descritas abaixo (STARKEY, 2013):

- Duração do pulso: distância horizontal entre o início e o fim de um único pulso completo, desde o início da fase inicial e o fim da fase final, incluindo o intervalo intrapulso (se houver).
- Duração da fase: tempo decorrido entre o início e o fim de cada fase. Em pulsos monofásicos, "duração do pulso" e "duração da fase" são termos equivalentes. Esta característica é o fator mais importante ao determinar qual tipo de tecido será estimulado.
- Intervalo interpulso: tempo entre o fim de um pulso e o início do próximo.
- Intervalo intrapulso: tempo de interrupção da corrente entre pulsos ou entre duas fases. Este intervalo não pode exceder o intervalo interpulsos.
- Período do pulso: tempo decorrido entre o início de um pulso e o início do pulso subsequente.



Figura 3 – Características temporais da corrente pulsada monofásica (A) e bifásica (B). Fonte: STARKEY, 2013

O tempo necessário para o pulso atingir sua máxima amplitude é chamado tempo de subida ou ascensão e o tempo para ir do seu valor de pico para zero é chamado tempo de descida. Pulsos nos quais a corrente aumenta rapidamente provocam a despolarização do nervo, por exemplo, estímulos com forma de onda retangular. Quando o aumento de corrente é gradual e lento, o músculo acomoda com o estímulo e não há deflagração de potencial de ação, por exemplo, estímulos com correntes exponenciais. Este tipo de pulso é chamado "seletivo", pois pode provocar a contração do músculo com uma intensidade de corrente menor do que a necessária para estimular o nervo motor (SINGH, 2012). A resposta fisiológica para a estimulação com diferentes formas de onda depende da modulação de corrente. Modulação refere-se a qualquer variação na magnitude ou duração dos pulsos, podendo ser contínua, interrompida, trem de pulsos (bursts) ou em rampa.

Na modulação contínua (figura 4-A) a intensidade da corrente permanece inalterada por vários segundos ou minutos. Esta prática está associada à pulsos de corrente de longa duração (SINGH, 2012). Na modulação interrompida (figura 4-B) tem-se períodos iguais onde há circulação de corrente (tempo ON) e interrupção de corrente (tempo OFF). Os tempos ON e OFF podem ser programados no eletroestimulador ou alterado pelo operador. Esta prática é clinicamente utilizada para reeducação e reforço muscular e melhora na amplitude do movimento (SINGH, 2012).

O trem de pulsos ou *bursts* (figura 4-C) ocorre quando o fluxo de corrente é regularmente interrompido por curto período de tempo, com este padrão repetindo-se em intervalos regulares (STARKEY, 2013). O período de interrupção entre os bursts é chamado intervalo interburst. O trem de pulsos é utilizado em correntes monofásicas e bifásicas (SINGH, 2012).

A modulação em rampa (figura 4-D) é caracterizada por um aumento (ou diminuição) gradual da intensidade da corrente, proporcionando uma estimulação mais confortável ao paciente, reduzindo a sensação de choque. Este tipo de modulação é clinicamente utilizado para provocar contrações musculares (SINGH, 2012; STARKEY, 2013).



Figura 4 – Modulação de corrente: A) Modulação contínua, B) Modulação interrompida, C) Trem de pulsos, D) Rampa. Fonte: SINGH, 2012

2.2.2 Estimulação Elétrica de Diagnóstico

Existem vários métodos de diagnóstico que permitem avaliar o sistema nervoso central e periférico, utilizando dispositivos que aplicam estímulos nos nervos e medem sua resposta verbal, elétrica ou fisiológica no paciente. Alguns retornam resultados qualitativos, como os exames de discriminação entre dois pontos (DDP) e monofilamentos, outros trazem resultados quantitativos, como o teste de quantificação do limiar sensorial (QST - *Quantitative Sensory Threshold*) e o teste de limiar de percepção de corrente (CPT - *Current Perception Threshold*).

O teste de sensibilidade com monofilamentos de Semmes-Weinstein tem o objetivo de avaliar a sensibilidade tátil dos pacientes com suspeita de lesão nos nervos. O instrumento utilizado neste teste é feito com um estesiômetro de náilon, o qual é aplicado suavemente em cerca de cinco pontos de pressão nos pés e/ou mãos do paciente (SILVA et al., 2017). São 6 filamentos codificados por cores, com diâmetros diferentes e que exercem uma força especificada na área sob pressão. Durante o exame, o paciente é questionado sobre a percepção da pressão e, desta forma, é avaliada sua sensibilidade à força referenciada ao filamento. O teste avalia apenas as fibras mielinizadas e apresenta resultados qualitativos e subjetivos (PAULA, 2019).

A técnica de DDP foi introduzida em 1853, sendo definida como a distância mínima necessária entre dois pontos para sentir dois estímulos de forma separada. Dois pontos de um estesiômetro são posicionados sobre a pele do paciente, e aproximadas até que as duas pontas sejam percebidas como apenas um ponto de estímulo (WON et al., 2017; PAULA, 2019). Essa técnica é utilizada na avaliação da densidade da inervação sensorial da pele e, assim como o método dos monofilamentos, avalia apenas as fibras mielinizadas. Existem vários fatores que podem influenciar os valores de DDP, incluindo local de teste, sexo, modalidade de teste, idade, dispositivo e força aplicada. Portanto, este método de avaliação apresenta grande variabilidade nos resultados (WON et al., 2017; CATLEY et al., 2013).

O teste de QST é um outro método para avaliação das fibras sensitivas e mede os limiares sensoriais de dor, toque, vibração e sensações de temperatura quente e fria. Com esta técnica funções específicas das fibras podem ser avaliadas: fibras A δ através dos limiares de detecção de frio, dor provocada pelo frio e dor mecânica; fibras C com limiares de detecção de calor e dor; e fibras A β com limiares de detecção de vibração e de detecção mecânica (HOROWITZ, 2009). Esse método ativa as fibras nervosas aferentes estimulando primeiro os receptores da superfície da pele e reflete a função dos receptores da pele e das fibras aferentes (LOWENSTEIN; JESSE; KENTON, 2008). O teste requer a cooperação do paciente, portanto, o resultado do teste representa um relato subjetivo do indivíduo.

O teste de CPT é uma técnica não invasiva utilizada para avaliação quantitativa da condição funcional de fibras nervosas sensitivas. Esse teste utiliza um estímulo elétrico senoidal constante, com forma e frequência previamente definidas, para determinar a menor intensidade de corrente capaz de evocar uma percepção no paciente (LOWENSTEIN; JESSE; KENTON, 2008). Cada frequência de estimulação tem um valor CPT característico e que independe de outras frequências, podendo apresentar variação acima (hipoestesia) ou abaixo (hiperestesia) do valor padrão na presença de neuropatias periféricas. O teste de CPT aplica estímulos senoidais que despolarizam diretamente as fibras nervosas, desviando dos receptores da pele e reflete apenas a função das fibras nervosas aferentes. Estudos sugerem que o valor CPT depende de vários parâmetros fisiológicos como sexo, idade, porcentagem de gordura corporal, presença de neuropatias e local da estimulação (SENO et al., 2018; YIN et al., 2018).

Em seus estudos, Katims et al. (1986-a) analisaram os efeitos da estimulação elétrica transcutânea com corrente alternada em diferentes frequências e formas de onda, obtendo resultados que sugeriram que o tecido nervoso era capaz de discriminar os parâmetros da forma de onda de um estímulo elétrico. Baseando-se nos estudos anteriores, Katims, Long e Lky (1986-b) e Katims et al. (1987) utilizaram um estimulador elétrico capaz de gerar estímulos senoidais constantes na aplicação de teste de limiar de sensibilidade, obtendo uma medida (valor CPT) da integridade do sistema nervoso periférico. A partir de então, diferentes pesquisas foram conduzidas utilizando o teste de CPT na avaliação somotossenssitiva.

O primeiro dispositivo de neurodiagnóstico para avaliação não invasiva do funcionamento das fibras nervosas somatossensoriais foi o Neurometer, disponível desde 1986 e amplamente utilizado em pesquisas com teste de CPT desde então. O equipamento tem a capacidade de manter a corrente de estímulo constante independende da variação da impedância eletrodo-pele e possui uma topologia de fonte de corrente capaz de gerar estímulos senoidais com intensidades de até 9,99 mA em um conjunto fixo de frequências (5 Hz, 250 Hz e 2 kHz) (NEUROTRON INCORPORATED, 2016). A escolha das frequências disponíveis baseou-se em evidências que sugerem que a ativação das diferentes fibras nervosas depende da frequência do estímulo aplicado, onde: estímulos de alta frequência (2 kHz) ativam preferencialmente as fibras mielinizadas grossas A β , estímulos de média frequência (250 Hz) excitam preferencialmente as fibras mielinizadas finas A δ e estímulos de baixa frequência (5 Hz) estimulam preferenciamente as fibras finas C (MATSUTOMO; TAKEBAYASHI; ASO, 2005; LOWENSTEIN; JESSE; KENTON, 2008). Em seus estudos, Koga et al. (2005) obtiveram resultados que sugerem que estímulos na frequência de 2 kHz ativam seletivamente fibras A β e, em altas intensidades, deflagram potencial de ação em A δ ; 250 Hz inicia sensações de dor em A δ e sensações táteis em A β , porém, se produzidas simultaneamente, apenas a sensação nociceptiva é percebida. Por sua vez, estímulos de 5 Hz são eficazes para ativar as fibras C e nenhuma outra frequência provocou este efeito. Além disso, 5 Hz foi capaz de estimular as fibras A δ e A β , mas não o suficiente para produzir sensação funcional.

As limitações do Neurometer frente às novas demandas em pesquisas sobre avaliação somatossensorial por meio de eletroestimulação transcutânea com corrente elétrica senoidal trouxe a necessidade de um novo equipamento que permitisse estudos envolvendo diferentes frequências de estimulação e novos parâmetros de avaliação. Assim, Martins (2008) apresentou um novo eletroestimulador, o NeuroStim, composto por *hardware, firmware* e *software*. O sistema é capaz de fornecer estímulos com diferentes formas de onda além da senoidal, numa ampla faixa de frequência (2 Hz a 5 kHz). Além de medir o limiar sensorial, equivalente ao valor CPT no Neurometer, o equipamento tem a capacidade de medir o tempo de reação (RT) do paciente, mais um parâmetro quantitativo para avaliar o estado funcional das fibras periféricas, e que corresponde ao tempo decorrido desde a aplicação de um estímulo e a indicação de percepção pelo paciente, através do acionamento de um botão manual.

Em seus estudos, Martins et al. (2013) utilizaram o NeuroStim na obtenção do limiar sensorial e RT, analisando os parâmetros em conjunto para avaliação das fibras nervosas, obtendo resultados que sugerem que as frequências de 1 Hz, 250 Hz e 3 kHz são mais neurosseletivas que o conjunto anteriormente aplicado (2 Hz, 250 Hz e 2 kHz).

Apesar das vantagens apresentadas, assim como o Neurometer, o NeuroStim possui uma topologia da fonte de corrente complexa, necessitando de múltiplos estágios elevadores de tensão (± 15 V, ± 120 V, ± 135 V, ± 150 V) para entregar estímulos da ordem de 10 mA considerando uma carga resistiva da ordem de 10 k Ω . O circuito é baseado em dois amplificadores de potência de classe AB conectados em série por retificadores de precisão. O primeiro estágio de amplificação e os retificadores geram separadamente as partes positiva e negativa da senoide e o segundo estágio concatena as duas partes do estímulo e o entrega na saída (MARTINS, 2008). Essa abordagem cria distorções do sinal e gera *offset*, necessitando de um ajuste fino através de múltiplos potenciômetros durante a calibração do sistema. O nível de *offset* é um parâmetro importante para eletroestimuladores, pois é uma tensão contínua aplicada junto com o sinal de estímulo e, mesmo em valores pequenos, nível de *offset* maior que +250 mV e menor que -250 mV, pode evocar no paciente percepções sensoriais indesejadas (MARTINS, 2013).

Em seu trabalho, Seno et al. (2018) utilizaram o eletroestimulador PainVision® (PS-2100, Nipro Corporation, Osaka, Japão) capaz de medir tanto o valor CPT quanto a magnitude da sensação de dor. Porém, a forma de onda do pulso de corrente estimulante é quadrada, sendo necessário artifícios matemáticos e computacionais para obter o resultados do valor CPT, uma desvantagem em relação aos estímulos por corrente senoidal, que traz esses resultados de forma mais simples e direta, devido à sua característica neurosseletiva.

Além do teste de CPT, as correntes elétrica senoidais também podem ser utilizadas em testes de discriminação sensorial (DS), uma vez que diferentes frequências evocam percepções sensoriais distintas e a capacidade de discriminação pode ser utilizada para verificar aspectos relacionados ao processamento de informações sensorial ou cognitiva. Essa técnica é aplicada para avaliar quantitativamente a capacidade do paciente de interpretar e diferenciar os estímulos sensoriais, analisando indivíduos com diferentes comprometimentos neurológicos (PIMENTEL et al., 2006; BISPO et al., 2016). No teste de DS o paciente é treinado para identificar dois ou mais estímulos diferentes e deve saber discriminá-los dentro de uma bateria de estímulos e distratores aplicados. O exame pode ser executado intermembro (membros diferentes) e intramembro (mesmo membro) (PAULA, 2019).

No campo da neurofisiologia outros métodos de avaliação são empregados: o estudo da condução nervosa (NCS - *Nerve Conduction Study*), que mede a amplitude e velocidade dos potenciais de ação deflagrados somatossensorialmente (HEBL, 2007), e teste de potenciais evocados somatossensoriais, técnica para medir os potenciais evocados que ocorrem antes que os efeitos da estimulação periférica sejam aparentes no cérebro (HINRICHS, 2004). Ambos os métodos obtêm seus resultados através da coleta de sinais eletromiográficos e é independente da cooperação do paciente. A interpretação dos resultados incluem a análise da mudança na velocidade de condução dos nervos sensorial e motor, a amplitude e a latência da resposta ao estímulo, parâmetros que são afetados em decorrência de algumas neuropatias (RENDELL et al., 1989).

A escolha do método de diagnóstico na avaliação do SNP depende do objetivo da equipe ao realizar o procedimento. Lowenstein, Jesse e Kenton (2008) compararam as técnicas de CPT e QST encontrando resultados que sugerem que ambos os métodos medem populações de fibras nervosas aferentes semelhantes, mas o QST tem melhor confiabilidade teste-reteste do que o teste de CPT. Kang et al. (2008) compararam o NCS e o CPT na avaliação da síndrome do túnel do carpo e seus resultados sugerem que o NCS reflete melhor os sintomas e funções dos pacientes. Ziccardi et al. (2012) compararam os testes sensoriais clínicos com o CPT, encontrando correlações significativas entre elas. Griffioen et al. (2017) utilizaram o CPT e QST de forma complementar em sua pesquisa.

A utilização da estimulação elétrica transcutânea com corrente senoidal na avaliação dos nervos sensoriais não é unânime, porém sua adesão é ampla, sendo utilizada, principalmente, no acompanhamento da evolução de neuropatias devido à sua característica neurosseletiva. Essa técnica é aplicada na avaliação de neuropatia diabética (INCEU; VERESIU, 2015), neuropatia provocada pela hanseníase (MARTINS, 2013), capacidade de discriminação sensorial (BISPO et al., 2016), na avaliação da funcionalidade, força e sensação de pacientes com esclerose múltipla (GUCLU-GUNDUZ et al., 2012), em análises do efeito da aplicação de fármacos (KANAI; SUZUKI; OKAMOTO, 2010; VIJAYA et al., 2012), dentre outras pesquisas (NEUROTRON INCORPORATED, 2016).

2.3 Fonte de Corrente

Fontes de corrente são blocos eletrônicos básicos, criados a partir da combinação de diodos, resistores e transistores, utilizando componentes discretos, pares combinados, matrizes de transistores ou combinando amplificadores operacionais com referência de tensão. Esses blocos apresentam corrente de saída constante independente de mudanças na tensão de alimentação, temperatura, impedância ou tensão de carga (HARRISON, 2005).

As fontes de corrente dependem das características inerentes dos transistores empregados em sua construção para operarem adequadamente. Portanto, a evolução das fontes de corrente está intrinsecamente relacionada à evolução dos semicondutores utilizados em seus projetos. As fontes de corrente foram originalmente criadas utilizando somente resistores ou resistores combinados com válvulas termiônicas, porém sem precisão ou estabilidade na saída. Na década de 1960, com a introdução comercial do transistor de junção, estes foram aplicados nos projetos das fontes de corrente. As primeiras fontes baseadas em transistor utilizaram transistores do tipo PNP de germânio. No entanto, mostraram-se pouco práticas devido à instabilidade do germânio com a temperatura. A substituição por transitores de silício resolveu o problema da temperatura, porém, as novas fontes não eram precisas nem repetíveis, pois empregavam componentes discretos. Posteriormente, as fontes de corrente foram aplicadas na arquitetura interna de circuitos integrados para fins de polarização e estabilidade, superando o desempenho apresentado por suas antecessoras, uma vez que passou-se a utilizar componentes integrados ao projeto do *chip* (HARRISON, 2005).

Assim como os transistores de junção bipolar (BJTs) e os transistores de efeito de campo (FETs), amplificadores operacionais também podem ser empregados em projetos de fonte de corrente. Os amplificadores aplicados para este fim devem ser de precisão e apresentar algumas características comuns, como baixa tensão de *offset* de entrada, para minimizar o erro no sinal de saída causado pelo circuito, alta razão de rejeição de modo comum (CMRR), rejeitando ruídos de modo comum na entrada do amplificador, alta razão de rejeição da fonte de alimentação (PSRR), suprindo variações da tensão de alimentação em seu sinal de saída, e baixo ruído, por exemplo (HARRISON, 2005).

As aplicações para fontes de corrente variam de polarização e estabilização até referência e linearização. São frequentemente usadas para testar outros dispositivos, drenar correntes em sensores ou outros materiais, em experimentos ou em testes de produção, na polarização de diodos e transistores ou na definição de condições de teste (TEXAS INSTRUMENTS, 2013). Em algumas aplicações, utiliza-se fontes de corrente unidirecional para acionar a carga. Porém, há casos em que precisa-se de uma fonte de corrente com operação bipolar (fonte ou dreno) ou até mesmo que forneça correntes alternadas. Nesses casos, a fonte de corrente de Howland geralmente é uma excelente opção.

A fonte de corrente de Howland, apresentada na figura 5, foi inventada pelo professor Bradford Howland por volta de 1962 (TEXAS INSTRUMENTS, 2013). A fonte é controlada por tensão, fornecendo uma corrente de saída proporcional à tensão aplicada em sua entrada.

Essa topologia consiste em um amplificador operacional e uma ponte de resistores



Figura 5 – Fonte de corrente de Howland. Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2013

balanceada, onde $R_1/R_2 = R_3/R_4$. A fonte de corrente aceita entradas positivas e negativas (entradas diferenciais) e possui alta impedância de saída. No entanto, o ciruito apresenta dois problemas: o primeiro é a sua capacidade de saída, pois sua tensão de saída não varia em toda a faixa de alimentação do amplificador; o segundo é a sua ineficiência, uma vez que quanto maior a tensão exigida pela carga, maior será a corrente exigida do amplificador e maior será a energia desperdiçada (TEXAS INSTRUMENTS, 2013).

Algumas melhorias são aplicadas no circuito básico de Howland para amenizar suas limitações. A figura 6 apresenta uma fonte de corrente de Howland aprimorada.



Figura 6 – Fonte de corrente de Howland aprimorada. Fonte: LAM, 2020

O *buffer* (U1:B) tem alta impedância de entrada, o que introduz alta impedância de saída na fonte de corrente. Nessa configuração a corrente de saída é calculada de acordo com a equação 2.1.

$$I_{out} = ganho \times \frac{(V^+ - V^-)}{R_{LOAD}}$$
(2.1)

As melhorias apresentadas viabilizam a variação da tensão de saída para toda a faixa de alimentação do amplificador. Os resistores integrados ao circuito integrado quase

eliminam o erro causado por resistores incompatíveis na ponte balanceada, mantêm o ruído térmico relativamente baixo e minimiza possíveis limitações de largura de banda e problemas de estabilidade (LAM, 2020).

A corrente de saída pode ser variada mudando-se o valor de R_{REF} . Porém, os resistores integrados estabelecem um ganho fixo ao circuito e restringem a faixa de valores que R_{REF} pode assumir, gerando limitações em circuitos com baixas tensões de alimentação ou grandes resistores de carga, devido à delimitação de tensão de saída do circuito (LAM, 2020). Assim, para cargas de baixa impedância, a máxima corrente de saída do amplificador utilizado é a principal limitação para o desempenho da fonte. Já para cargas de alta impedância, a máxima tensão de saída do amplificador será o limitador do circuito (CALDWELL, 2013).

2.4 Maturidade Tecnológica - Escala TRL

Em meados dos anos 1970, a NASA (National Aeronautics and Space Administration) introduziu o conceito de "Technology Readiness Levels" (TRLs). TRLs são um sistema de medição da maturidade de uma determinada tecnologia e a comparação consistente de maturidade entre diferentes tipos de tecnologia (MANKINS, 2009).

A escala TRL possui 9 níveis, apresentados na tabela 1 e descritos a seguir (MAN-KINS, 2009):

Nível	Descrição
TRL 1	Observação e registro dos princípios básicos
TRL 2	Concepção tecnológica e/ou aplicação formulada
TRL 3	Prova de conceitos das funções críticas de forma analítica ou experimental
TRL 4	Validação de componentes ou arranjos experimentais em ambiente laboratorial
TRL 5	Validação de componentes ou arranjos experimentais em ambiente relevante
TRL6	Modelo do sistema/subsistema ou protótipo de demonstração em ambiente
	relevante.
TRL 7	Demonstração do protótipo do sistema em ambiente operacional
TRL 8	Sistema totalmente completo, testado, qualificado e demonstrado
TRL 9	Sistema já operado em todas as condições, extensão e alcance

Tabela 1 – Escala TRL

 O TRL 1 é o nível de menor maturidade tecnológica. É onde a pesquisa científica começa a ser convertida em pesquisa aplicada e desenvolvimento. Esse é o nível da ideação. Os custos para alcançar esse nível são baixos, representando uma pequena parcela do custo total do eventual sistema que aplicará os princípios básicos observados nessa etapa. Porém, os custos podem variar significativamente dependendo da área de pesquisa envolvida.

- O TRL 2 é o início da atividade inventiva, onde são aplicados os princípios físicos básicos observados no TRL 1. A aplicação ainda é especulativa, não havendo provas experimentais ou análise detalhada para apoiar a conjectura. Essa é a fase da concepção. Os custos para alcançar esse nível são similares ao nível precedente.
- O TRL 3 é o início da atividade de pesquisa e desenvolvimento. Esse nível é baseado em estudos analíticos para ajustar a tecnologia em um contexto apropriado e estudos laboratoriais para confirmação (ou não) das previsões analíticas. Os custos para alcançar esse nível variam de baixo a moderado, representando uma parcela pequena ou moderada do custo de uma eventual aplicação do sistema envolvendo as características ou funções comprovadas nessa etapa. Os TRLs 1 a 3, compreendem a prova de conceito da tecnologia.
- O TRL 4 é a fase de otimização, onde os elementos tecnológicos são integrados até que se atinja os níveis de desempenho desejados. Essa fase de validação funcional deve dar suporte aos conceitos formulados previamente e ser consistente com as potenciais aplicações do sistema. Os custos para alcançar esse nível são moderados, algumas vezes maior que os custos requeridos no TRL 3. Esse é o nível da prototipagem.
- No TRL 5 todas as aplicações dos arranjos experimentais são testadas em um ambiente simulado ou de algum modo realista. Várias tecnlogias novas podem estar envolvidas na demonstração. Os custos para alcançar esse nível variam de moderados a altos, podendo envolver algum patrocínio formal.
- No TRL 6 o protótipo do sistema é testado em um ambiente relevante, mais fiel possível aos seu ambiente operacional desejado. Os custos de pesquisa e desenvolvimento podem ser tipicamente altos e tendem a ser amplamente específicos para a tecnologia ou demonstração a ser realizada.
- No TRL 7 ocorre a demonstração do protótipo do sistema em seu ambiente operacional. O protótipo deve estar próximo ou na escala do sistema final desejado. Esse passo é realizado para sistemas críticos ou de alto risco e tem o objetivo de assegurar a confiança da engenharia e da gestão do sistema. Os custos de pesquisa e desenvolvimento são muito altos, compreendendo uma fração significativa do custo para desenvolver a aplicação final do sistema. A partir desse nível ocorre a fase de mercado da tecnologia desenvolvida.
- O TRL 8 é a conclusão do desenvolvimento da tecnologia. Sistema totalmente completo, testado, qualificado e demonstrado. Prova-se que a tecnologia funciona na sua forma definitiva e nas condições desejadas. Os custos para alcançar esse nível são muito altos, podendo atingir valores superiores aos custos combinados de todas as etapas precedentes. Essa é a fase da produção.

 No TRL 9 ocorrem os últimos acertos do sistema desenvolvido, pequenas correções ou alterações para resolver problemas apresentados após a finalização do projeto. Tecnologia em formato final, em aplicação/execução de produção, correspondentes a todas as condições operacionais. Esse é o nível da produção continuada.

As atividade de pesquisa e desenvolvimento são sempre acompanhadas de risco e muitos ativos tecnológicos em estágio inicial de desenvolvimento são descontinuados. A progressão de risco varia inversamente com os níveis TRLs, ou seja, quanto menor a maturidade de uma tecnologia, maior é seu risco. Assim, o TRL 1 é um nível de risco muito alto, TRLs 2 e 3 de alto risco, TRLs 4 a 6 de risco moderado, TRL 7 com risco aceitável, TRL 8 de baixo risco e o TRL 9 de risco zero. (MOORHOUSE, 2002).

3 Descrição do Sistema

Neste capítulo são descritas todas as partes constituintes do $\text{EE}_L S$, os métodos e ferramentas utilizadas para o desenvolvimento do trabalho, descrevendo o projeto, a construção do sistema e a metodologia aplicada para a realização dos testes.

3.1 EE_LS

O nome EE_LS , além de ser um acrônimo para Estimulador Elétrico Somarossensorial, significa enguia em inglês, lembrando dos peixes elétricos utilizados nos primórdios da eletroestimulação (RECIO; SCHNEIDER, 2011).

O sistema de eletroestimulação EE_LS é composto por hardware, firmware, aplicativo baseado em Android para interface com o usuário e software servidor. Através do aplicativo o operador registra um novo voluntário, envia e recebe informações do banco de dados, controla os parâmetros do estímulo aplicado e a execução do exame. A troca de informação entre aplicativo e firmware ocorre através de interface Bluetooth 2.0. O firmware controla o hardware, que, por sua vez, é capaz de gerar estímulos com parâmetros ajustáveis e interage com o voluntário através dos eletrodos de estimulação e um botão, meio pelo qual o voluntário informa ao equipamento a percepção do estímulo.

Especialmente desenvolvido para acomodar os requisitos de um exame de limiar de percepção de corrente, medição de tempo de reação e outros procedimentos, como o teste de discriminação sensorial, o equipamento permite aplicar estímulos senoidais em dois canais independentes e de forma simultânea.

3.2 Firmware

O firmware do EE_LS foi desenvolvido em linguagem C, utilizando a plataforma de desenvolvimento System Workbench for STM32 e pode ser utilizado em hardwares com até 15 canais. O firmware troca informações com o software via bluetooth, recebendo comandos de ações a serem executadas e enviando informações sobre o estado dos canais de estimulação e duração dos estímulos, além de executar operações de segurança, verificando a consistência dos comandos recebidos e a correta conexão com o software (PAULA, 2019).

O *firmware* é composto por três blocos principais: a) codificador/decodificador de comandos, responsável por codificar/decodificar os comandos trocados entre *software* e processador principal; b) *buffer* de comandos, que funciona como uma memória compartilhada, permitindo que a troca de dados entre (de)codificador e o processador principal ocorra

de forma intermitente; c) processador principal, responsável por controlar o equipamento, recebendo os dados vindos do *software*, tomando decisões, produzindo os estímulos e as informações necessárias ao operador (PAULA, 2019).

O *firmware* é um sistema de tempo real do tipo crítico (hard real-time system), onde devem ser garantidos os requisitos temporais na geração do estímulo, sob risco de gerar estímulos incorretos, comprometendo o resultado do exame, ou mesmo provocando acidentes, como dores durante a estimulação e queima da pele do voluntário (PAULA, 2019).

A corrente de saída (I_{out}) de cada canal do EE_L S é gerada a partir de uma saída analógica (V_{DAC}) produzida pelos conversores digital para analógico (DAC) presentes na unidade de controle. O sinal V_{DAC} passa por um circuito de condicionamento e depois é introduzido na fonte de corrente, controlando a corrente de saída. Este processo é abordado com mais detalhes nas seções 3.4.2 e 3.4.3.

O sinal V_{DAC} , por sua vez, é obtido a partir de um valor DAC_{val} de 12-bits, de acordo com a equação 3.1, onde N corresponde ao número de bits do DAC.

$$V_{DAC} = \frac{V_{alimenta \varsigma \tilde{a} o}}{2^N - 1} \times DAC_{val} \tag{3.1}$$

O sinal V_{DAC} , então, apresenta resolução de 806 $\mu V/bit$ e depende do valor DAC_{val} , que pode ser calculado através da equação 3.2, onde: I_{out} corresponde ao valor da corrente de saída desejada, R_{REF} é o valor da resistência de referência do circuito da fonte de corrente, $V_{alimentação}$ é a tensão de alimentação do DAC (3,3 V), G_V é o ganho do segundo estágio do circuito de condicionamento de sinais, $offset_{DAC}$ corresponde a um offset de 1,65 V_{DC} convertido para um valor de DAC, necessário para ajustar o valor DAC_{val} à alimentação do microcontrolador.

$$DAC_{val} = \left(\frac{I_{out} \times R_{REF}}{V_{alimentação} \times G_V} + 1\right) \times offset_{DAC}$$
(3.2)

Todos os valores DAC_{val} a serem enviados ao DAC devem ser calculados para gerar a saída com amplitude desejada. Para estímulos senoidais, estes valores são calulados de acordo com a equação 3.3.

$$senoide[i] = [sin(i) \times (\frac{I_{out} \times R_{REF} \times offset_{DAC}}{V_{alimentação} \times G_V})] + offset_{DAC}, i \in \mathbb{N}, 0 \leq i \leq 360 \quad (3.3)$$

Para obter um sinal de estímulo com a frequência desejada é preciso gerenciar o tempo de espera necessário entre os envios de dados para o DAC, de forma que a soma dos tempos entre os 360 pontos seja igual ao período da senoide desejada ($T_{estímulo}$). Para isso, os dados da senoide são previamente calculados e armazenados em uma memória do microcontrolador e a cada intervalo de tempo igual a T_{envio} segundos esses dados são

enviados ao DAC para gerar o sinal V_{DAC} . O tempo T_{envio} é o tempo de espera entre os 360 pontos da senoide, calculado de acordo com a equção 3.4 (PAULA, 2019).

$$T_{envio} = \frac{T_{estimulo}}{359} = \frac{1}{F_{estimulo} \times 359}$$
(3.4)

3.3 Interface Gráfica

O software de interface gráfica foi desenvolvido na forma de uma Aplicação WEB com tecnologia baseada em HTML 5, CSS 3, JavaScript e TypeScript. Utilizou-se, também, as ferramentas ionic e cordova para gerar um aplicativo para sistema operacional Android[®], permitindo que o aplicativo seja instalado em smartphones e tablets compatíveis e possibilitando o uso de recursos nativos do celular, como o Bluetooth (PAULA, 2019).

A função da interface gráfica do EE_LS é promover uma interface amigável homemmáquina, permitindo ao operador interagir com o equipamento, coletar dados do voluntário e o resultado de seus exames e enviá-los para um banco de dados. Também cabe ao *software* realizar as tomadas de decisões baseadas nas transições de estados do EE_LS e enviar os estímulos temporizados que compõem um exame (PAULA, 2019). O *software* é mostrado na figura 7.

≡ Paciente 🗘	\equiv Interface EELS 🕺 🕉	\equiv Interface EELS 🛛 💥 🕤	\equiv Interface EELS 🛛 💥 😏			
Última sincronização: 10/01/2021 13:54	CH 1 CH 2	CH 1 CH 2	CH 1 CH 2			
Pesquisar						
	PROTOCOLO	Estado: Inativo	Estado: Estimulando			
		Protocolo	Protocolo			
William Azevedo de Paula 😗 🖍 🕨	[Selecione]	Exame de Limiar Sensibilidade *	Exame de Limiar Sensibilidade *			
	Discriminante Sensorial	Frequência	Frequència Freq (Hz) Amplitude Inicl			
Anderson Mikaell PILOTO	Exame de Rampa	[Customizada] + Pred (riz) Ampirtude Inici	[Customizada] ~ 250 1000			
Enviado	Evene de Limier Constituide	Incremente (uA) Tempo On (c) Tempo Off (c)	Incremento (uA)			
Ana Beatriz Silva dos Sa	Exame de Limiar Sensibilidade	incremento (uA) Tempo On (s) Tempo On (s)	50 Tempo Un (s) Tempo Un (s)			
Enviado +9 /		INICIAR	Etapa 1/3 : Determinação do LS			
Olivera da Arrus da						
Enviado			Aplicando Estímulo			
			PARAR			
Francisca Zé Nobre de 🔨 🖍 🕨						
Stephany Costa Franco						
Enviado	R	C	П			
Paloma Soares Diniz de	5	S S	2			
Enviado						

Figura 7 – *Software* de interface gráfica: A) Registro de pacientes, B) Seleção do exame, C) Seleção dos parâmetros da estimulação, D) Equipamento em estimulação

3.4 Hardware

O EE_L S é alimentado por uma fonte universal, certificada para aplicações em dispositivos eletromédicos, conversor AC/CC, ±15 V e 45 W. Essa fonte alimenta um

conversor CC/CC, 3,3 V e 6,4 W, e um conversor CC/CC ajustável, M30-D150/Y, tensão de saída máxima de $\pm 150 V$ e 30 W (AMERICAN POWER DESIGN, INC., 2019). O conversor de 3,3 V, por sua vez, alimenta os circuitos lógicos integrados e os circuitos de condicionamento de sinal. O conversor M30-D150/Y, ajustado para fornecer $\pm 130 V$ (seção 3.4.3), alimenta as fontes de corrente dos dois canais de estimulação, permitindo que elas acionem cargas de alta impedância. O diagrama de blocos do *hardware* do EE_LS é apresentado na figura 8.



Figura 8 – Diagrama de blocos do hardware do EE_LS

A unidade de controle (UC) é a parte digital do *hardware* e é nela que se encontra o *firmware*. O operador pode controlar os recursos da UC por meio do *software* de interface gráfica, que, por sua vez, comunica-se com o *firmware* através da interface *Bluetooth*. A UC comunica-se com o voluntário através do botão de percepção de estímulo (seção 3.4.1) e gera o sinal de controle da fonte de corrente. Para produzir os estímulos elétricos senoidais, a UC gera um sinal senoidal que passa por um circuito de condicionamento de sinais, onde é amplificado em dois estágios. Após o condicionamento, o sinal de tensão é aplicado à fonte de corrente de Howland, que irá gerar estímulo de corrente proporcional a tensão aplicada em sua entrada, como explicado na seção 3.4.3 a seguir. A proteção garante que o estímulo chegue ao voluntário somente quando solicitado pelo operador, via aplicativo. O circuito de autocalibração faz uma amostragem do sinal de estimulação de saída para garantir um ajuste fino e automático, tanto da intensidade, quanto do nível de *offset* nos canais de saída do dispositivo.

3.4.1 Unidade de controle

A UC do EE_L S é baseada no microcontrolador STM32F446, que possui um processador RISC de 32-bit operando a uma frequência de até 180 MHz. Apresenta memória flash de 512 kB, 128 kB de RAM e dois DACs internos de 12-bit. A utilização de DACs internos permite a transferência de dados entre a memória e o DAC a uma taxa limitada apenas pela velocidade do barramento, o que permite ao EE_L S produzir sinais de até 25 kHz. Um módulo Bluetooth HC-05 é usado para comunicar o equipamento com o aplicativo no dispositivo móvel, reduzindo possíveis problemas decorrentes de conexões de cabo.

O sistema também possui um sinal de *trigger* chamado "botão de percepção de estímulo" utilizado pelo voluntário sempre que o mesmo percebe a aplicação de qualquer estimulação elétrica transcutânea. Esse botão está conectado a uma entrada digital da UC e gera uma interrupção no *firmware* sempre que pressionado. Essa interrupção é utilizada pelo algoritmo da UC para controlar a máquina de estado do sistema.

O sinal gerado na UC pelo DAC, V_{DAC} , é ajustado para atender aos requisitos da fonte de corrente usando um circuito de condicionamento.

3.4.2 Circuito de condicionamento de sinais

O circuito de condicionamento ajusta o sinal assimétrico V_{DAC} , que varia entre 0 e 3,3 V, para um sinal simétrico de até $\pm 9,24$ V, que é a tensão referência de controle da fonte de corrente. O circuito é composto por dois estágios de condicionamento.

O primeiro estágio, mostrado na figura 9, transforma o sinal assimétrico V_{DAC} em simétrico com amplitude máxima de ±3,3 V, de acordo com a equação 3.5. O circuito também atua como um filtro passa-baixa, com frequência de corte de 1,6 MHz, atenuando possíveis interferências de rádio frequência. O OPA2140 apresenta largura de banda de 11 MHz (TEXAS INSTRUMENTS, 2019).

$$V_1 = 2 \times (V_{DAC} - 1, 65) \tag{3.5}$$



Figura 9 – Primeiro estágio do circuito de condicionamento

O segundo estágio de condicionamento, mostrado na figura 10, amplifica o sinal de acordo com a equação 3.6. O ganho de 2,8 V/V foi aplicado para ajustar a resolução do sinal para a máxima corrente fornecida pelo sistema (projetada para 9 mA, seção 3.4.3). Com esse ganho obteve-se um sinal V_{CTRL} com valor de pico de $\pm 9,24$ V.

$$V_{CTRL} = 2,8 \times V_1 \tag{3.6}$$



Figura 10 – Segundo estágio do circuito de condicionamento

O circuito, assim como o circuito do primeiro estágio, atua como um filtro passabaixa, com frequência de corte de 8,8 MHz.

A tensão de offset de entrada do OPA2140 é de 120 μV e o circuito integrado não possui terminais para sua compensação. Essa tensão gera um offset de saída, que é uma tensão indesejada, gerada pelo circuito e não pelo sinal de entrada, determinada pelo offset de entrada e pelo ganho do amplificador. Para reduzir o offset de entrada do OPA2140 e sua interferência nos seus respectivos sinais de saída, foram utilizados os resistores de compensação R_1 (figura 9) e R_4 (figura 10).

O sinal V_{CTRL} é a referência de controle da fonte de corrente e determina a amplitude e forma de onda do estímulo de saída.

3.4.3 Fonte de corrente

A fonte de corrente utilizada é controlada por tensão, fornecendo corrente de estímulo na saída proporcional à tensão aplicada em sua entrada (V_{CTRL}) . Implementou-se a topologia de fonte de corrente de Howland modificada com esquema *bootstrapping*.

A topologia Howland (figura 6) comumente utiliza um circuito integrado (CI) de um amplificador de diferenças e resistores com valores comerciais, e apresenta excelente desempenho (CALDWELL, 2013). Porém, o circuito se mostra limitado no fornecimento de tensão para a carga. A maioria dos circuitos integrados utilizados são projetados para operar sob alimentação máxima de 30 a 40 V, limitando, portanto, a tensão de saída do ciruito à essa faixa de tensão. Considerando uma alimentação de 40 V, a fonte de corrente de Howland fornecerá estímulos da ordem de 10 mA para cargas de, no máximo, 4 k Ω (Lei de Ohm). Para cargas na ordem de 10 k Ω o estímulo é reduzido para 4 mA.

Alguns amplificadores operacionais e de diferenças são fabricados para operar sob elevada tensão de alimentação, acima de 300 V, porém são opções limitadas e caras, além de não operarem em frequências acima de 1 kHz, o que não atende ao propósito do presente projeto. Para contornar essas limitações, o circuito da fonte de corrente de Howland foi modificado para trabalhar com esquema *bootstrapping*, visando expandir a faixa de alimentação do circuito, possibilitando adicionar cargas de alta impedância na saída. O esquema elétrico da fonte de corrente implementada é apresentado na figura 11-A.



Figura 11 – Esquema elétrico da fonte de corrente de Howland modificada com esquema bootstrapping (A) e circuito de proteção ao paciente (B)

O bootstrapping é um método de controle da tensão de alimentação de dispositivos semicondutores baseado na sua tensão de saída (KING; WATKINS, 1999). As tensões $\pm V_{DD}$, figura 11-A, são fixas e fornecidas pelo conversor M30-D150/Y, porém a alimentação dos amplificadores operacionais U2 e U3 ($\pm V_{CC}$) varia dinamicamente em função de V_{out} e da polarização dos transistores $Q_1 \in Q_2$, e a única limitação para essa variação é a máxima tensão coletor-emissor ($V_{CEO_{max}}$) dos transistores. Portanto, o correto ajuste dos divisores de tensão compostos por R_7 , R_8 , $R_9 \in R_{10}$ garante que $V_{CEO_{max}}$ e a faixa de alimentação do CI não sejam violadas mesmo que a saída V_{out} seja maior que 100 V. As tensões $\pm V_{CC}$ são obtidas através das equações 3.7 e 3.8.

$$+V_{CC} = \frac{+V_{DD} \times R_7 + V_{out} \times R_8}{R_7 + R_8} - V_{BE}$$
(3.7)

$$-V_{CC} = \frac{-V_{DD} \times R_9 + V_{out} \times R_{10}}{R_9 + R_{10}} + V_{BE}$$
(3.8)

Os valores projetados para a fonte de corrente no EE_LS foram validados através de simulações e optou-se pela configuração que apresentou melhor resultado para amplitude da corrente de saída e resposta em frequência. Os transistores utilizados foram os MJD340 e MJD350, que apresentam $V_{CEO_{max}}$ igual a 300 V. Por este motivo o conversor M30-D150/Y foi ajustado para fornecer ±130 V, assim, evita-se trabalhar próximo à tensão limite dos componentes. Para o projeto da fonte de corrente de Howland do EE_LS , a tensão ± V_{CC} varia de acordo com a equação 3.9, considerando $V_{BE} = 0, 6$ V (valor medido).

$$\pm V_{CC} = \pm 13,53 + (0,89 \times V_{out}) \tag{3.9}$$

A corrente máxima fornecida pela fonte pode ser calculada através da equação 3.10.

$$I_{max} = \frac{V_{LOAD_{max}}}{R_{LOAD}} = \frac{V_{out_{max}} \times \frac{R_{LOAD}}{R_{LOAD} + R_{ref}}}{R_{LOAD}}$$
(3.10)

Pela equação 3.10, percebe-se que para obter I_{max} precisa-se que a tensão de saída do amplificador operacional seja máxima. Isso ocorrerá quando sua tensão de alimentação for igual a tensão de saída ($V_{CC} = V_{out}$). Fazendo essa substituição na equação 3.7:

$$V_{out_{max}} = V_{DD} - V_{BE} \times (1 + \frac{R_8}{R_7})$$
(3.11)

Com um raciocínio semelhante obtém-se a equação para o cálculo da máxima tensão negativa de saída.

Substituindo os valores projetados para o EE_L S na equação 3.11, calcula-se uma tensão de saída máxima igual a ±124,48 V. Porém, este valor é apenas teórico, pois os cálculos não levam em conta as perdas nos transistores Q_1 e Q_2 e as limitações do amplificador de diferenças utilizado. Durante os testes e simulações, observou-se que tensões de saída do amplificador U2 acima de 100 V provocavam uma distorção na alimentação do próprio componente, e, por consequência, na saída V_{out} . Portanto, a tensão de saída máxima, $V_{out_{max}}$, foi projetada para 100 V.

Substituindo na equação 3.10 o valor da tensão de saída máxima ($V_{out_{max}} = 100 \text{ V}$) e os valores projetados para o EE_L S, calcula-se uma corrente máxima fornecida pelo hardware igual a 9 mA, considerando uma carga de 10 k Ω . Utilizou-se carga igual à 10 k Ω pois este valor é considerado a impedância máxima esperada da interface eletrodo, eletrólito e pele (MEDINA; GRILL, 2015).

O amplificador de diferenças AD629 foi escolhido para implementar a fonte de corrente porque é capaz de medir com precisão sinais diferenciais na presença de tensões no modo comum de até $\pm 270 V$ (ANALOG DEVICES INC, 2011). Esta característica é importante, pois na configuração de *bootstrapping*, na qual a faixa de alimentação dos amplificadores muda com a saída, é fácil violar as especificações de modo comum de

entrada do dispositivo, principalmente durante a inicialização do sistema, onde uma rampa assimétrica das tensões da fonte de alimentação podem causar um mau funcionamento do amplificador (CALDWELL, 2013; KING; WATKINS, 1999).

O circuito de *feedback* com o amplificador operacional U3 é responsável por manter uma tensão fixa sobre o resistor de referência R_{REF} , garantindo corrente de estímulo constante sobre a carga mesmo que haja variação da impedância de contato eletrodo-pele. Devido à essa realimentação, é possível calcular a corrente de saída através da equação 2.1. Sabendo que o ganho do AD629 é 1 V/V (ANALOG DEVICES INC, 2011) e que a tensão de entrada é V_{CTRL} , a corrente de saída para o *hardware* proposto pode ser calculada através da equação 3.12. Nessas condições, a máxima corrente de saída esperada para a fonte de corrente projetada é 9,24 mA.

$$I_{out} = \frac{V_{CTRL}}{R_{REF}} \tag{3.12}$$

Considerando a resolução de tensão do hardware (806 $\mu V/bit$) e as equações 3.5, 3.6 e 3.12 encontra-se a resolução de corrente do sistema, dada pela diferença entre as correntes obtidas após a variação de 1-bit no DAC da UC. O hardware proposto pode gerar estímulos com resolução de corrente de 4,51 μ A/bit, resolução maior do que a apresentada pelo NeuroStim (8 μ A) (MARTINS, 2008), porém inferior à resolução do Neurometer (1 μ A) (NEUROTRON INCORPORATED, 2011). A utilização de um DAC externo ao microcontrolador para melhorar a resolução de corrente do EE_LS não é uma opção viável, pois testes preliminares demonstraram que a utilização de DACs externos limitava o tráfego de dados à velocidade das interfaces de comunicação: de 100 kbps até 3.4 Mbps, para o I²C e 1 Mbps para SPI, o que não é suficiente para produzir sinais de alta frequência demandados pelo EE_LS (PAULA, 2019).

3.4.4 Proteção ao paciente

O circuito de proteção ao paciente garante que o estímulo chegue ao voluntário somente quando solicitado pelo operador, via aplicativo. Além disso, garante malha fechada para a fonte de corrente com ou sem carga na saída do eletroestimulador. O funcionamento da fonte sem carga satura sua saída e pode provocar a queima de componentes do circuito.

O circuito é composto pelo relé RL1 e resistores R_{16} , R_{17} e R_{18} (figura 11-B). Utilizou-se o relé de estado sólido LH1502BAC que contém duas chaves, uma normalmente aberta (RL1B) e uma normalmente fechada (RL1A), que podem ser usadas de forma independente. Quando o relé não está acionado, na ausência de estimulação e também quando ocorre perda de conexão com o *software*, ele fecha uma malha para a fonte de corrente sobre uma carga de 120 Ω , resultante da associação mista de R_{16} , R_{17} e R_{18} . Quando solicitado, o relé permite que a corrente de saída da fonte chegue ao voluntário fechando a chave RL1B e abrindo a chave RL1A. Se a carga abrir ou RL1B apresentar problemas, haverá uma carga de 940 k Ω ($R_{17}+R_{18}$) na saída da fonte de corrente, praticamente um circuito aberto. Nesses condições, a máxima corrente de saída será 130 μ A (130V/1M Ω).

A proteção da fonte de corrente contra curto-circuito é realizada pelo circuito de *feedback*, através do amplificador U3 (figura 11-A), que garante corrente fixa sobre R_{REF} , independente da variação da carga. A fonte universal utilizada na alimentação do equipamento, por sua vez, já possui proteção contra curto-circuito.

3.4.5 Autocalibração

Valores de offset maiores que +250 mV e menores que -250 mV podem evocar no paciente percepções sensoriais indesejadas (MARTINS, 2013). Para garantir que o nível de offset permaneça dentro do esperado, foi implementado um circuito de autocalibração para o EE_LS , que mede em tempo real a corrente de saída e ajusta o sinal V_{CTRL} quando há variação do offset.

Esse esquema, mostrado na figura 12, mede continuamente uma amostra do sinal de estímulo sobre o resistor R_{11} , em série com a carga. A tensão amostrada sobre R_{11} tem um ganho de 50 V/V através do amplificador de instrumentação U4 e do potenciômetro RV1 e recebe um *offset* de 1,65 V_{DC} para ajustá-lo à alimentação do microcontrolador. O sinal resultante pode ser calculado de acordo com a equação 3.13.

$$V_{loadCurrent} = (I_{out} \times 1, 5) \times gain + offset_{calibration}$$
(3.13)



Figura 12 – Esquema elétrico da autocalibração do EE_LS

O sinal $V_{loadCurrent}$ é, então, lido por um conversor analógico para digital (ADC) do microcontrolador. Via *firmware*, calcula-se o valor da tensão média do sinal de saída e ajusta-se o *offset* por ciclo de estímulo.

3.5 Metodologia

O hardware do EE_LS foi montado e testado separadamente. A montagem começou pelas fontes de corrente, seguido do circuito de condicionamento do sinal e por último a unidade de controle. Nos testes iniciais foram utilizados um gerador de função arbitrária Tektronix AFG-2021 para gerar o sinal de entrada da fonte de corrente, um osciloscópio Tektronix TDS-2004C monitorando a saída e quatro fontes de alimentação simétrica Politerm HY-3003E-3 para a alimentação da fonte de corrente com tensões de ± 120 V. Durante os testes iniciais verificou-se deformações no sinal de estímulo, o funcionamento satisfatório dos circuitos integrados, dos transistores e dos relés de proteção, e possíveis interferências no hardware que poderiam comprometer a qualidade do estímulo de saída.

Com o equipamento devidamente montado e fechado, realizaram-se testes em bancada para avaliação da fonte de corrente proposta, utilizando cargas puramente resistivas conectadas nos terminais de saída do sistema.

Os testes foram realizados para estímulos com frequências de 1 Hz, 5 Hz, 250 Hz, 2 kHz e 3 kHz. Assim, abrange-se as frequências estudadas por Koga et al. (2005) e Martins et al. (2013), comumente aplicadas na avaliação das fibras somatossensoriais e descritas na literatura. Um osciloscópio digital *Agilent Technologies DSO-X 2002A* e um multímetro digital *Agilent 344010* (true RMS - *root mean square*) de $6\frac{1}{2}$ dígitos foram utilizados nas medidas e obtenção dos pontos da forma de onda do estímulo de saída. Os testes para avaliação da fonte de corrente são descritos a seguir:

- a) Capacidade máxima de corrente: o teste tem por objetivo medir a máxima intensidade de corrente de saída do EE_LS. Monitorando a forma de onda da corrente de saída, aumentou-se a amplitude do estímulo até observar uma distorção na forma de onda (saturação). O valor de corrente imediatamente anterior à saturação corresponde a capacidade máxima de corrente da fonte.
- b) Linearidade: o teste avalia a linearidade entre os valores de corrente de estímulo selecionados via aplicativo e a corrente de saída do EE_L S. Variando a intensidade do estímulo entre 1 mA e $I_{máx}$, mediu-se a corrente de saída sobre a carga com o multímetro digital e calculou-se a regressão quadrática dos pontos avaliados, de acordo com a equação 3.14.

$$y = a_2 x^2 + a_1 x + a_0 \tag{3.14}$$

c) Regulação de carga (RC): o teste avalia a capacidade da fonte de manter a corrente de estímulo selecionada pelo operador, mesmo havendo variação da impedância da carga. Mantendo sobre a carga a corrente máxima obtida no teste descrito em a), variou-se a impedância de saída entre 100 Ω e 10 k Ω monitorando-se o valor de

corrente de estímulo. A regulação de carga é obtida através da equação 3.15, onde $I_{m\acute{a}x}$ é a máxima corrente fornecida pelo sistema e I_{medido} é a corrente medida sobre a carga em avaliação.

$$RC(\%) = \frac{I_{m\acute{a}x} - I_{medido}}{I_{m\acute{a}x}} \times 100$$
(3.15)

d) Distorção Harmônica Total (THD - Total Harmonic Distortion): o teste visa identificar a porcentagem de energia da onda do sinal que está fora da fundamental. Aplicou-se sobre a carga de saída estímulos com intensidades de 1 mA, 5 mA e $I_{máx}$ e com o auxílio do osciloscópio obteve-se os pontos de pelo menos dez ciclos dos sinais de entrada e saída da fonte de corrente. Sobre os dados coletados, calculou-se o valor de THD do estímulo para cada frequência testada, considerando até a 10^a harmônica, pois a partir dessa harmônica a energia é desprezível. Mediu-se a THD do sinal de entrada (V_{CTRL}) e de saída (V_{out}) da fonte de corrente e a diferença entre elas forneceu a real THD causada pela topologia proposta.

Os testes de capacidade máxima de corrente, linearidade e distorção harmônica foram executados sobre uma carga de saída padrão de 10 k Ω , precisão de 5%. O teste de regulação de carga foi realizado utilizando cargas entre 100 Ω e 10 k Ω , precisão de 5%. Variações de 5% no valor da carga não interferem na resposta do sistema e, consequentemente, não comprometem os resultados dos testes.

Para o *hardware* proposto deseja-se as seguintes características:

- Corrente de pico máxima de saída igual a 9 mA.
- Nível de *offset* entre ± 200 mV no estímulo de saída.
- Banda passante entre 1 Hz e 10 kHz.
- TDH inferior a 1% no estímulo de saída.
- Regulação de carga máxima de 2% para cargas entre 100 Ω e 10 k $\Omega.$

4 Resultados

Neste capítulo são apresentados o *hardware* final desenvolvido e os resultados dos testes de desempenho do sistema.

O equipamento final é apresentado na figura 13, mostrando o *software* de interface gráfica, o gabinete, os conectores dos canais 1 e 2, onde 1 e 3 são os conectores dos eletrodos para estimulação e 2 e 4 são os conectores para o botão de percepção de estímulo do seu respectivo canal. O conector 5, SYNC, permite a utilização do sistema em conjunto com outros equipamentos tornando possível sua aplicação em outras áreas da neuroestimulação, por exemplo, em estudos do potencial evocado somatossensorial.



Figura 13 – EE_LS

A figura 14 apresenta a visão do interior do equipamento, composto pela fonte universal para alimentação do *hardware*, placa de circuito impresso (PCB) desenvolvida e conectores no painel frontal.

A figura 15 apresenta a PCB desenvolvida, identificando suas partes constituintes. São elas: 1) entrada da alimentação da fonte universal, 2) conversor CC/CC 3,3 V, 3) circuito de controle do conversor CC/CC M30-D150/Y, 4) conector dos botões de percepção de estímulo, 5) conector para placa de gravação do *firmware*, 6) microcontrolador, 7) circuitos de condicionamento de sinais, 8) módulo *Bluetooth*, 9) fonte de corrente do canal 1, 10) circuito de proteção do paciente do canal 1, 11) saída dos sinais de estímulo dos dois canais, 12) circuito de autocalibração do canal 2, 13) circuito de autocalibração do canal 2, 16) circuito de proteção do paciente do canal 2.



Figura 14 – Organização interna do gabinete do EE_LS



Figura 15 – PCB do hardware desenvolvido

A tabela 2 apresenta uma síntese das inovações implementadas no *hardware* proposto para viabilizar o bom desempenho do sistema e garantir a segurança do equipamento e de seus usuários.

4.1 Testes de bancada

Os testes de bancada realizados no EE_L S, com carga de 10 k $\Omega/5\%$, demonstraram a capacidade do equipamento de gerar estímulos senoidais com parâmetros programáveis e manter sua corrente de saída independentemente da variação da carga.

A figura 16 apresenta os sinais V_{DAC} (em amarelo, CH1), V_1 (em azul, CH2) e V_{CTRL} (em roxo, CH3) medidos no *hardware* do equipamento, enquanto aplica-se estímulos

Elementos de complexidade	Inovação				
Fonte de corrente complexa, com múlti-	Implementação da topologia de fonte de				
plos estágios elevadores de tensão	corrente de Howland com apenas um está-				
plos estagios elevadores de tensão	gio elevador de tensão				
Limitação da tonsão do saída da fonto do	Configuração bootstrapping - Variação di-				
corronto	nâmica da tensão de alimentação do ampli-				
corrente	ficador de acordo com sua tensão de saída				
	Circuito de autocalibração - ajuste fino e				
Calibração manual do sistema através do	automático, tanto da intensidade, quanto				
ajuste de múltiplos potênciômetros	do nível de <i>offset</i> nos canais de saída do				
	dispositivo				
	Circuito de proteção ao paciente - garante				
Estimulação indevida do voluntário	que o estímulo chegue ao voluntário so-				
Estimulação indevida do voluntario	mente quando solicitado pelo operador, via				
	aplicativo				
Saturação do soído do fonte do corrente	Circuito de proteção ao paciente - garante				
Saturação da salda da fonte de corrente	malha fechada para a fonte de corrente com				
em mama aberta	ou sem carga na saída do eletroestimulador				
Protocolos limitados a um canal do esti	Sistema multicanal para estimulção, possi-				
ribiocolos minitados a uni canal de esti-	bilitando novos protocolos para avaliação				
mulação para avallação do SNP	de desordens no SNP e SNC				

Tabela 2 – Complexidades X Inovações

com máxima amplitude de corrente em 3 kHz. A figura mostra que o sinal V_1 medido está em conformidade com a equação 3.5 e o sinal V_{CTRL} está em conformidade com a equação 3.6. Além disso, a tensão V_{CTRL} está de acordo com a tensão de controle para a máxima corrente de estímulo, calculada na seção 3.4.2, igual a $\pm 9, 24 V$.



Figura 16 – Medidas de V_{DAC} (CH1), V_1 (CH2) e V_{CTRL} (CH3) para máxima corrente de saída em 3 kHz

A figura 17 mostra o controle da tensão de alimentação dos amplificadores ope-

racionais $U_2 \in U_3$ na configuração *bootstrapping*. Percebe-se que mesmo com uma alta tensão na saída do amplificador, V_{out} (em azul, CH2), sua alimentação é constante e aproximadamente 30 V, valor obtido pela diferença entre as tensões $+V_{CC}$ (em amarelo, CH1) e $-V_{CC}$ (em roxo, CH3). As medidas apresentadas também mostram que a relação entre as tensões $\pm V_{CC}$ e V_{out} estão em conformidade com a equação 3.9.



Figura 17 – Controle *bootstrapping* da alimentação do amplificador de diferenças para máxima corrente de saída em 3 kHz

A figura 18 mostra a resposta em frequência do EE_L S para as cargas de 100 Ω , 1 k Ω e 10 k Ω . A frequência de corte para carga de 10 k Ω (máxima impedância esperada para a carga) é igual a 9,45 kHz, ligeiramente menor que a desejada. Porém, essa diferença é compensada pelas variações dos valores dos componentes do sistema (com precisão de 5%) e portanto, a frequência de corte encontra-se dentro das especifiações desejadas.



Figura 18 – Resposta em frequência do sistema para cargas de 100 Ω , 1 k Ω e 10 k Ω

4.1.1 Capacidade máxima de corrente

As figuras 19 a 23 apresentam as formas de onda do estímulo sobre a carga para a máxima corrente em todas as frequências testadas. As telas apresentam as medidas de frequência, tensão pico a pico, tensão eficaz e nível de *offset* do estímulo. Observa-se uma senoide sem distorções e ruídos evidentes, com nível de *offset* entre ± 200 mV. O valor da corrente eficaz de estímulo é obtido dividindo-se a tensão medida pelo valor de resistência da carga (Lei de Ohm).



Figura 19 – Forma de onda da corrente máxima em 1 Hz

Além da monitoração pelo osciloscópio, a corrente eficaz sobre a carga também foi medida com o auxílio do multímetro digital de $6\frac{1}{2}$ dígitos, porém o equipamento não é especificado para efetuar leituras de parâmetros com frequência abaixo de 20 Hz. Desta forma mediu-se somente as correntes para os estímulos de 250 Hz, 2 kHz e 3 kHz. Os resultados são apresentados na tabela 3, onde os valores para 1 Hz e 5 Hz foram obtidos utilizando apenas o osciloscópio e os valores para 250 Hz, 2 kHz e 3 kHz foram obtidos através do osciloscópio e do multímetro.

Tabela 3 – Amplitude da corrente máxima de saída por frequência

Freq (Hz)	1	5	250	2k	3k
$I_{m \acute{a} x_{pico}}(mA)$	8,41	8,63	8,63	8,38	7,94

Observa-se que a amplitude máxima da corrente nas maiores frequências sofre pequena redução se comparadas com as demais medidas, chegando a 8,7% em 3 kHz



Figura 20 – Forma de onda da corrente máxima em 5 Hz



Figura 21 – Forma de onda da corrente máxima em 250 Hz



Figura 22 – Forma de onda da corrente máxima em 2 kHz



Figura 23 – Forma de onda da corrente máxima em 3 kHz

quando comparado à máxima corrente de saída que a fonte foi capaz de fornecer.

4.1.2 Linearidade

A linearidade entre a corrente selecionada e a de saída é importante porque mostra que o equipamento gera correntes de estímulo que variam linearmente com os 4096 níveis do DAC na UC. Portanto, a alteração da corrente desejada no aplicativo não acarreta em um aumento (ou diminuição) excessivo da corrente de estímulo.

A figura 24 apresenta a relação entre os valores de corrente de pico (em μA_{pico}) selecionados pelo operador, via aplicativo, e a saída fornecida pelo EE_LS, medidas com o multímetro digital, nas frequências de 250 Hz, 2 kHz e 3 kHz, apenas (devido à limitação do multímetro). No gráfico é possível observar a linearidade do sistema, característica também confirmada pelos coeficientes obtidos através do regressão quadrática dos pontos do gráfico, apresentados na tabela 4.



Figura 24 – Retas obtidas pela interpolação dos pontos medidos nos testes de linearidade do sistema nas frequências 250 Hz, 2 kHz e 3 kHz com uma carga resistiva igual a 10 k Ω

Tabela 4 – Coeficientes de regressão obtidos no teste de linearidade de acordo com a equação de segunda ordem y= $a_2x^2 + a_1x + a_0$

Freq (Hz)	a ₂	a_1	a ₀
250	-6,5231e-07	1,0032e+00	2,1549e+00
2k	-1,4818e-06	9,6245e-01	2,5436e+00
3k	-1,8693e-06	9,1764e-01	3,5899e+00

Substituindo na equação 3.14 os valores de a_2 , $a_1 \in a_0$ para cada frequência avaliada, considerado uma corrente máxima de 9,24 mA ($x_{máx} = 9240\mu$), percebe-se que a característica quadrática do sistema é despresível em relação à sua característica linear. Das frequências analisadas, 250 Hz (reta azul no gráfico) apresentou melhor correspondência entre valores de corrente selecionada e corrente entregue na carga, e o pior cenário ocorre em 3 kHz (reta preta no gráfico), com menor inclinação da reta e menor relação a_1/a_2 .

4.1.3 Regulação de carga

A capacidade da fonte de corrente de manter o estímulo mesmo com a variação de impedância da carga pode ser observada na tabela 5. A regulação de carga é menor que 3% em 250 Hz para cargas entre 100 Ω e 10 k Ω . Em 2 kHz e 3 kHz a regulação é estável até 5,6 k Ω (1,87% e 3,94%, respectivamente), porém, é reduzida para 5,55% e 10,52%, respectivamente, para carga de 10 k Ω .

Tabela 5 –	Regulação	de	carga	da	fonte	de	$\operatorname{corrente}$	por	$\operatorname{amplitude}$	de	$\operatorname{corrente}$	e	por
	frequência	ana	lisada										

Carga (Ω)	250 Hz		2 kHz		3 kHz	
	I (mA _{RMS})	RC(%)	$I (mA_{RMS})$	RC(%)	$I (mA_{RMS})$	RC(%)
100	6,162	1,7382	6,267	0,0638	6,233	0,6060
180	6,164	1,7063	6,271	0	6,234	0,5900
330	6,165	$1,\!6903$	6,271	0	6,234	0,5900
560	6,164	1,7063	6,269	0,0319	6,232	0,6219
1 k	6,162	1,7382	6,265	$0,\!0957$	6,225	0,7335
1,8 k	6,158	$1,\!8019$	6,254	$0,\!2711$	6,207	1,0206
3,3 k	6,150	1,9295	6,224	0,7495	$6,\!152$	1,8976
5,6 k	6,137	$2,\!1368$	$6,\!154$	$1,\!8657$	6,024	3,9388
10 k	6,106	2,6312	5,923	5,5494	5,611	10,5246

4.1.4 THD

Os resultados para o teste de THD são mostrados na tabela 6, onde THD_{UC} representa a distorção estimada para o sinal da unidade de controle (V_{CTRL}) nas amplitudes e frequências avaliadas, THD_{out} representa a distorção estimada no sinal de estímulo medido sobre a carga e THD_{FC} é a distorção provocada pela fonte de corrente proposta, dada pela diferença entre a THD da carga e da unidade de controle $(THD_{out} - THD_{UC})$.

O teste mostrou que o equipamento apresenta THD no sinal de estímulo (THD_{out}) inferior a 1% em todas as frequências avaliadas, sendo a maior parte dessa distorção proveniente do DAC da unidade de controle. A distorção causada pela fonte de corrente de Howland apresenta sua pior distorção em 5 Hz para a saída de 5 mA, onde o THD foi de 0,42%. O EE_LS apresenta maiores distorções harmônicas para baixas amplitudes de

Freq (Hz)	I (mA)	THD_{UC} (%)	THD _{out} (%)	$\operatorname{THD}_{FC}(\%)$
	1	1,18	0,88	0
1	5	$0,\!35$	$0,\!50$	0,15
	I _{max}	0,34	0,41	0,07
	1	0,68	0,79	0,11
5	5	0,22	0,64	0,42
	I _{max}	0,28	0,45	0,17
	1	0,76	0,85	0,09
250	5	0,30	0,47	0,17
	I _{max}	0,26	0,40	0,14
	1	0,50	0,62	0,13
2k	5	0,25	$0,\!35$	0,10
	I _{max}	0,33	0,31	0
	1	1,24	$0,\!59$	0
3k	5	0,31	0,42	0,11
	I _{max}	0,20	0,30	0,10

Tabela 6 – THD estimado por frequência e por amplitude de corrente

corrente de saída, porém nenhuma tendência foi observada em relação à frequência de estímulo.

5 Discussão

O EE_LS apresenta duas características principais que o torna vantajoso em relação ao NeuroStim: primeiro, possui dois canais de estimulação permitindo a realização de mais tipos de protocolos de estimulação; segundo, possui um circuito de calibração em tempo real, eliminando a necessidade de calibração manual periódica do equipamento, que é um processo complexo, que demanda tempo e não garante um nível de *offset* desejável para todas as frequências diferentes das faixas de frequências ajustadas. A topologia de fonte de corrente utilizada no projeto viabilizou as vantagens supracitadas, além de reduzir seu tamanho e custo. O equipamento atingiu o nível TRL 4, através dos testes em ambiente laboratorial.

Os testes de bancada demonstraram a capacidade do novo hardware de gerar estímulos senoidais atingindo uma corrente de pico máxima de 8,63 mA, ligeiramente inferior a especificada durante o projeto do circuito. Essa diferença pode ser explicada pelo comportamento do transistor quando a corrente de saída está no seu valor máximo e a tensão V_{CE} está próxima ao valor limite do componente. Cada transistor pode parar de operar na região linear, o que reduz a corrente máxima de saída permitida. Também observou-se um valor inferior da corrente máxima de saída em 3 kHz, por sua vez, explicado pela resposta em frequência do circuito que é limitada por sua largura de banda. O capacitor C_6 (figura 11) varia a impedância de saída vista pela fonte de corrente de acordo com a frequência do estímulo, limitando a resposta em frequência do circuito, como mostrado na figura 18.

O projeto do hardware precisa equilibrar os melhores resultados para a amplitude máxima de corrente de saída e resposta em frequência do circuito. Por exemplo, no projeto inicial da fonte de corrente, os resistores utilizados no divisor de tensão e polarização dos transistores eram de 10 k Ω ($R_7 \in R_9$, figura 11) e 100 k Ω ($R_8 \in R_{10}$), pois os resultados das simulações com estes valores foram os mais satisfatórios, apresentando a melhor amplitude máxima da corrente de saída e resposta em frequência. Porém, durante os testes finais, verificou-se que o valor de 100 k Ω estava muito alto e não permitia tensão suficiente para polarizar os transistores $Q_1 \in Q_2$, acarretando estímulos de saída menores que 8 mA em todas as frequências testadas. Ao substituir $R_8 \in R_{10}$ por resistores de 82 k Ω , obteve-se um ganho na corrente máxima de saída, com valores superiores a 8 mA em todas as frequências, entretanto, houve uma perda na resposta em frequência e os estímulos acima de 3 kHz já começam a ser atenuados. O aumento das tensões $\pm V_{DD}$ pode viabilizar o retorno dos resistores projetados inicialmente, melhorando a resposta em frequência do sistema, mas deve-se manter uma margem de segurança para não comprometer os componentes utilizados. A substituição dos transistores por outros que apresentam maior $V_{CEO_{max}}$ (maior que 300 V) permite a aplicação de $\pm V_{DD}$ máximos (± 150 V).

Embora a corrente máxima seja ligeiramente menor que o esperado, sua amplitude é suficiente para capacitar o equipamento para condução de protocolos de limiar sensorial, incluindo àqueles que necessitam de corrente algumas vezes maior que o limiar sensorial do paciente (PIMENTEL et al., 2006; BISPO et al., 2016). Comparado ao Neurometer $(I_{out} = 9, 99 \ mA_{pico})$, o EE_LS $(I_{out} = 8, 63 \ mA_{pico})$ apresentou menor amplitude de corrente de saída. Quando comparado ao NeuroStim $(I_{out} = 8 \ mA_{pico})$, o EE_LS apresentou maior amplitude de corrente, com melhor resolução (NeuroStim 8 μ A, EE_LS 4,51 μ A).

O hardware proposto apresentou duas limitações que comprometem a amplitude máxima de corrente de estímulo que a fonte é capaz de fornecer. Primeiro, a limitação de $V_{out_{máx}}$ em 100 V, que pode ser explicada por uma tensão de polarização insuficiente nos transistores Q_1 e Q_2 . Com o aumento de V_{out} , a tensão sobre os resistores R_7 e R_9 diminui, podendo não ser suficiente para polarizar seus respectivos transistores. O ajuste do conversor M30-D150/Y para fornecer tensão maior que ±130 V pode ser uma solução para esse problema, todavia volta-se às recomendações citadas anteriormente, ou seja, deve-se garantir uma faixa de segurança para os transistores. A segunda limitação é o limite de corrente de saída do amplificador de diferenças utilizado no projeto, AD629. Durante os testes da PCB desenvolvida, observou-se um aquecimento excessivo desse CI quando a fonte fornecia correntes na ordem de 10 mA. Portanto, mesmo com o ajuste de $\pm V_{DD}$, o sistema não poderá fornecer correntes de estímulo com amplitude máxima maior que àquela fornecida pelo Neurometer.

O EE_L S apresentou linearidade em todas as frequências avaliadas, mostrando que a variação do estímulo de saída é linear à variação dos níveis do DAC. Substituindo na equação 3.14 os valores dos coeficientes apresentados na tabela 4 e considerando um valor máximo de x igual a 9240 μ (maior valor de corrente esperada para o hardware) percebe-se que o comportamento quadrático do sistema é despresível se comparado à sua linearidade, não exercendo influência na relação entre a corrente selecionada e a medida sobre a carga. A diferença angular entre as retas apresentadas na figura 24 pode ser atenuada com a melhora da resposta em frequência do circuito e ajustada no processo de autocalibração do sistema.

O teste de regulação de carga mostrou que o EE_L S é estável em todas as frequências para cargas de saída até 5,6 k Ω . Para altas frequências, observa-se uma deterioração da regulação de carga para as impedâncias de saída de 10 k Ω . Este comportamento pode ser explicado pela resposta de largura de banda do circuito, pois utiliza-se a corrente máxima de saída na realização do teste. Contudo, espera-se uma impedância da pele inferior a 1 k Ω em frequências superiores a 1 kHz (MEDINA; GRILL, 2015). Nessas condições, a máxima regulação de carga do *hardware* é 2,63% em 250 Hz para uma carga de 10 k Ω , de acordo com a tabela 5. Acredita-se que este parâmetro possa ser melhorado com o retorno dos resistores inicialmente projetados, configuração que apresentou melhor resposta em frequência.

O teste de THD mostrou que o EE_LS apresenta baixa distorção harmônica, uma vez que todos os valores de THD no sinal de estímulo (THD_{out}) são menores que 0,88%. Pela tabela 6, percebe-se que a maior parte da distorção do sinal é proveniente do DAC na UC. A distorção harmônica provocada pela fonte de corrente proposta (THD_{FC}) é baixa, sendo seu pior resultado igual a 0,42% e as demais distorções estimadas inferiores a 0,20%. Portanto, espera-se que sua interferência no resultado dos exames com aplicação da estimulação seja mínima. Os valores de THD foram mais altos para valores mais baixos de saída, o que pode ser provocado por um pequeno ruído de alta frequência sobreposto ao sinal de saída e possivelmente produzido pelo circuito de *feedback* da fonte de corrente. Espera-se que esse ruído seja filtrado pelo comportamento passa-baixa capacitivo-resistivo da pele (VARGAS-LUNA et al., 2015). Em comparação com o NeuroStim, com $THD_{out} = 1,38\%$, o EE_LS apresentou melhor resultado de distorção no sinal de saída.

O circuito de proteção ao paciente garantiu sinal de estímulo sobre a carga somente quando solicitado pelo operador, via aplicativo. Além disso, garantiu malha fechada na saída do eletroestimulador, atuando como uma proteção para a fonte de corrente em caso de desconexão da carga. A malha aberta para a fonte satura sua saída, pois inviabiliza o funcionamento do circuito de *feedback* e, por consequência, o controle da tensão sobre R_{REF} e da corrente de saída.

6 Conclusão

O EE_LS mostrou-se capaz de realizar testes de limiar sensorial, não só nas frequências comumente aplicadas na literatura, mas em uma ampla faixa de frequência. Os dois canais de estimulação capacitam o EE_LS para aplicação de testes de discriminação sensorial inter e intramembros na avaliação dos SNP e SNC. Além disso, sua capacidade máxima de corrente permite que o equipamento seja utilizado em estudos onde a amplitude do estímulo precisa ser algumas vezes maior que o limiar sensorial do paciente.

A fonte de corrente de Howland modificada com esquema *bootstrapping* mostrou-se capaz de acionar cargas de alta impedância, mantendo uma regulação de carga estável e com baixa distorção não linear. O esquema *bootstrapping* permitiu tensões de saída próximas a 100 V, sem comprometimento dos componentes utilizados no projeto e com um circuito relativamente simples, sendo necessário apenas um estágio de elevação de tensão. A simplicidade do *hardware* viabilizou a inclusão de mais canais de estimulação e de um circuito de autocalibração, aumentando a estabilidade do sistema sem, no entanto, comprometer o tamanho e custo do equipamento.

Comparado ao Neurometer e NeuroStim, o hardware do EE_LS apresentou características semelhantes ou superiores em termos de geração de estímulos (amplitude, frequência, largura de banda, linearidade) e com um circuito mais simples, o que também viabilizou o acréscimo de canais para estimulação simultânea, sem perda de corrente ou de resolução, e o ajuste do offset em tempo real, mantendo os parâmetros de estímulo sob as condições necessárias para a execução do exame e eliminando a necessidade de calibração periódica do equipamento. Portanto, o EE_LS pode ser usado para aplicação de todos os exames realizados por seus concorrentes (Neurometer e NeuroStim) e também em outros exames que utilizam mais canais de estimulação.

Para trabalhos futuros são propostos o ajuste na alimentação da fonte de corrente e, se necessário, troca dos transistores aplicados na alimentação do amplificador de diferenças, visando melhorar a resposta em frequência do circuito e a amplitude máxima de corrente fornecida, principalmente nas maiores frequência de estímulo; implementação de outras formas de onda de estímulo, como estimulação em rampa e corrente pulsada; avanço do equipamento na escala TRL através de testes em ambiente relevante; realização de testes de DS em grupos de controle e em pacientes acometidos por doenças no SNC para estudos de comparação.

Referências

AMERICAN POWER DESIGN, INC. M30 series 30 Watt programable DC/DC converters. [S.l.], 2019. Disponível em: http://www.apowerdesign.com/pdf/m30.pdf>.

ANALOG DEVICES INC. *High Common-Mode Voltage, Difference Amplifier, AD629 datasheet.* [S.l.], 2011. Disponível em: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD629.pdf>.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TECNICAS. *NBR IEC 60601-2-10*: Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de estimuladores de nervos e músculos. Rio de Janeiro, 2014. 16 p.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. *Neurociências*: Desvendando o sistema nervoso. 3. ed. Porto Alegre: Artimed, 2008.

BISPO, J. et al. Proposta de avaliação da capacidade de discriminação sensorial a diferentes estímulos elétricos senoidais. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Foz do Iguaçu: UTFPR, 2016. p. 695–698.

CALDWELL, J. A high-voltage bidirectional current source. Analog Applications Engineer, Texas Instruments, 2013.

CATLEY, M. J. et al. Assessing tactile acuity in rheumatology and musculoskeletal medicine—how reliable are two-point discrimination tests at the neck, hand, back and foot? *Rheumatology*, Sydney, v. 52, n. 8, p. 1454–1461, 2013.

GALVÃO, M. de Lourdes de S. et al. Determinação do limiar de percepção de corrente elétrica em uma amostra de voluntários normais. *Arquivos de Neuropsiquiatria*, v. 63, p. 289–293, 2005.

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

GRIFFIOEN, M. A. et al. Quantitative sensory testing and current perception threshold testing in patients with chronic pain following lower extremity fracture. *Biological Research For Nursing*, v. 20, n. 1, p. 16–24, 2017.

GUCLU-GUNDUZ, A. et al. Upper extremity function and its relation with hand sensation and upper extremity strength in patients with multiple sclerosis. *NeuroRehabilitation*, v. 30, n. 4, p. 369–374, 2012.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de fisiologia médica*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HARRISON, L. T. *Current Sources and Voltage References.* 1. ed. Burlington: Newnes, 2005.

HEBL, J. R. Chapter 13 - Peripheral Nerve Injury. In: *Complications in Regional Anesthesia & Pain Medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders, 2007. p. 125–140. ISBN 978-1-4160-2392-0.

HINRICHS, H. Cap. 5: Evoked Potentials. In: *Biomedical Technology and Devices Handbook*. Boca Raton: CRC Press, 2004.

HOROWITZ, S. H. Chapter 3 - Neuropathic Pain: Is the emperor wearing clothes? In: *Current Therapy in Pain*". Philadelphia: W.B. Saunders, 2009. p. 9–14. ISBN 978-1-4160-4836-7.

INCEU, G. V.; VERESIU, I. S. Measurement of current perception thresholds using the neurometer (R) – applicability in diabetic neuropathy. Separata de: *Clujul Med*, v. 88, n. 4, p. 449–452, 2015.

KANAI, A.; SUZUKI, A.; OKAMOTO, H. Comparison of cutaneous anesthetic effect of 8% lidocaine spray with lidocaine patch using current perception threshold test. *Pain Medicine*, v. 11, n. 3, p. 472–475, 2010.

KANDEL, E. R. et al. Princípios de Neurociências. 5. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014.

KANG, E. et al. Comparison between nerve conduction studies and current perception threshold test in carpal tunnel syndrome. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, v. 38, n. 2, p. 127–131, 2008. ISSN 0987-7053.

KATIMS, J.; LONG, D.; LKY, N. Transcutaneous nerve stimulation: frequency and waveform specificity in humans. *Appl Neurophysiol*, v. 28, p. 1219–1221, 1986–b.

KATIMS, J. et al. Constant current sine wave transcutaneous nerve stimulation for evaluation of peripheral neuropathy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 68, p. 210–213, 1987.

KATIMS, J. et al. New screening device for assessment of peripheral neuropathy. *Journal of Occupational Medicine*, v. 28, p. 1219–1221, 1986–a.

KING, G.; WATKINS, T. Bootstrapping your op amp yields wide voltage swings. [S.l.], 1999. Disponível em: https://www.edn.com/ bootstrapping-your-op-amp-yields-wide-voltage-swings/>.

KITCHEN, S. *Eletroterapia*: Prática baseada em evidências. 11. ed. Barueri: Manole, 2003.

KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. *Berne & Levy*: Fisiologia. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

KOGA, K. et al. Selective activation of primary afferent fibers evaluated by sine-wave electrical stimulation. *Molecular Pain*, v. 1, n. 13, 2005.

LAM, I. V. Analysis of Improved Howland Current Pump Configurations. [S.I.], 2020. Disponível em: ">https://www.ti.com/lit/an/sboa437/sboa437.pdf?ts=1610107720387 ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F>.

LIN, Y.-F. et al. 10.20: Orthopedic Physical Therapy. In: *Comprehensive Biomedical Physics*. Oxford: Elsevier, 2014. p. 379–400. ISBN 978-0-444-53633-4.

LIU, S. S. et al. The effects of electrical stimulation at different frequencies on perception and pain in human volunteers: epidural versus intravenous administration of fentanyl. *Anesthesia & Analgesia*, v. 82, n. 1, p. 98–102, 1996.

LOWENSTEIN, L.; JESSE, K.; KENTON, K. Comparison of perception threshold testing and thermal-vibratory testing. *Muscle & Nerve*, v. 37, n. 4, p. 514–517, 2008.

MACHADO, A. Neuroanatomia Funcional. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2000.

MANKINS, J. C. Technology readiness assessments: A retrospective. Acta Astronautica, Ashburn, VA, v. 65, n. 9, p. 1216–1223, 2009.

MARTINS, H. R. Sistema para o estudo do limiar de percepção de corrente elétrica com forma de onda arbitrária. 111 p. Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

MARTINS, H. R. Sistema para avaliação de fibras nervosas periféricas utilizando corrente elétrica senoidal: estudo de caso em hanseníase. Tese (Doutorado) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

MARTINS, H. R. et al. Current perception threshold and reaction time in the assessment of sensory peripheral nerve fibers through sinusoidal electrical stimulation at different frequencies. *Journal of Biomedical Engineering*, São Paulo, v. 29, n. 3, p. 278–285, 2013.

MATSUTOMO, R.; TAKEBAYASHI, K.; ASO, Y. Assessment of peripheral neuropathy using measurement of the current perception threshold with the neurometer \mathbb{R} in patients with type 2 diabetes mellitus. Separata de: *The Journal of International Medical Research*, v. 33, p. 442–453, 2005.

MEDINA, L. E.; GRILL, W. M. Phantom model of transcutaneous electrical stimulation with kilohertz signals. In: 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). Montpellier: IEEE, 2015. p. 430–433. ISBN 978-1-4673-6389-1.

MOORHOUSE, D. J. Detailed definitions and guidance for application of technology readiness levels. Separata de: *Journal of Aircraft*, Ohio, v. 39, n. 1, p. 190–192, 2002.

NEUROTRON INCORPORATED. *NEUROMETER* : Clinical and research update. [S.l.], 2011. Disponível em: https://www.neurotron.com/BOOKLET_2010-2011.pdf>.

NEUROTRON INCORPORATED. Neurometer CPT – Painless Electrodiagnostic Clinical and Laboratory Sensory Nerve Testing Equipment. [S.l.], 2016. Disponível em: <https://www.neurotron.com/>.

OLIVEIRA, M. F. de et al. Evaluation of the cutaneous sensation of the face in patients with different clinical forms of leprosy. *PLOS ONE*, v. 14, n. 3, p. e0213842, 2019.

PAULA, W. A. de. Sistema para avaliação da capacidade de discriminação sensorial de corrente elétrica senoidal em diferentes frequências: uma prova de conceito. 93 p. Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2019.

PIEBER, K.; HERCEG, M.; PATERNOSTRO-SLUGA, T. Electrotherapy for the treatment of painful diabetic peripheral neuropathy : a review. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 42, n. 4, p. 289–295, 2010.

PIMENTEL, J. M. et al. Perceptions and electric sinusoidal current stimulation. Arquivos de Neuropsiquiatria, São Paulo, v. 64, n. 1, p. 10–13, 2006.

PONCE, F. Electrostimulation. In: *Encyclopedia of the Neurological Sciences*. Second edition. Oxford: Academic Press, 2014. p. 1110–1111. ISBN 978-0-12-385158-1.

RECIO, A. C.; SCHNEIDER, A. C. Cap. 46: Electrical Stimulation. In: *Pain Procedures in Clinical Practice*. Third edition. Saint Louis: Hanley Belfus, 2011. p. 559 – 566. ISBN 978-1-4160-3779-8.

RENDELL, M. S. et al. A comparison of nerve conduction velocities and current perception thresholds as correlates of clinical severity of diabetic sensory neuropathy. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, v. 52, p. 502–511, 1989.

ROBERTSON, V. et al. *Eletroterapia explicada*: Princípios e práticas. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012. 520 p.

SENO, S. et al. Factors affecting and adjustments for sex differences in current perception threshold with transcutaneous electrical stimulation in healthy subjects. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, v. 22, n. 5, p. 573–579, 2018.

SILVA, C. C. R. et al. Monofilamento: Conhecimento sobre sua utilização. *Estima*, Salvador, v. 15, n. 2, p. 74–81, 2017.

SILVERTHORN, D. U. *Fisiologia humana*: uma abordagem integrada. 5. ed. Porto Alegre: Artimed, 2010.

SINGH, J. Textbook of electrotherapy. New Delhi: Jaypee, 2012.

STARKEY, C. Therapeutic Modalities. 4. ed. Filadélfia: F.A. Davis Company, 2013.

TEXAS INSTRUMENTS. AN-1515 A Comprehensive Study of the Howland Current Pump. [S.l.], 2013. Disponível em: https://www.ti.com/lit/an/snoa474a/snoa474a. pdf?ts=1610107718601&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F>.

TEXAS INSTRUMENTS. *OPAx140 High-precision, low-noise, rail-to-rail output, 11-MHz JFET op amp.* [S.l.], 2019. Disponível em: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa140.pdf?ts=1609949381402&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.

TU-CHAN, A. P. et al. Effects of somatosensory electrical stimulation on motor function and cortical oscillations. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 14, n. 1, p. 113, 2017.

VARGAS-LUNA, J. L. et al. Dynamic Impedance Model of the Skin-Electrode Interface for Transcutaneous Electrical Stimulation. *PLOS ONE*, v. 10, n. 5, p. e0125609, may 2015. ISSN 1932-6203.

VELDMAN, M. P. et al. Somatosensory electrical stimulation improves skill acquisition, consolidation, and transfer by increasing sensorimotor activity and connectivity. *Journal of Neurophysiology*, v. 120, n. 1, p. 281–290, 2018.

VIJAYA, G. et al. Antimuscarinic effects on current perception threshold: A prospective placebo control study. *Neurourology and Urodynamics*, v. 31, p. 75–79, 2012.

WON, S. et al. Two-point discrimination values vary depending on test site, sex and test modality in the orofacial region: a preliminary study. *Journal of Applied Oral Science*, Cheonan, v. 25, n. 4, p. 427–435, 2017.

YIN, H. et al. Reference values and influencing factors analysis for current perception threshold testing based on study of 166 healthy chinese. *Frontiers in Neuroscience*, v. 12, 2018.

ZICCARDI, V. B. et al. Comparison of current perception threshold electrical testing to clinical sensory testing for lingual nerve injuries. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 70, n. 2, p. 289–294, 2012.