



**INVESTIGAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE A REDUÇÃO DA FORÇA
EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA E A CORRENTE OBTIDA EM
TESTE DE EXCITABILIDADE EM PESSOAS COM LESÃO
MEDULAR**

MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

**TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS ELETRÔNICOS E
DE AUTOMAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**INVESTIGATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN ISOMETRIC
CONTRACTION FORCE REDUCTION AND THE CURRENT
OBTAINED IN EXCITABILITY TESTS IN PEOPLE WITH SPINAL
CORD INJURY**

**INVESTIGAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE A REDUÇÃO DA FORÇA
EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA E A CORRENTE OBTIDA EM
TESTE DE EXCITABILIDADE EM PESSOAS COM LESÃO
MEDULAR**

MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

ORIENTADOR: ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ

**TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA DE
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO**

PUBLICAÇÃO: PPGEA.TD-149/2019

BRASÍLIA/DF: JULHO - 2019


**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**INVESTIGAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE A REDUÇÃO DA FORÇA
EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA E A CORRENTE OBTIDA EM
TESTE DE EXCITABILIDADE EM PESSOAS COM LESÃO
MEDULAR**

MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR.

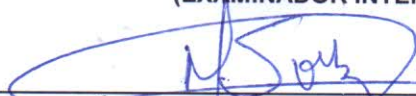
APROVADA POR:



ANTONIO PADILHA LANARI BÓ, Dr., ENE/UNB
(PRESIDENTE DA BANCA E ORIENTADOR)



ADSON FERREIRA DA ROCHA, Dr., ENE/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



MÁRCIO NOGUEIRA DE SOUZA, Dr., UFRJ
(EXAMINADOR EXTERNO)



MARIANA COSTA BERNARDES MATIAS, Dra., FGA/UnB
(EXAMINADORA INTERNA - SUPLENTE)

Brasília, 10 de julho de 2019.

FICHA CATALOGRÁFICA

GUTIERREZ PAREDES, MIGUEL EDUARDO

Investigação da relação entre a redução da força em contração isométrica e a corrente obtida em teste de excitabilidade em pessoas com lesão medular [Distrito Federal] 2019.

xi, 154p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Doutor, Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, 2019).

Tese de doutorado – Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Eletroestimulador

2. Teste de excitabilidade

3. Lesão medular

4. Redução de força

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

GUTIERREZ P., M. E. (2019). Investigação da relação entre a redução da força em contração isométrica e a corrente obtida em teste de excitabilidade em pessoas com lesão medular . Tese de doutorado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, Publicação PPGA.TD-149/2019, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 152p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

TÍTULO: Investigação da relação entre a redução da força em contração isométrica e a corrente obtida em teste de excitabilidade em pessoas com lesão medular.

GRAU: Doutor ANO: 2019

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese de doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa tese de doutorado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) - FT

Universidade de Brasília (UnB)

Campus Darcy Ribeiro

CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

*Dedico este trabalho aos meus pais Rigo-
berto e Luz Amparo que deram um pedaço
do melhor da suas vidas para me educar
e me incentivaram a iniciar, manter e fina-
lizar este doutorado, sem eles e seu apoio
nunca tivesse tido a oportunidade de alcan-
çar este sonho. Aos meus irmãos Cláudia e
Diego pelo seu apoio, compreensão e par-
ceria, sempre presentes quando precisei de
motivação para não desfalecer no caminho
a finalizar meu doutorado. Dedico tam-
bém a materialização deste sonho a minha
amada, Andressa, minha feia, meu amor, mi-
nha futura esposa, e a sua família, que me
acolheram, me deram seu apoio e me fize-
ram parte deles, não tenho palavras sufici-
entes para agradecer por tanto carinho. A
toda minha família que me ajudaram a che-
gar onde eu cheguei e nunca desistiram de
acreditar em mim, com seu apoio dia apos
dia me ajudaram a que chega-se e culmina-
se esta etapa da minha vida. A meus amigos
às pessoas com quem convivi nesses espaços
ao longo desses anos. experiência de uma
produção compartilhada na comunhão com
amigos nesses espaços foram uma das me-
lhores experiências da minha formação aca-
dêmica.*

AGRADECIMENTOS

Quase cinco anos se passaram desde que iniciei esta grande jornada e com toda certeza foi uma jornada incrível que mudou minha vida. Tive que deixar atrás o conforto de ficar perto da minha família para me dedicar totalmente a aquilo que hoje finaliza e enche de orgulho aos meus pais, meus irmãos, meus avós, meus tios e amigos. Nesse tempo de doutorado muitas coisas aconteceram, conheci quem será minha esposa, minha vida, Andressa. Parceira de doideiras, desvelos, alegrias. Sua presença na minha vida me dá calor e conforto e foi quem segurou minha mão e aliviou meu cansaço quando mais precisei durante meu doutorado. Não posso esquecer também aquelas pessoas que direta ou indiretamente se cruzaram na minha vida acadêmica, para de alguma forma me acompanhar dia após dia no campo de batalha (O LARA), compartilhando histórias, vivências, momentos que ao final forjaram amizades que perduraram para sempre. E devo fazer uma menção especial ao meu orientador Antônio, que admiro, e que mais que um orientador, foi e é um grande amigo e um grande exemplo para mim, aprendi muito sob sua tutoria. Família e amigos, agradeço à vida por terem sido parte desta grande vitória, simplesmente não tenho palavras para expressar e reconhecer tudo que fizeram por mim. Amo todos vocês.

RESUMO

Título: Investigação da relação entre a redução da força em contração isométrica e a corrente obtida em teste de excitabilidade em pessoas com lesão medular.

Autor: MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

Orientador: ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ

No mundo todo, pessoas com lesões ou doenças do sistema neuromuscular têm sua qualidade de vida afetada pelo decorrente déficit funcional, mas também por efeitos secundários que as afetam, por exemplo, o comprometimento da saúde cardiovascular do indivíduo. Para os casos de pessoas com lesão medular e pacientes em terapia intensiva acometidos por polineuropatia, o uso de eletroestimulação como terapia pode representar uma efetiva alternativa para a conservação ou mesmo a recuperação da função neuromuscular. Entretanto, os sistemas de estimulação elétrica disponíveis atualmente muitas vezes não são capazes de fornecer adequadamente os parâmetros físicos necessários para utilização por pessoas com excitabilidade neuromuscular alterada ou comprometida. Além disso, para obtenção de resultados mais efetivos, frequentemente tais sistemas necessitam de configuração e acompanhamento constante por profissionais da saúde, o que muitas vezes limita a abrangência e aplicação do treinamento/terapia, pois a eficiência da contração muscular produzida pelo uso de estimulação elétrica muda com o tempo/uso, o que se traduz numa diminuição da força gerada pelo músculo durante o procedimento de eletroestimulação. Nesse contexto, este trabalho propõe, em primeiro lugar, um estudo para investigar a relação entre a redução da força isométrica evocada por eletroestimulação em pessoas com lesão medular e os níveis de corrente identificados em testes de excitabilidade automatizado realizados em pessoas com lesão medular. Para permitir a realização do estudo, inicialmente realizou-se o projeto de desenvolvimento e implementação de um novo sistema eletrônico de eletroestimulação que comporta um módulo de detecção de movimento baseado em acelerômetro. O desenvolvimento do sistema foi realizado respeitando a norma geral de equipamentos eletromédicos ABNT NBR IEC 60601-1 e a norma particular para equipamentos de neuroestimulação muscular ABNT NBR IEC 60601-2-10. Como características inovadoras adicionais do sistema, o dispositivo de estimulação foi concebido para fornecer sinais de corrente elétrica de alta qualidade em relação à geometria do sinal em uma ampla faixa de operação (*e.g.* correntes de até 100mA , cargas de até $1\text{k}\Omega$ e operação continuada até 24 horas), bem como uma interface de usuário multiplataforma que controla todos os parâmetros do estimulador, capacidade de guardar informações referentes ao teste de excitabilidade, entre outras. Os testes realizados com a versão final do sistema, demonstram o desempenho do sinal de estimulação gerado (*e.g.* em termos de linearidade, precisão na sua geometria), bem como o potencial do subsistema de detecção de movimentos baseado em mecanomiografia. Também para permitir a realização do estudo experimental, neste trabalho foi projetado e implementado um equipamento de aferição de força. A partir do sistema implementado e o equipamento de aferição de força desenvolvido, foi realizado estudo experimental que consistiu em avaliar modelos para estimação da redução de força isométrica no quadríceps evocada por estímulos elétricos em pessoas com lesão medular. Os modelos utilizam como entrada o valor numérico de corrente identificado no teste de excitabilidade e sinais de mecanomiografia por acelerometria e, como saída, a força produzida, medidas realizadas durante um protocolo de treinamento/terapia com eletroestimulação. O estudo foi realizado com cinco participantes com lesão medular e mostrou, por exemplo, que o teste de excitabilidade pode ser empregado para determinar a redução da força isométrica evocada por estímulos elétricos em terapias prolongadas ($R^2 = 0,77$).

Palavras-Chave: estimulação elétrica, excitabilidade neuromuscular, lesão medular, redução de força.

ABSTRACT

Title: Investigation of the relationship between isometric contraction force reduction and the current obtained in excitability tests in people with spinal cord injury.

Author: MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

Supervisor: ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ

In a global scale, people with neuromuscular injuries or diseases have their quality of life affected by the resulting functional deficit, but also by side effects that affect them, for example, the impairment of the cardiovascular health of the individual. For cases of people with spinal cord injury and intensive care patients with polyneuromyopathy, the use of electrostimulation as therapy may represent an effective alternative for the conservation or even recovery of neuromuscular function. However, currently available electrical stimulation systems are often unable to adequately provide the physical parameters necessary for use by persons with impaired or impaired neuromuscular excitability. In addition, to achieve more effective results, such systems often require constant configuration and follow-up by health professionals, which often limits the scope and application of training/therapy because the efficiency of muscle contraction produced by the use of electrical stimulation. Changes with time/use, which translates into a decrease in the force generated by the muscle during the electrostimulation procedure. In this context, this work proposes, firstly, a project of development and implementation of a new electronic electrostimulation system that includes an accelerometer based motion detection module, and secondly, the use of the previous system to investigate the relationship between the reduction in isometric force evoked by electrostimulation in people with spinal cord injury and the current levels identified in the automated excitability test. The system development was carried out in compliance with the general standard for electromedical equipment ABNT NBR IEC 60601-1 and the particular standard for muscle neurostimulation equipment ABNT NBR IEC 60601-2-10. As additional innovative features of the system, the stimulator device is designed to provide high quality electrical stimulation signals (*e.g.* signal geometry) over a wide operating range (*e.g.* currents up to 100mA , loads up to $1\text{k}\Omega$ and continued operation up to 24 hours), as well as a multiplatform user interface that controls all stimulator parameters, ability to store excitability test information, and more. Also, in this work, a force gauging equipment was designed and implemented to help validate the proposed electrostimulation system, specifically the part related to the application of the automated excitability test, mechanomyographic signal recording and force during therapy sessions using electrostimulation. Tests carried out with the final version of the system demonstrate the high quality of the generated pacing signal (*e.g.* in terms of linearity, precision in its geometry) as well as the potential of the mechanomyography-based motion detection subsystem. Also, to allow the accomplishment of the experimental study, in this work a force measurement system was designed and implemented. From the implemented system and the developed force gauging equipment, an experimental study was carried out to evaluate models to estimate the reduction of isometric force in the quadriceps evoked by electrical stimuli in people with spinal cord injury. The models use as input the numerical value of current identified in the excitability test and accelerometer-based mechanomyography signals and, as output, the force produced, measured during an electrostimulation training/therapy protocol. The study was conducted with five participants with spinal cord injury and showed, for instance, that the excitability test can be employed to determine the reduction in isometric force evoked by electrical stimuli in prolonged therapies ($R^2 = 0.77$).

keywords: electrical stimulation, neuromuscular excitability, spinal cord injury, force reduction.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.3	OBJETIVOS	3
1.3.1	PRINCIPAL	3
1.3.2	ESPECÍFICOS	3
1.4	ORGANIZAÇÃO DO MANUSCRITO	4
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1	SISTEMA NEUROMUSCULAR	5
2.1.1	O SISTEMA NERVOSO	5
2.1.2	O SISTEMA MUSCULAR	6
2.2	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	8
2.2.1	ELEMENTOS HISTÓRICOS	8
2.2.2	PRINCÍPIOS	9
2.2.3	FORMA DE ONDA	9
2.2.4	APLICAÇÕES	12
2.2.5	ELETRODIAGNÓSTICO DE ESTÍMULO	12
2.3	DISPOSITIVOS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	14
2.3.1	COMPONENTES DE UM SISTEMA TÍPICO DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	14
3	ESTADO DA ARTE	16
3.1	PERSPECTIVA HISTÓRICA	16
3.2	SISTEMAS CONTEMPORÂNEOS DE ELETROESTIMULAÇÃO	19
3.2.1	INTERFACE DE CONTROLE	19
3.2.2	UNIDADE DE CONTROLE	21
3.2.3	GERADOR DE SINAIS	21
3.2.4	ESTÁGIO DE POTÊNCIA DE SAÍDA	22
3.2.5	FONTES DE ALIMENTAÇÃO	32
3.2.6	DETECÇÃO DE MOVIMENTO E ELETRODIAGNÓSTICO	33
3.3	SISTEMAS DE ELETROESTIMULAÇÃO DISPONÍVEIS COMERCIALMENTE	33
3.4	FADIGA MUSCULAR	35
3.4.1	FADIGA MUSCULAR INDUZIDA POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	36
3.5	MECANOMIOGRAFIA	37
3.5.1	MECANOMIOGRAFIA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	37
4	MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1	REQUISITOS DO SISTEMA	39
4.2	HARDWARE	41
4.2.1	MÓDULO DE CONTROLE	41
4.2.2	MÓDULO GERADOR DE SINAL	44
4.2.3	MÓDULO ESTIMULADOR	48

4.2.4	MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO	52
4.2.5	FONTE DE ALIMENTAÇÃO.....	63
4.2.6	SELETOR DA SAÍDA DOS CANAIS DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO.....	65
4.2.7	BOTÃO DE EMERGÊNCIA	66
4.2.8	LED INDICADOR	67
4.2.9	PCI DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	67
4.2.10	MONTAGEM E FINALIZAÇÃO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	68
4.2.11	EQUIPAMENTO DE AFERIÇÃO DE FORÇA	71
4.3	SOFTWARE	75
4.3.1	FIRMWARE DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	75
4.3.2	INTERFACE GRÁFICA DE CONTROLE DO ESTIMULADOR	78
4.4	ESTUDO EXPERIMENTAL	81
4.4.1	SUJEITOS.....	82
4.4.2	PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	82
4.4.3	ANÁLISE DOS DADOS	84
5	RESULTADOS.....	88
5.1	TESTES DO SISTEMA PROPOSTO.....	88
5.1.1	HARDWARE INTERNO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	89
5.1.2	VALIDAÇÃO DO MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO	93
5.1.3	TESTE DO HARDWARE EM CONDIÇÕES EXTREMAS DE OPERAÇÃO.....	97
5.1.4	TESTES NORMATIVOS	97
5.1.5	TESTE DE ISOLAMENTO ENTRE O ELETROESTIMULADOR PROPOSTO E O PACIENTE	99
5.1.6	USABILIDADE DA INTERFACE GRÁFICA DE CONTROLE	100
5.2	COMPARAÇÃO TÉCNICA ENTRE O SISTEMA PROPOSTO E OUTROS DISPOSI- TIVOS COMERCIAIS	101
5.3	ESTUDO EXPERIMENTAL	105
5.3.1	RESULTADOS	105
5.3.2	DISCUSSÃO	114
6	CONCLUSÕES.....	117
6.1	TRABALHOS FUTUROS	118
6.2	PUBLICAÇÕES	118
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	119
A	APÊNDICE.....	129
B	APÊNDICE.....	138
C	APÊNDICE.....	139
D	APÊNDICE.....	152

LISTA DE FIGURAS

2.1	Organização geral do sistema nervoso.....	5
2.2	Ilustração de um nervo, neurônio e sinapses (adaptado de [23]).	6
2.3	Unidades motoras (adaptado de [27]).	7
2.4	Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos de superfície (adaptado de [37]).	10
2.5	Formatos de onda típicos em aplicações de estimulação elétrica (adaptado de [37, 10]).	10
2.6	Ondas bifásicas e alguns parâmetros básicos da estimulação elétrica (adaptado de [4]).	11
2.7	A carga total aplicada (Q) por um pulso quadrado de estimulação é dada pelo produto da corrente aplicada (I) e a largura do pulso (PW).	11
2.8	Formas de onda dos testes de RB, CR e AC.	13
2.9	Diagrama de blocos geral de um dispositivo de estimulação elétrica.	14
3.1	Eletroestimulador baseado em máquina de eletricidade estática [54].	16
3.2	Um dos primeiros eletroestimuladores desenvolvido para pesquisa [54].	17
3.3	Interface analógica e eletrodos do estimulador proposto na patente [57].	18
3.4	Gerador de sinal (a) e etapa de potência com transformador (b). Estimulador em [59].	18
3.5	Sistema de eletroestimulação que usa ICD misto (adaptada de [66]).	20
3.6	Interface gráfica de usuário ou ICD em dispositivo móvel (palmtop) [66].	21
3.7	Unidade de controle do estimulador da UFMG [73].	22
3.8	Geração de sinal modulada usando modulação por amplitude de pulso, (a) sinal de modulação, (b) Sinal da portadora, (c) Sinal modulada [73].	22
3.9	Circuito baseados em transformador com saída de corrente (adaptado de [72]).	25
3.10	Circuito baseados em transformador com saída de corrente (adaptado de [74]).	25
3.11	Circuito baseados em transformador com saída de tensão (adaptado de [82]).	26
3.12	Circuito do EPS utilizando ponte H (a), relação de chaveamento entre S1-S4 e I1-I2 (b), e sinal do estímulo elétrico na carga (c) (adaptado de [83]).	27
3.13	Diagrama de blocos do EPS com ponte H (adaptado de [65]).	27
3.14	Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [75]).	28
3.15	Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [84]).	29
3.16	Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente com amplificador operacional de transcondutância de alta tensão (adaptado de [62]).	29
3.17	Circuito baseados em espelho de corrente com controle de ativação (adaptado de [85]).	30
3.18	Circuitos baseados em espelho de corrente (adaptado de [34]).	31
3.19	Circuito baseados em espelho de corrente de Wilson (caixa azul) junto com um circuito de comutação (caixa laranja) (adaptado de [79]).	31
3.20	Estimulador Compex SP 8, com especial destaque para o controle remoto com a ICD (a), EPS sem fio (b), estação de carga das baterias (c) e utilização (d) (extraído de [99]).	34
4.1	Diagrama geral do dispositivo de eletroestimulação proposto, incluindo (a) alimentação do sistema, (b) interface do usuário, (c) módulo de controle e módulo gerador de sinal, (d) módulo estimulador e (e) módulo de detecção de movimento.	40
4.2	Módulo de controle, diagrama esquemático do módulo de controle.	42
4.3	Diagrama esquemático do circuito de isolamento ISO7140C e suas conexões.	43

4.4	Diagrama esquemático do MGS, no qual é mostrado em destaque circuito para gerar sinal bifásico a partir de referência monofásica.	45
4.5	Formas de onda monofásicas que podem ser criadas pelo DAC do MGS.	46
4.6	Sinal para ilustrar funcionamento do MGS, em especial o sinal monofásico (a) e sinal bifásico (b).	47
4.7	Diagrama esquemático do amplificador diferencial para gerar S_{OUT} e o circuito amplificador subsequente para gerar a saída S_{CH1}	47
4.8	Diagrama esquemático dos conversores de tensão-corrente (adaptado de [129]).	48
4.9	Diagrama esquemático do ECW.	49
4.10	Diagrama esquemático do ECW com resistências no emissor e R_{CARGA} [88]	50
4.11	Diagrama esquemático completo do EPS	52
4.12	Simulação do ECW com diferentes valores de carga até $1k\Omega$ e V_{CC} até 80V.	53
4.13	Simulação do ECW nos valores máximos dos requisitos do sistema com relação a carga e corrente.	53
4.14	Módulo MPU6050 e a orientação dos eixos [131].	55
4.15	Diagrama esquemático da conexão I2C entre a UC e o acelerômetro.	56
4.16	Posicionamento, fixação e orientação dos eixos do acelerômetro nos músculos flexores do punho.	57
4.17	Fixação de sensor, (a) <i>case</i> do sensor, (b) exemplo de fixação do sensor no ventre do músculo. ...	57
4.18	Plataforma para teste de registro de vibração/perturbação mecânica.	58
4.19	Diagrama esquemático do circuito de controle da tensão que energiza o solenoide.	59
4.20	<i>Setup</i> completo para testes de vibração/perturbação mecânica do MDM.	60
4.21	Sinais relacionados ao teste de excitabilidade, notadamente (a) o sinal de controle de ativação da estimulação, (b) a estimulação elétrica bifásica que segue os parâmetros do teste de excitabilidade e (c) as medidas normalizadas do vetor de aceleração resultante registrados dos eixos XYZ do acelerômetro.	61
4.22	Espectro de frequências do sinal (c) da Figura 4.21.	62
4.23	Exemplar de sinal bruto e sinal filtrado referente ao TCE. (a) Sinal de aceleração bruto do vetor resultante, (b) Sinal de aceleração filtrado do vetor resultante.	62
4.24	Conexões das fontes de alimentação.	65
4.25	Diagrama do seletor de saída.	66
4.26	Projeto da PCI do estimulador.	67
4.27	Simulação (a) e Montagem (b) da PCI do estimulador.	68
4.28	Disposição dos componentes sistema do eletroestimulador no gabinete.	69
4.29	Identificação dos componentes do eletroestimulador. a) Vista frontal, b) vista traseira e c) vista isométrica (disposição dos componentes internos).	70
4.30	Gabinete fechado do eletroestimulador à esquerda e eletroestimulador na sua maleta de transporte com todos seus acessórios à direita.	70
4.31	Conceito da cadeira para comportar o paciente e o dinamômetro.	71
4.32	Conceito da célula de carga (dinamômetro). O circuito de controle do dispositivo encontra-se no <i>case</i> destacado na elipse vermelha.	72
4.33	Suporte de fixação para o dinamômetro e a base da cadeira.	72
4.34	Implementação da cadeira e exemplo de fixação do paciente.	73
4.35	Saída do dinamômetro sem calibração versus peso de referência.	74
4.36	Saída do dinamômetro calibrado versus peso de referência.	74
4.37	Esquemático do Circuito do dinamômetro	75
4.38	Fluxograma do firmware do estimulador.	77

4.39	IGC do estimulador.	79
4.40	Plot dos dados do teste de excitabilidade.	80
4.41	Exemplo de posicionamento de eletrodos e acelerômetro. O primeiro eletrodo é colocado entre 10 cm a 15 cm abaixo da crista ilíaca, enquanto o segundo a 5 cm acima da borda supra-patelar. .	83
4.42	Exemplo gráfico da sequência de aplicação do protocolo proposto, em que porção azul representa o tempo de calibração e cálculo do <i>threshold</i> durante 1s, o sinal verde indica o teste de excitabilidade (cuja duração depende da resposta muscular do participante) e o sinal vermelho ilustra a intervenção em si (com duração fixa de um minuto).	84
4.43	Exemplo de sinal adquirido do acelerômetro durante etapa de treinamento. Percebe-se a sequência de seis contrações característica do protocolo realizado.	85
4.44	Exemplo de sinal adquirido do sensor de força durante etapa de treinamento. Percebe-se a sequência de seis contrações característica do protocolo realizado.	85
5.1	Eletroestimulador e acessórios.	88
5.2	Sinal gerado pelo EPS com sinal de referência superposto.	90
5.3	Resultados dos testes do EPS.	90
5.4	Saída de corrente versus carga usando sinal quadrado a 50Hz.	92
5.5	Saída de corrente versus carga usando sinal quadrado a 250Hz.	92
5.6	Sensor de temperatura fixado no transistor de potência.	92
5.7	Comportamento térmico do transistor no interior do estimulador.	93
5.8	Medição do deslocamento da plataforma.	94
5.9	Sinais brutos dos eixos do acelerômetro registradas pelo MDM.	95
5.10	Sinal referente à magnitude dos três eixos do acelerômetro e posterior subtração da média durante o teste de excitabilidade.	95
5.11	Sinal referente à magnitude dos três eixos do acelerômetro, subtração da média durante o teste de excitabilidade, além de filtragem. É mostrada também por superposição o sinal de controle de estimulação.	96
5.12	Deteção do aparecimento do pico de aceleração referente à primeira contração muscular claramente visível. A linha azul indica o limiar para deteção de contração calculado durante procedimento de inicialização.	96
5.13	Dispositivo de estimulação dentro da câmara anecoica durante a realização de testes normativos.	98
5.14	Resultado do teste de emissão irradiada. A linha vermelha indica os limites de irradiação previsto na norma NBR IEC 60.601-1-2, enquanto a linha laranja representa a emissão irradiada do estimulador durante o teste.	98
5.15	Configuração do teste de emissão conduzida.	98
5.16	Resultado do teste de emissão conduzida. A linha vermelha indica os limite de interferência conduzida previsto na norma NBR IEC 60.601-1, enquanto a linha laranja representa o comportamento da interferência conduzida do estimulador durante o teste.	99
5.17	Forma de onda quadrada de 10V relacionada a uma carga resistiva de 1kΩ produzida durante validação do dispositivo.	101
5.18	Sinal de tensão de saída do estimulador A. Esquerda, resposta a 100Ω. Direita, resposta a 1kΩ. Pode se evidenciar um tempo morto no meio entre a transição do pulso positivo e o negativo, além de que o valor máximo de corrente para a carga de 1kΩ é de 69mA.	103

5.19	Sinal de tensão de saída do estimulador B. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Pode se evidenciar que o sinal possui deformações em ambos resultados. Além disso, a imagem da direita, mostra que o valor máximo que o estimulador consegue é $\simeq 40$	104
5.20	Sinal de tensão de saída do estimulador C. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Este estimulador, na sua saída gera uma forma de onda que não segue o padrão, mostrando um comportamento quase monofásico. Além disso, a imagem da direita, mostra que o valor máximo que o estimulador consegue é $\simeq 56,6$	104
5.21	Sinal de tensão de saída do estimulador D. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Em ambas imagens se apresenta um pequeno deslocamento no tempo da largura do pulso, sobre tudo na imagem do lado esquerdo.	104
5.22	Sinal de tensão de saída do estimulador proposto. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Conferindo o sinal apresentado nas imagens, evidencia-se que esta de acordo com o parâmetro para cada carga.	105
A.1	Versão em placa de prototipagem da primeira versão do sistema.	129
A.2	Estímulo elétrico criado pela primeira versão do sistema.	130
A.3	Diagrama esquemático do diferenciador de tensão da primeira versão do sistema.	130
A.4	PCIs da segunda versão do sistema.	131
A.5	PCI da terceira versão do sistema.	132
A.6	Interface de controle analógica da terceira versão do sistema.	133
A.7	PCIs da quarta versão do sistema, (a) com DAC121s085 e (b) com DAC124S085.	134
A.8	Módulo DAC junto com o seu regulador de precisão.	135
A.9	Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.	136
A.10	Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.	136
A.11	PCI final, Estimulema.	137
B.1	Sistema de eletroestimulação proposto. Em destaque em linha amarela o módulo de detecção de movimento externo.	138

LISTA DE TABELAS

2.1	Parâmetros de estimulação.	11
3.1	Resumo dos circuitos do EPS dos artigos analisados. Os artigos de cada grupo foram ordenados por ano, do mais antigo ao mais recente.	24
3.2	Parâmetros do Compex SP 8 (extraído de [99]).	34
4.1	Requisitos dos parâmetros de estimulação para o novo sistema de eletroestimulação.	40
4.2	Caraterísticas dos DACs testados para o MGS.	44
4.3	Caraterísticas dos sensores de aceleração testados	54
4.4	Tensão e corrente de operação dos componentes do sistema proposto.	63
4.5	Requisitos mínimos de projeto das fontes de alimentação.	64
4.6	Fontes de alimentação estudadas.	64
5.1	Valores máximos dos parâmetros configuráveis do estimulador proposto.	89
5.2	Carga simulada de 100Ω versus picos de corrente registrados na faixa de $\pm 10mA$ até $\pm 100mA$	103
5.3	Carga simulada de $1k\Omega$ versus picos de corrente registrados na faixa de $\pm 10mA$ até $\pm 100mA$	103
5.4	RMSE obtidos ao se utilizar a frequência mediana de $\ \mathbf{a}\ $ como variável de entrada.	106
5.5	Coefficientes de determinação obtidos ao se utilizar a frequência mediana de $\ \mathbf{a}\ $ como variável de entrada.	106
5.6	RMSE obtidos ao se utilizar a frequência média de $\ \mathbf{a}\ $ como variável de entrada.	107
5.7	Coefficientes de determinação obtidos ao se utilizar a frequência média de $\ \mathbf{a}\ $ como variável de entrada.	107
5.8	RMSE obtidos ao se utilizar o valor eficaz de f_x filtrado usando filtro passa-baixa (Butterworth, 4ª ordem, frequência de corte $5Hz$, não-causal) como variável de entrada.	108
5.9	Coefficientes de determinação obtidos ao se utilizar o valor eficaz de f_x filtrado usando filtro passa-baixa (Butterworth, 4ª ordem, frequência de corte $5Hz$, não-causal) como variável de entrada.	108
5.10	RMSE obtidos ao se utilizar o valor eficaz (RMS) de $\ \mathbf{a}\ $ como variável de entrada.	109
5.11	Coefficientes de determinação obtidos ao se utilizar o valor eficaz (RMS) de $\ \mathbf{a}\ $ como variável de entrada.	109
5.12	RMSE obtidos ao se utilizar a excitabilidade como variável de entrada.	110
5.13	Coefficientes de determinação obtidos ao se utilizar a excitabilidade como variável de entrada.	110
5.14	Estatística de desempenho das variáveis de entrada utilizadas no estudo.	114
5.15	Estatística de desempenho das variáveis de saída utilizadas no estudo.	115
5.16	Estatística de desempenho dos modelos utilizados no estudo.	115

LISTA DE QUADROS

2.1	Etapas históricas da estimulação elétrica.	8
4.1	Caraterísticas dos participantes do estudo experimental.	82
5.1	Comparação entre três equipamentos comerciais e o equipamento proposto.	102

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURA E ABREVIÇÕES

- R_{CARGA} Resistencia de Carga. 23
- ABNT** Associação Brasileira de Normas Técnicas. 14, 32, 39, 43, 64–68, 97, 99, 117
- AC** Acomodação. iii, 13
- ADC** *Analog to Digital Converter*. 54
- AOP** Amplificador Operacional. 29
- AOT** Amplificador Operacional de Transcondutância. 29
- CA** Corrente Alternada. 32
- CAAE** Certificado de Apresentação para Apreciação Ética. 139
- CC** Corrente Contínua. 32
- CI** Circuito Integrado. 43, 44, 47, 48, 73
- CR** Cronaxia. iii, 13
- CVM** Contração Voluntária Máxima. 17
- DA** *Digital to Analog*. 44, 45
- DAC** *Digital to Analog Converter*. iv, 28, 42–47, 129, 130, 133
- DC** Doente Crítico. 1
- DOF** *Degrees Of Freedom*. 54
- DSP** *Digital Signal Processor*. 21, 22
- EAF** Equipamento de Aferição de força. 71, 73, 75
- ECG** Eletrocardiografia. 6
- ECW** Espelho de Corrente de Wilson. iv, 30, 32, 49–53, 65, 66
- EDE** Eletrodiagnóstico de Estímulo. 13, 14, 33, 35
- EEF** Estimulação Elétrica Funcional. 2
- EENM** Estimulação Elétrica Neuromuscular. 2, 13
- EENT** Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea. 2
- EMG** Eletromiografia. 6, 12
- EP** Estagio de Potência. 48, 49

- EPS** Estagio de Potência de Saída. iv, v, vii, 22–26, 28–30, 32, 34, 52, 76, 89–91, 135
- ES** *Electrical Stimulation*. 1, 3, 4, 12, 17, 33, 36–38
- FES** *Functional Electrical Stimulation*. 2, 37, 38
- GF** Gerador de Funções. 59
- GND** *Ground*. 46, 65
- GPL** *General Public License*. 78
- I2C** *Inter Integrated Circuits*. iv, 21, 41, 54, 56, 75, 133
- ICA** Interfaces de Controle Analógicas. 19, 20
- ICD** Interfaces de Controle Digitais. iii, 19–21
- IDE** *Integrated Development Environment*. 41
- IEC** International Electrotechnical Commission. v, 14, 32, 39, 43, 64–68, 97–99, 117
- IGC** Interface Gráfica de Controle. 78, 80, 89, 91, 94, 100, 101
- IHM** Interface Homem Máquina. 20
- IMU** *Inertial Measurement Unit*. 54
- JT** Janela de Tempo. 60
- LCD** *Lyquid Crystal Display*. 14, 20, 132
- LED** *Light Emitting Diode*. 67, 68
- LGPL** *Lesser General Public License*. 78
- LM** Lesão Medular. 1–3, 38, 39, 73, 80, 81, 116–118
- MC** Módulo de Controle. 14, 76
- MDM** Módulo de Detecção de Movimento. iv, v, 15, 52, 54, 55, 58–60, 78, 80, 83, 93–95, 138
- ME** Módulo Estimulador. 15, 90, 91
- MGS** Módulo Gerador de Sinal. iv, 15, 40, 44–47
- MIU** Módulo da Interface de Usuário. 14
- MMG** Mecanomiografia. 37, 38, 40, 54, 60, 61, 75, 85–88, 93, 94, 116–118
- MOS** *Metal Oxide Semiconductor*. 66
- MSPS** *Million Samples Per Second*. 45
- NBR** Norma Brasileira. v, 14, 32, 39, 43, 64–68, 97–99, 117

- NMES** *Neuromuscular Electrical Stimulation*. 2
- PC** *Personal Computer*. 39, 41, 76, 78, 88
- PCI** Placa de Circuito Impresso. iv, 45, 55, 65, 67, 68, 131–133, 135
- PE** Parâmetros de Estimulação. 2, 3, 36
- PLE** Plataforma Experimental. 58–60
- PNMDC** Polineuromiopia da Doença Crítica. 1–3, 12, 39
- PW** *Pulse Width*. 90
- PWM** *Pulse Width Modulation*. 22, 44, 129
- RB** Reobase. iii, 13
- RMS** Root Medium Square. 86
- SC** Sinal de Controle. 59
- sEMG** *surface Electromyography*. 36
- SMD** *Surface Mount Device*. 44
- SNC** Sistema Nervoso Central. 5
- SNP** Sistema Nervoso Periférico. 5
- SPI** *Serial Peripheral Interface*. 21, 41–45, 54, 75, 133
- TBJ** Transistor Bipolar de Junção. 48, 49
- TCE** Teste Clínico Experimental. iv, 62
- TCLE** Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. 152
- TENS** *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*. 2
- THM** *Through Hole Mounting*. 44
- UART** *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*. 21, 41, 75
- UC** Unidade de Controle. iv, 21, 22, 41, 44, 46, 54–56, 59, 66, 75, 77, 78, 100, 135
- UFMG** Universidade Federal de Minas Gerais. iii, 21, 22
- USB** *Universal Serial Bus*. 21, 32, 41, 43, 58, 78
- UTI** Unidade de Tratamento Intensivo. 1, 12, 40, 97
- VIM** Vocabulário Internacional de Metrologia. 91

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Indivíduos que sofrem lesões ou doenças do sistema neuromuscular deparam-se com défices funcionais temporários e muitas vezes permanentes [1]. Complicações de saúde provocadas por deficiências decorrentes poderão não apenas prejudicar a qualidade de vida do indivíduo em questão, mas também afetar de sua família e suscitar outros custos socioeconômicos.

Nesse contexto é possível destacar dois exemplos muito comuns no panorama mundial e brasileiro. Primeiramente, a Lesão Medular (LM), que pode ser causada por múltiplos fatores, encontra-se entre as principais causas de dano neuromuscular, chegando, no Brasil, a uma taxa de incidência aproximada de 11 mil casos a cada ano. Interessante ressaltar que, de cada 10 casos, nove envolvem pessoas do sexo masculino [2, 3].

A LM se relaciona com a paralisia e a perda de sensibilidade de várias partes do corpo, provocando atrofia acelerada dos músculos, principalmente os músculos dos membros inferiores [4]. Contudo, a LM leva a múltiplas consequências sistêmicas além da perda de sensibilidade e controle voluntário dos músculos, como o comprometimento de funções autonômicas, que aliado à diminuição de atividades físicas, pode acelerar o surgimento de doenças metabólicas e à piora da função cardiovascular [4].

Um segundo cenário de interesse nesse trabalho é a Polineuromiopia do Doente Crítico (PNMDC), doença adquirida em Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) [5, 6]. Essa enfermidade é desenvolvida na UTI devido a desordens neuromusculares que causam fraqueza generalizada e dependência prolongada de ventilação mecânica. A PNMDC é relacionada também com a disfunção, não só do sistema neuromuscular, mas também de múltiplos órgãos e sistemas, o que promove uma permanência prolongada em UTI e redução gradativa da probabilidade de sobrevivência.

Com o aperfeiçoamento continuado de novas tecnologias para tratamento e reabilitação na UTI, o Doente Crítico (DC) é então mantido por um período prolongado até seu óbito ou alta hospitalar. No Brasil 69% dos pacientes em UTI com diagnóstico de pronta recuperação permanecem de 1 a 7 dias internados. Em contrapartida, aproximadamente 31% dos doentes críticos ultrapassa os sete dias [7]. Nesse período, então, além do motivo de internação, o DC pode entrar em um estado permanente de imobilização, levando-o principalmente a adicionar a seu quadro clínico o desuso muscular e, conseqüentemente, ao desenvolvimento de fraqueza muscular generalizada [6].

Uma possível forma de limitar os efeitos das disfunções neuromusculares características da LM e da PNMDC reside no fato de que grande parte dos casos o paciente apresenta nervos periféricos intactos, possibilitando a aplicação de terapias que auxiliam na ativação de tais funções neuromusculares. Para isto, técnicas de reabilitação têm sido desenvolvidas no contexto da fisioterapia, como a eletroterapia [8, 9].

Nesse trabalho, estamos especialmente interessados na aplicação de estímulos elétricos que irão induzir a despolarização do nervo periférico para produção de atividade neuromuscular como uma alternativa ao exercício ativo. A técnica de eletroestimulação (em inglês *electrical stimulation*, ES) caracteriza-se por corrente elétrica de baixa energia aplicada no conjunto pele-nervo-músculos em geral por meio de eletrodos superficiais com a finalidade de evocar uma contração artificial de músculos esqueléticos [10].

Considerando as condições supracitadas, pesquisas mostram que a estimulação elétrica pode ser usada como alternativa ao exercício ativo e mobilização de pacientes acamados como o paciente com PNMD e pessoas com LM. Nesses casos, o uso da estimulação elétrica tem demonstrado sua vantagem em comparação a outras terapias em termos de prevenção, recuperação e melhora das condições de saúde dos pacientes com funções neuromusculares comprometidas ou perdidas [4, 11, 12, 13, 14]. De fato, a atividade neuromuscular provocada pela estimulação elétrica se traduz em uma melhoria não só deste sistema, mas também de outros sistemas, como o circulatório e pulmonar [15].

Tradicionalmente, existem vários termos relacionados à aplicação da eletroestimulação, como Estimulação Elétrica Funcional (EEF) ou FES (do inglês *Functional Electrical Stimulation*), a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) ou NMES (do inglês *Neuromuscular Electrical Stimulation*), a Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (EENT) ou TENS (do inglês *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*), entre outros. Na fisioterapia, o termo utilizado muitas vezes se refere ao tipo de aplicação da estimulação elétrica, ou seja, da terapia prescrita. Consequentemente, cada terapia possuirá diferentes parâmetros de estimulação, como forma de onda, largura do pulso, frequência.

Neste trabalho, não estabelecemos preferência acerca do termo utilizado para descrever a aplicação de estímulo elétrico para indução de atividade neuromuscular. Por outro lado, pretende-se investigar de maneira detalhada métodos para parametrização e produção de estímulos elétricos para aplicação em diferentes tipos de exercícios assistidos por estimulação elétrica. Entre os diferentes tipos de exercícios utilizados na prática clínica estão os exercícios isométricos, resistivos (com uso de pesos e/ou elásticos) e acoplados em cicloergômetros (como em exercícios de ciclismo e remo acoplado a ergômetros).

1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Muito embora estudos já tenham demonstrado os benefícios do uso da eletroestimulação para reduzir efeitos decorrentes da PNMD e da redução da atividades neuromuscular em pessoas com LM, uma das dificuldades clínicas ainda existente é a falta de métodos que auxiliem na identificação da diminuição da força isométrica decorrente da estimulação elétrica e, assim, permitam a reconfiguração dos parâmetros terapêuticos.

De fato, uma vez prescrita a terapia de fisioterapia para fortalecimento muscular, a definição dos parâmetros de estimulação (PE) inicia com o posicionamento dos eletrodos. A depender do protocolo, o posicionamento se dá sobre nervos periféricos que geram ativação dos músculos de interesse ou sobre o próprio ventre muscular [16]. A verificação visual da contração é muitas vezes usada para validar essa etapa. Logo após o posicionamento dos eletrodos, devem ser selecionados os PE, incluindo parâmetros de baixo nível (como largura de pulso, frequência, amplitude) e alto nível (duração da terapia, razão entre período de repouso e atividade, entre outros). A definição de ambos os conjuntos de parâmetros é realizada usualmente com base em orientações estabelecidas na literatura para a população em geral e particularmente para os parâmetros de baixo nível, em conjunto com a verificação empírica do nível de contração obtido e, em menor medida, a força isométrica gerada.

Um dos problemas apresentados por essa metodologia é a subjetividade inerente da detecção visual da contração e, principalmente, a necessidade de contar com dedicação completa do terapeuta caso deseje monitorar o nível de contração muscular obtido durante a terapia e eventualmente alterar os PE para manter a amplitude de força obtida inicialmente. Nesse contexto, as propostas para minimizar esse problema são as

mais diversas, desde o uso de sensores de força acoplados a estruturas mecânicas utilizadas no exercício, até o uso de medidas indiretas de força (provenientes por exemplo de sinais mioelétricos) [17].

Entre aquelas alternativas que apresentam maior facilidade de transferência para o uso clínico, principalmente pela ausência de necessidade de instrumentos complexos adicionais, encontram-se os testes de excitabilidade neuromuscular e a mecanomiografia. Enquanto a primeira está relacionada à quantidade de corrente que gera uma contração muscular claramente visível e detectável, a segunda envolve o uso de sensores de movimento para estimar a atividade muscular. A hipótese do presente trabalho é que tais medidas podem permitir a estimação da redução da força em contração isométrica. Além disso, nesse trabalho explora-se a possibilidade de que ambas técnicas podem ser implementados com auxílio de tecnologia de baixíssimo custo, notadamente por meio de acelerômetros.

Assim, neste trabalho pretende-se verificar a possibilidade de se estimar a redução da força em exercícios isométricos realizados por pessoas com lesão medular a partir do valor numérico de corrente obtido durante o teste de excitabilidade, bem como variáveis relativas à mecanomiografia adquirida durante a contração.

Por fim, o estabelecimento de um protocolo efetivo de exercício assistido por ES requer que os PE sejam efetivamente produzidos pelo equipamento. Por certo, no mercado de equipamentos médicos existem diversos tipos de eletroestimuladores, sendo indicados para múltiplos usos em áreas clínicas e esportivas. Entretanto, além de não integrarem a medição e monitoramento do movimento produzido, existe em alguns casos irregularidade nos parâmetros de ES gerados, sobretudo para condições de maior carga e em indivíduos com a excitabilidade neuromuscular alterada, como pessoas com LM e PNMD. Nesse contexto, é necessário incluir na definição do problema a necessidade de se contar com sistema que permita realizar de maneira exata a aplicação do estímulo elétrico e a medição da corrente de excitabilidade e variáveis relativas à mecanomiografia.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 PRINCIPAL

O objetivo principal do trabalho é investigar a redução da força muscular isométrica evocada por estímulos elétricos em pessoas com lesão medular usando modelos que relacionam variáveis relativas à força com variáveis medidas por meio de acelerômetros, notadamente a corrente obtida em teste excitabilidade automatizado e parâmetros calculados a partir de mecanomiografia.

1.3.2 ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Projetar e implementar um novo sistema de estimulação elétrica multicanal caracterizado por larga faixa de operação e validá-lo em testes de bancada com base não apenas nas normas brasileiras de equipamentos eletromédicos para eletroestimulação, mas também em critérios adicionais de qualidade do estímulo elétrico gerado;
- Conceber e implementar interfaces para controle do sistema, notadamente interface gráfica para controle direto por usuário e interface para controle por meio de comunicação com e sem fio, e em seguida realizar

testes de desempenho das funcionalidades do equipamento implementado;

- Integrar ao equipamento um subsistema de detecção e medição de vibração muscular induzida pela ES baseado em acelerômetros e, com base nesse sistema, propor e implementar um método para realização automatizada da medição de excitabilidade neuromuscular;
- Desenvolver e prototipar sistema mecânico para avaliação do teste automatizado de excitabilidade neuromuscular de maneira sistemática e controlável;
- Projetar e construir um sistema de aferição de força para permitir a realização do estudo da redução de força em contração isométrica evocada por estimulação elétrica em pessoas com lesão medular;
- Desenvolver protocolo experimental para investigar a redução de força em contração isométrica e recrutar pessoas com lesão medular para participar do estudo;
- Selecionar e avaliar modelos que possam permitir a predição da força produzida pelo músculo sob estimulação elétrica por meio de dados relativos à excitabilidade neuromuscular e parâmetros relacionados à mecamiografia.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO MANUSCRITO

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão dos fundamentos teóricos relacionados com o sistema neuromuscular, a eletroestimulação e os dispositivos de eletroestimulação. Em seguida, o Capítulo 3 descreve o estado da arte do tema investigado, incluindo perspectiva histórica, sistemas contemporâneos de eletroestimulação, sistemas de estimulação disponíveis comercialmente, bem como conceitos relacionados à redução da força muscular induzida por eletroestimulação e uso do acelerômetro para medição da ação muscular induzida. O Capítulo 4 apresenta o desenvolvimento do sistema proposto, incluindo desde aspectos relativos aos requisitos de hardware e software até simulações numéricas de circuitos propostos. O protocolo experimental realizado no trabalho também é descrito no Capítulo 4. Os resultados obtidos, bem como análise e discussão dos mesmos são apresentados no Capítulo 5. Finalmente, o Capítulo 6 expõe as considerações finais e descreve propostas de trabalhos futuros.

2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 SISTEMA NEUROMUSCULAR

O sistema neuromuscular é composto pelos sistemas nervoso e muscular intrinsecamente ligados e sendo estes os responsáveis por inúmeras funções do corpo humano, desde coordenar uma grande quantidade de músculos para permitir a locomoção até sincronizar controladamente os músculos do coração e garantir a circulação sanguínea [18]. A seguir é fornecida uma breve descrição do sistema nervoso e seguidamente do sistema muscular.

2.1.1 O SISTEMA NERVOSO

O sistema nervoso está dividido em duas partes: o Sistema Nervoso Central (SNC) e o Sistema Nervoso Periférico (SNP). Juntos o SNC e o SNP controlam três funções principais: entrada sensorial, integração de informações e ações voluntárias e involuntárias, incluindo a resposta motora [19]. O SNC, composto pelo cérebro e medula espinhal, integra e processa a informação enviada pelos nervos. O SNP inclui nervos que carregam mensagens sensoriais para o SNC e nervos que enviam informações do SNC para os músculos e glândulas [20]. O SNP é ainda dividido em sistema somático e sistema autônomo. O sistema somático é formado por receptores sensoriais na cabeça e nas extremidades, nervos que transportam informação sensorial para o SNC e nervos que carregam instruções do SNC para os músculos esqueléticos. O sistema autonômico controla as secreções glandulares e o funcionamento de músculos lisos e cardíacos [21]. As divisões simpáticas e parassimpáticas do sistema autônomo muitas vezes trabalham em oposição uma à outra para regular os processos involuntários do corpo. Processos involuntários, como batimentos cardíacos e peristaltismo, são aqueles que não exigem ou envolvem controle consciente [20]. A Figura 2.1 mostra como está organizado o sistema nervoso.

O sistema nervoso é composto por neurônios e células gliais (ver Figura 2.2). Os neurônios formam a estrutura principal do sistema nervoso, e são suportados pelas células gliais. Os neurônios são também as unidades funcionais de informação, operando muitas vezes em grandes conjuntos para transmitir e processar informações do sistema nervoso. Um neurônio típico pode ser dividido em três partes: o corpo celular, que é a parte mais volumosa da célula nervosa, os dendritos, que são prolongamentos finos e ramificados que levam os estímulos captados do ambiente ou de outras células até o corpo celular e, o axônio, caracterizado por um prolongamento fino e em geral mais longo que os dendritos (e.g. humanos podem possuir axônios

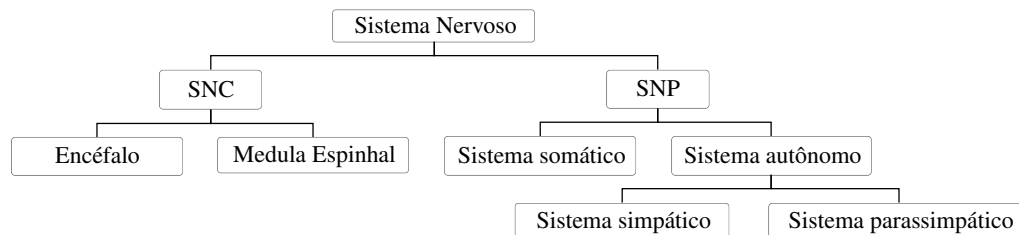


Figura 2.1: Organização geral do sistema nervoso.

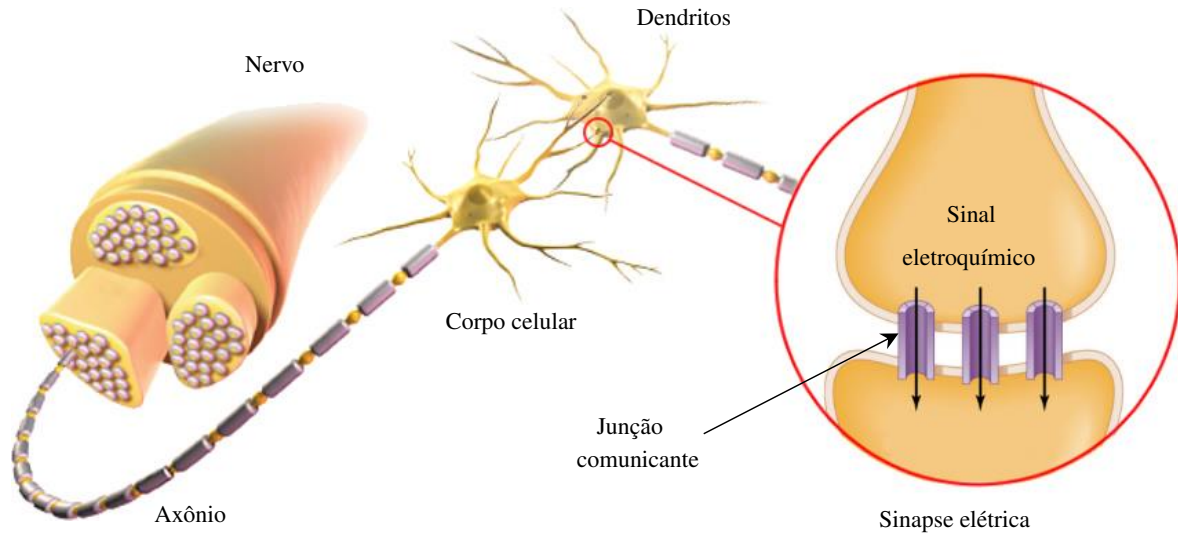


Figura 2.2: Ilustração de um nervo, neurônio e sinapses (adaptado de [23]).

que se estendem por mais de um metro), cuja função é transmitir para as outras células os impulsos nervosos provenientes do corpo celular [22].

A comunicação dos estímulos, comumente chamada de sinapses nervosa, pode-se dar entre neurônios, neurônios-músculos e neurônio-glândulas. A sinapse nervosa é de origem eletroquímica e permite transmitir, inibir ou modificar mensagens. As mensagens são transmitidas por impulsos nervosos na membrana plasmática das células e permite que seja criado e transmitido um impulso elétrico como meio de propagação da informação transmitida pelo axônio [22].

A membrana do neurônio pode possuir dois estados: repouso e despolarização. Quando a membrana está em repouso, o seu lado externo possui uma carga positiva e o interno uma carga negativa, este estado se conhece como membrana polarizada e caracteriza um potencial de repouso. Quando há um estímulo elétrico na membrana do neurônio, a permeabilidade da membrana é alterada ocorrendo troca de íons, o que induz uma despolarização, transformando o potencial de repouso em potencial de ação. É importante ressaltar que, para que ocorra a despolarização da membrana e se produza o potencial de ação, o estímulo elétrico tem que ultrapassar um limiar para desencadear e propagar o impulso nervoso [22].

Dependendo do local do impulso, este pode ser capturado por técnicas de registro de biopotenciais (sinais elétricos produzidos por seres vivos) como eletromiografia (EMG) para sinais dos músculos estriados esqueléticos, eletrocardiografia (ECG) para sinais cardíacos, entre outros [23].

2.1.2 O SISTEMA MUSCULAR

O sistema muscular humano é composto de 600 músculos, que representam dentre 40% a 50% da massa corporal de uma pessoa. Cada unidade muscular tem as propriedades de se contrair e relaxar, e está relacionada a todas as ações físico-mecânicas do corpo humano, como caminhar, correr, comer, deglutir, manter a circulação do sangue e respirar. Todas essas tarefas realizadas pelos músculos também dependem do controle e regulação do sistema nervoso [24].

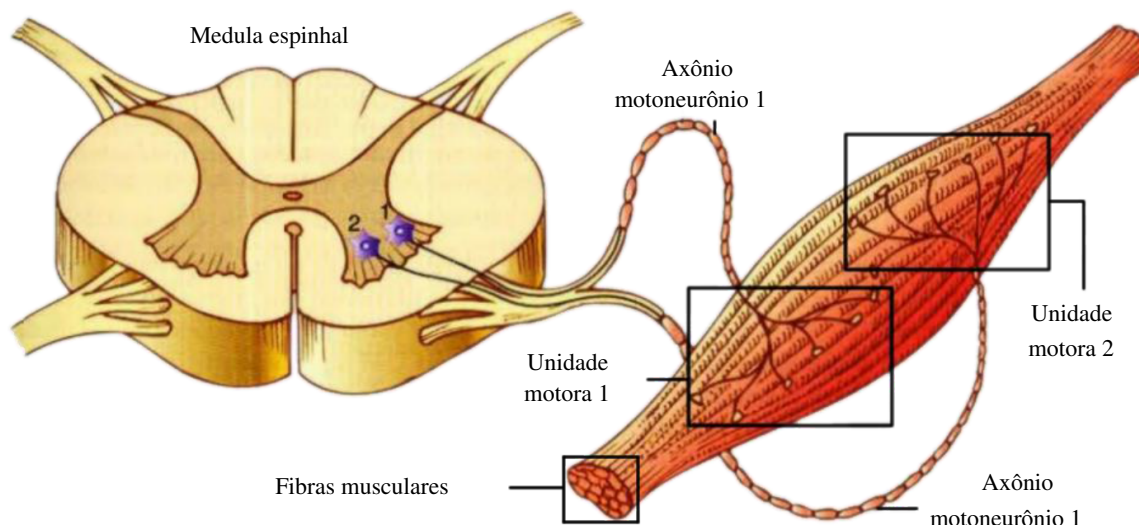


Figura 2.3: Unidades motoras (adaptado de [27]).

De forma geral, o sistema muscular humano pode ser identificado por três tipos de músculos: o liso ou não estriado, o estriado cardíaco e o estriado esquelético. Os músculos lisos são aqueles que têm contrações lentas e produzidas de forma involuntária. São responsáveis por funções como o movimento dos órgãos internos, veias e artérias, entre outros. O músculo cardíaco estriado está relacionado com miocárdio, que possui um funcionamento autônomo e involuntário, executor da circulação sanguínea. Finalmente, o músculo estriado esquelético é aquele que se fixa nos ossos por meio de tendões, por exemplo os músculos das pernas, cuja função principal é a locomoção. A contração do músculo estriado é, então, comandado de forma voluntária nas mais diversas funções [25].

A unidade motora

O tecido muscular permite por meio da contração converter energia química em trabalho mecânico por meio da contração. A contração muscular é controlada por neurônios motores ou motoneurônios que em conjunto com a fibra muscular esquelética, constitui uma unidade funcional ou unidade motora. Qualquer tipo de atividade motora supõe em último termo a necessidade de que os motoneurônios disparem potenciais de ação, sendo que, em caso de desnervação por qualquer que seja o motivo, levará a um estado de paralisia muscular [26]. Aqui vale a ressalva que, estimulando artificialmente um motoneurônio por meio de corrente elétrica, pode ser gerada variação do campo elétrico em torno da célula de tal forma que esta produz um potencial de ação, ocasionando então uma contração das fibras musculares que o neurônio motor inerva [22].

Sempre que o motoneurônio gera um potencial de ação, as fibras musculares correspondentes se contraem, indicando uma dependência do músculo esquelético ao motoneurônio de natureza não apenas estrutural, mas se entendendo para o campo funcional, o que é evidenciado, no caso da desnervação, pelos casos em que as fibras musculares esqueléticas deixam de se contrair e se atrofiam [27]. Na Figura 2.3, é apresentado o conjunto fibra muscular e motoneurônio que constituem a unidade motora, conformando, então, uma unidade estrutural e funcional.

2.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Por definição, a estimulação elétrica é um procedimento no qual é aplicada corrente elétrica de forma controlada para estimular artificialmente o conjunto de tecido neural e/ou neuromuscular com propósitos terapêuticos [19]. Desde a sua origem, a estimulação elétrica tem sido usada para o tratamento de diversas patologias do sistema neuromuscular [28]. A seguir são descritos alguns fatos relevantes sobre a história da estimulação elétrica, a sua aplicação e classificação segundo a corrente de estimulação, uso em terapia e, por fim, as suas vantagens e desvantagens.

2.2.1 ELEMENTOS HISTÓRICOS

O uso da estimulação elétrica remete à antiguidade. Na época, os antigos egípcios e depois os gregos e romanos descobriram que os peixes elétricos (e.g. enguias) eram capazes de gerar “choques elétricos” (i.e. estímulo elétrico), o que foi utilizado para o alívio da dor. Mais tarde, nos séculos 18 e 19, esses animais foram trocados por dispositivos de estimulação elétrica criados pelo homem. Isto aconteceu em várias etapas [29], como ilustrado no Quadro 2.1.

Quadro 2.1: Etapas históricas da estimulação elétrica.

Nome da técnica	Caraterística principal	Ano
Franklinismo	Aplicação de corrente elétrica estática produzida por um gerador de atrito	1750
Galvanismo	Aplicação de corrente elétrica direta e pulsada à pele por meios químicos	1791
Faradismo	Aplicação de corrente elétrica induzida de forma intermitente com polaridade variável	1838
d’Arsonvalisation	Aplicação de correntes de alta frequência	1881

Neste contexto, entre os séculos 18 e 19 teve início uma grande divulgação da estimulação elétrica para uso em terapia. Na época foi criado o termo eletroterapia, utilizado até hoje na medicina. No entanto, na primeira metade do século 20, pessoas sem formação acadêmica que usavam a estimulação elétrica com fins pouco sérios fizeram com que a eletroterapia fosse ridiculizada ao não possuir uma base científica e evidencia dos seus benefícios. A eletroterapia passou, então, por um ressurgimento na segunda metade do século, quando se intensificaram pesquisas usando, por exemplo, modelos animais. A partir daí o uso de eletroestimulação em investigações clínicas, bem como seus mecanismos neurofisiológicos, foram elucidados detalhadamente, fornecendo uma base científica à eletroterapia nas diversas aplicações da estimulação elétrica [29].

Com o tempo, a estimulação elétrica ampliou sua gama de aplicações em diversos contextos, uma vez que a evolução de novas tecnologias, componentes eletrônicos e microcontroladores, permitiu aos engenheiros desenvolver aparelhos mais sofisticados para controlar a corrente de forma mais precisa. Diante disso, surgiu uma grande variedade de equipamentos eletromédicos de estimulação elétrica e em consequência, a concepção de normas de parametrização e segurança dos mesmos [30].

2.2.2 PRINCÍPIOS

A estimulação elétrica é comumente usada na prática clínica e em laboratórios de pesquisa para tratar e/ou avaliar uma ampla gama de condições que comprometem o sistema neuromuscular, seja relacionado ao sistema somático ou autonômico [31]. A seguir descreve-se como é entregue o estímulo elétrico ao tecido neural ou ao músculo e as formas de onda usadas na eletroestimulação.

A estimulação elétrica pode ser aplicada usando eletrodos de superfície ou implantados, podendo ser eles metálicos, siliconados, entre outros. O eletrodo implantado permite maior seletividade muscular e, por estar em contato direto com o nervo, requer menos energia para provocar uma contração. A grande desvantagem do eletrodo implantado reside em ser invasivo, podendo ser tratado como corpo estranho e, conseqüentemente, produzindo a possibilidade de rejeição, ou, inclusive, quebrar-se pelo constante uso. Por outro lado, os eletrodos de superfície permitem aplicação mais simples, muito embora a ativação de tecido neuromuscular se dê de forma menos seletiva [32]. De fato, quando os eletrodos de superfície são usados, muitas vezes estruturas nervosas e musculares são estimuladas simultaneamente [33].

Ao usar eletrodos de superfície, estabelecem-se impedâncias relacionadas com a pele e o conjunto eletrodo-pele. Esta impedância influencia diretamente na resposta muscular, assim como a intensidade do impulso utilizado para gerar a contração. Considerando a tecnologia atual de eletrodos de superfície, a impedância eletrodo-pele está documentada na literatura como um valor variável dentre 500Ω e $5k\Omega$ [34]. O valor exato depende de inúmeras variáveis, incluindo condições físicas do paciente. Assim, autores utilizam para fins de pesquisa e projeto de estimuladores um valor de carga em torno de $1k\Omega$ [13, 35]. Cabe mencionar que o valor da impedância entre o eletrodo e a pele pode ser diminuído aplicando-se gel condutor entre eles [4].

Além da característica anterior, o tamanho e o formato do eletrodo de superfície influenciam na quantidade de corrente que atinge o músculo, e conseqüentemente a contração muscular. A relação entre o tamanho do eletrodo e a densidade de corrente é inversamente proporcional, ou seja, quanto menor o tamanho do eletrodo, maior densidade de corrente e vice-versa. Neste contexto, tem que se tomar cuidado ao aplicar terapia com ES quando são usados eletrodos de superfície muito pequenos, pois a densidade de corrente pode chegar a níveis que provocariam lesões (sobretudo queimaduras) no paciente [4, 36]. A Figura 2.4 ilustra o estímulo elétrico aplicado por par de eletrodos, bem como a colocação dos eletrodos de superfície e seu funcionamento distribuindo a carga no conjunto pele-músculo.

2.2.3 FORMA DE ONDA

Podem existir diferentes tipos de terapia com estimulação elétrica variando a forma de onda usada e seus parâmetros. Isto se relaciona com os efeitos buscados na terapia [38]. Assim, conforme já visto, os parâmetros de estimulação (ver Tabela 2.1) podem ser condensados na forma de onda.

O sentido da corrente no sinal é conhecido em eletrofisiologia como fase, diferentemente do conceito de fase usado em engenharia [37]. Por exemplo, um sinal monofásico tem fluxo só em um sentido, seja ele, positivo ou negativo. Existe também a onda ou sinal bifásico, que possui corrente no sentido positivo e negativo alternadamente. Nesse contexto, a Figura 2.5 mostra as formas de onda monofásicas mais comuns usadas nas diferentes aplicações da estimulação elétrica.

Entretanto, os sinais monofásicos são pouco usados na terapia, pois produzem acúmulo de carga elétrica no tecido onde é aplicada a estimulação. Isto é devido à característica do sinal que possui uma carga desbalanceada,

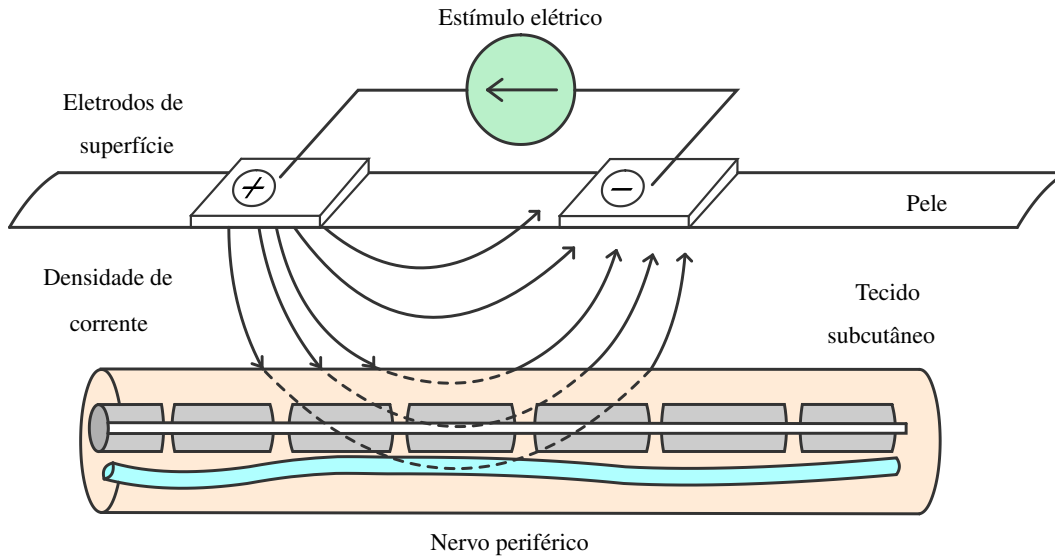


Figura 2.4: Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos de superfície (adaptado de [37]).

Retangular	Senoidal	Triangular	Trapezoidal
Dente de serra (Ds)	Ds invertida	Exponencial (Ex)	Ex invertida

Figura 2.5: Formatos de onda típicos em aplicações de estimulação elétrica (adaptado de [37, 10]).

diferente do sinal bifásico que é balanceado ou simétrico, o que evita o acúmulo de carga no tecido ou no eletrodo [34].

A Figura 2.6 ilustra um exemplo do sinal bifásico e seus parâmetros como frequência (que tipicamente varia entre 1 e 100Hz para aplicações em tecido neuromuscular), intensidade/amplitude (a depender da aplicação e do eletrodo utilizado pode variar na faixa de nA a mA), tempo de estimulação e repouso (dependendo da aplicação são usados μ s ou ms). Além disso, na Figura 2.6, pode-se observar que o sinal bifásico é aplicado em geral de forma simétrica/balanceada, ou seja, a carga total (ver Figura 2.5) da fase positiva é igual à carga total negativa. Caso contrário, o sinal caracteriza-se como assimétrico/desbalanceado.

Como mencionado, existem diferentes parâmetros de estimulação associados à excitabilidade neuromuscular. Na Tabela 2.1 são identificados os parâmetros de baixo nível, usados na geração do sinal do estímulo elétrico. A amplitude, a largura e a frequência do pulso se relaciona diretamente com a carga total entregue ao músculo, assim relacionadas à geração de maior torque [10].

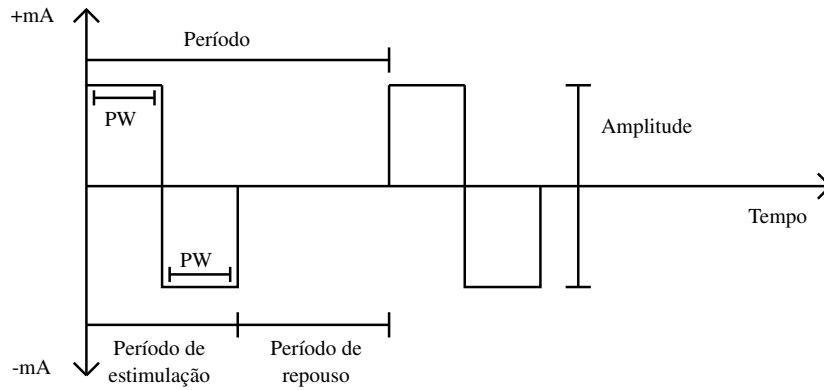


Figura 2.6: Ondas bifásicas e alguns parâmetros básicos da estimulação elétrica (adaptado de [4]).

Tabela 2.1: Parâmetros de estimulação.

Parâmetro físico	Unidade
Forma de onda (sinal)	Quadrada, exponencial (Monofásico / Bifásico)
Largura de Pulso	μs
Frequência	Hz
Corrente	mA
Carga	Ω

Como mencionado, para despolarizar artificialmente o nervo e gerar uma contração muscular a partir da eletroestimulação, deve ser fornecida corrente suficiente para gerar na vizinhança da membrana neural, um potencial elétrico que permita a geração de potencial de ação. Entre os principais parâmetros que definem tal limiar, encontra-se a carga total entregue ao motoneurônio.

Usando uma forma de onda quadrada monofásica como exemplo, a carga total se calcula como o produto da corrente aplicada e a largura do pulso. A Figura 2.7 ilustra a carga total a partir de um pulso quadrado [37].

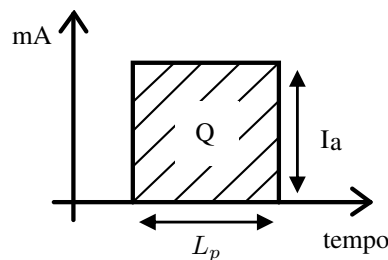


Figura 2.7: A carga total aplicada (Q) por um pulso quadrado de estimulação é dada pelo produto da corrente aplicada (I) e a largura do pulso (PW).

$$Q = L_a \cdot I_a \quad (2.1)$$

Modulando os parâmetros de estimulação na carga total aplicada ao músculo pode-se controlar a intensidade (força) da contração muscular [39]. Para se gerar uma força persistente, conhecida como uma contração tetânica, uma frequência mínima é necessária. Na aplicação da estimulação elétrica em tecido neuromuscu-

lar, várias frequências são recomendadas. Enquanto alguns autores sugeriram frequências entre 20Hz a 80Hz, outros sugerem valores entre 2Hz a 150Hz [16, 36].

2.2.4 APLICAÇÕES

Em geral, a estimulação elétrica vem sendo aplicada mundialmente em várias áreas da saúde e esporte. Neste último, por exemplo, é usada para auxiliar no recrutamento de fibras musculares e aprimorar o desempenho do atleta [40]. Para a promoção da saúde, há uma ampla gama de aplicações, como em analgesia para controle da dor em diversas situações clínicas [41] ou na UTI para prevenção e tratamento do desuso muscular causado pela imobilidade [31]. Assim, com o tempo, pesquisas no campo do uso da estimulação elétrica e seus benefícios tem ganhado espaço em diferentes áreas de atuação, aumentando as possibilidades de aplicação deste recurso. Por exemplo, hoje em dia a estimulação elétrica é usada não só em problemas de lesões ou doenças do músculo estriado, mas também em estudos sobre seu mecanismo de ação em patologias neurológicas, assim como uso em musculatura lisa, cardiopatas, portadores de neoplasias, encefalopatias infantis e até pacientes com limitações respiratórias [38, 41]. Um aspecto importante é que cada aplicação se diferencia e depende dos parâmetros de estimulação, o tempo da sessão e a periodicidade da mesma [42, 14, 37].

No contexto desse trabalho, os efeitos buscados com o uso da eletroestimulação são prevenir a atrofia muscular em pacientes com lesão medular e/ou a aparição/aquisição de doenças como a PNMD. Para isto, são usados equipamentos eletromédicos de eletroestimulação ou também conhecidos como eletroestimuladores. No caso de indivíduos com a excitabilidade neuromuscular muito alterada, como paciente acamado ou imóvel, muitas vezes os eletroestimuladores comerciais não conseguem estimular adequadamente o paciente. Isto deve-se à condição do doente, que como consequência do seu imobilismo, possui uma alta degradação muscular, exigindo que a intensidade, frequência e largura do pulso do estímulo elétrico sejam maiores do que em uma pessoa sadia [38]. Consequentemente, os parâmetros de estimulação não devem ser considerados universais para cada paciente. De fato, a variação de tais parâmetros depende de inúmeras variáveis físicas, incluindo características do eletrodo.

A identificação de tais parâmetros é, em geral, realizada pelo terapeuta ou usuário no início do procedimento. Uma vez posicionados os eletrodos, usualmente o nível de contração desejada é estimado de forma visual a partir da aplicação de intensidades gradualmente maiores de ES.

2.2.5 ELETRODIAGNÓSTICO DE ESTÍMULO

O eletrodiagnóstico é um procedimento no qual é aplicada corrente elétrica no conjunto pele-nervo-músculo, para o estudo da excitabilidade neuromuscular, com o intuito de fornecer apoio diagnóstico e oferecer prognósticos para várias lesões ou doenças do sistema neuromuscular [43].

O eletrodiagnóstico pode ser realizado por estimulação, detecção ou estímulo-deteção. Ou seja, pela análise da resposta à estimulação elétrica dos nervos ou músculos por meio da pele; pela detecção dos potenciais de ação gerados por um impulso nervoso ou contração muscular por meio de eletromiografia (EMG); ou também, pelo registro das respostas em presença de potenciais evocados por estímulos somatossensoriais [44, 45, 46].

O eletrodiagnóstico por detecção e por estímulo-deteção são exames que precisam de equipamentos sofisticados para permitir a análise e diagnóstico, devido à natureza do processamento do sinal que implica o procedimento. Por outro lado, o eletrodiagnóstico por estimulação ou, também, eletrodiagnóstico de estímulo

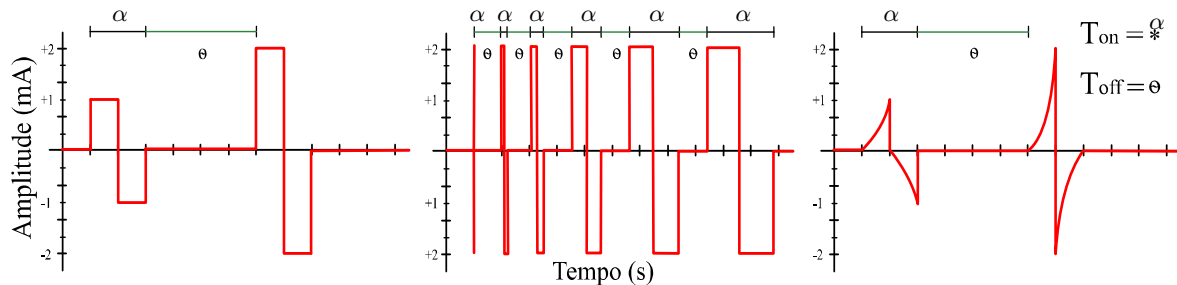


Figura 2.8: Formas de onda dos testes de RB, CR e AC.

(EDE), pode ser realizado, segundo a literatura, por meio da inspeção visual, pois a resposta ao estímulo elétrico leva a uma excitação neuromuscular que, conseqüentemente se traduz em uma contração muscular claramente visível [14, 44].

O exame de EDE está relacionado a três testes: reobase, cronaxia e acomodação [47]. A reobase (RB) corresponde à mínima corrente de estimulação de duração idealmente infinita capaz de evocar artificialmente uma contração muscular que pode ser percebida visualmente. Os parâmetros de estimulação da RB correspondem a uma forma de onda quadrada bipolar simétrica com tempo de estimulação (α na Figura 2.8) de 1s e 2s de tempo repouso (θ na 2.8). O valor da corrente de estimulação (amplitude do sinal) por definição é iniciado com 1mA e vai aumentando em passos de 1mA até finalizar o teste, quando ocorre claramente a primeira contração visível, sendo esse o valor da amplitude o resultado do teste [48, 49]. Já a cronaxia (CR) corresponde ao menor α necessário para produzir artificialmente uma contração muscular considerando intensidade dobrada em relação à RB. Os parâmetros de estimulação da CR correspondem então a uma forma de onda quadrada bipolar simétrica com amplitude igual a duas vezes o resultado obtido previamente no teste de reobase. Define-se um θ de 2s e um α que inicia em $50\mu s$ e vai aumentando em passos de 50 ou $100\mu s$ até finalizar o teste quando ocorre claramente a primeira contração visível, sendo tal largura de pulso o resultado do teste [48, 49]. Finalmente, a acomodação (AC) é definida da mesma forma que a RB, mas com a diferença de que a forma de onda é exponencial bifásica simétrica. Portanto, a RB e AC são expressadas em mA e a CR em μs [47]. A Figura 2.8 ilustra as formas de onda com os parâmetros dos testes RB, CR e AC.

A RB e a CR permitem identificar os níveis de excitabilidade muscular (parâmetros de amplitude de corrente e largura de pulso mínima para gerar uma contração, respectivamente), sendo que o resultado do teste de CR está relacionado com a eficiência do uso de EENM no tratamento de pacientes acamados e/ou imóveis [14, 50]. Já a acomodação é a propriedade que tem sistemas neuromusculares íntegros de reagir de forma menos efetiva aos estímulos de crescimento lento (ver forma de onda na Figura 2.8). O valor da amplitude de corrente achado neste teste, permite identificar o nível de comprometimento neuromuscular, possibilitando o diagnóstico de doenças e/ou do estado do complexo motor e sensitivo do paciente [51].

Vale lembrar que, para realização do exame EDE, é necessário contar com um equipamento que permita personalizar e controlar os parâmetros de estimulação, a fim de configurar cada teste.

Neste trabalho o EDE é tomado como referência para realizar testes de identificação do nível de excitabilidade neuromuscular, pois pretende-se automatizá-lo, reduzindo subjetividades decorrentes da inspeção visual. Essa tarefa pode ser realizada, por meio de sensores inerciais para identificar a vibração muscular ou perturbação motora (mecânica) no instante em que se aplica um estímulo elétrico e a contração muscular ocorre.

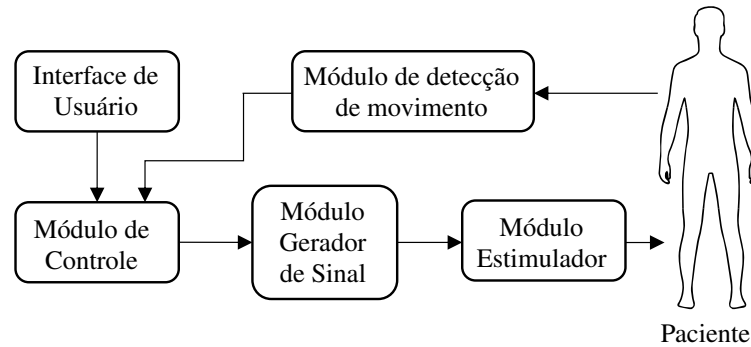


Figura 2.9: Diagrama de blocos geral de um dispositivo de estimulação elétrica.

2.3 DISPOSITIVOS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Independentemente do tipo de aplicação da estimulação elétrica, sempre é necessário um dispositivo de eletroestimulação. Assim, um dispositivo de estimulação elétrica ou eletroestimulador, usado tanto para terapia como diagnóstico permite administrar, controlar e personalizar a corrente e/ou tensão aplicada no tecido por meio de placas metálicas, eletrodos ou outros acessórios com a finalidade de evocar artificialmente um efeito neural ou uma contração muscular.

Hoje em dia os dispositivos de estimulação, por suas características de uso médico-esportivo, se classificam como aparelhos eletromédicos e, como tal, tem de cumprir as normas de proteção e segurança estabelecidas pela lei para este tipo de equipamentos, como no caso das normas técnicas para aparelhos eletromédicos ABNTNBR IEC 60601-1 e ABNT NBR IEC 60601-1-2. A seguir, são descritos os componentes típicos de um sistema de eletroestimulação (ver Figura 2.9). Adicionalmente, são descritos os componentes que permitem que o eletroestimulador realize o exame de EDE.

2.3.1 COMPONENTES DE UM SISTEMA TÍPICO DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Um eletroestimulador é composto geralmente pelos módulos ilustrados no diagrama de blocos da Figura 2.9, onde além do módulo estimulador, existem outros módulos como a interface de usuário, módulo de controle e módulo gerador de sinal. Adicionalmente, em alguns casos pode existir o módulo de detecção de movimento, usado para identificar a aplicação do exame de EDE.

A seguir são descritos brevemente o funcionamento de cada módulo:

- Módulo da interface de usuário (MIU). Este módulo permite personalizar os parâmetros de estimulação, além de apresentar visualmente diversas informações referentes ao uso do dispositivo. Também, este componente pode ter diversas formas de ser implementado, variando de fabricante a fabricante. Assim, a interface de usuário pode conter botões, telas LCD, potenciômetros, entre outros.
- Módulo de controle (MC). Este componente permite manipular e tratar os valores ingressados na interface de usuário dos parâmetros de estimulação, além de administrar todos os recursos do dispositivo quando o controle é centralizado. Geralmente este módulo é desenvolvido e implementado usando mi-

croprocessadores ou microcontroladores. Este módulo pode conter ou fazer a função do módulo gerador de sinal.

- Módulo gerador de sinal (MGS). Este componente é o coração do estimulador e é responsável pela formação da onda que comanda o estímulo elétrico. Normalmente o estímulo pode ser monofásico ou bifásico, simétrico ou assimétrico, com ou sem trens de pulso e/ou rampas de subida e decida. O gerador é encarregado do formato da onda e seus componentes como a largura, amplitude e finalmente os tempos de estimulação e repouso. Em resumo, este módulo depende dos parâmetros de estimulação para gerar um sinal de estímulo que geralmente é baseado em tensão.
- Módulo estimulador (ME). Este componente é também conhecido como estágio de alta potência, normalmente se relaciona com uma fonte de corrente constante para uma carga variável tendo como referência um sinal de tensão. Neste módulo, o sinal de tensão que vem do módulo gerador comanda uma fonte de corrente que é alimentada por um estágio de potência (fonte de alta tensão), fazendo com que o estímulo tenha um valor de corrente constante independente de mudanças na impedância eletrodo-pele no paciente.
- Módulo de detecção de movimento (MDM). Este módulo é adicional aos componentes típicos de um dispositivo de estimulação. Normalmente os equipamentos de estimulação trabalham em malha aberta, porém, alguns trabalham também em malha fechada [30]. A malha fechada pode ser implementada de diversas formas: com sensores de movimento, detecção visual por visão computacional, eletromiografia, entre outros. Nesse contexto, o módulo de detecção de movimento não só conta com sensores que medem ou ajudam a reconhecer uma contração muscular, mas também pode possuir algoritmos que ajudam a tratar os dados dos sensores e finalmente detectar a contração muscular como uma perturbação ou movimento que, em consequência, pode ter uma intensidade medida em força e duração.

A partir dessas definições, é possível destacar que cada módulo pode ser projetado e implementado de diversas formas. De fato, com relação ao desenvolvimento eletrônico, existem múltiplas soluções e/ou topologias de circuitos eletrônicos para cada módulo, como descrito de forma detalhada no Cap. 3. Nesse momento, é importante ressaltar ainda um aspecto adicional relativo ao estágio de potência responsável pelo estímulo entregue ao paciente.

Uma contração muscular pode ser artificialmente induzida tanto por fonte de corrente quanto por fonte de tensão conectada a eletrodos. Dessa forma, o projeto do eletroestimulador é baseado na maioria dos casos por estágios de saída controladas por corrente.

O dispositivo onde o estágio de saída é controlado por tensão é considerado intrinsecamente seguro para aplicações transcutâneas, pois no instante em que ocorre um erro no eletrodo (como o descolamento de um eletrodo autoadesivo) a densidade de corrente não irá tornar-se suficientemente alta ou perigosa como para induzir queimaduras ou irritações na pele. Em contrapartida, há uma dependência da inevitável variação da impedância eletrodo-pele e um estágio de saída controlado por tensão é menos eficiente que a controlada por corrente [34]. Os dispositivos com o estágio de saída controlado por corrente são mais indicados para diversas aplicações, visto que regulação da carga fornecida em um cenário de variação da impedância do eletrodo-pele permite obter, por exemplo, respostas motoras à estimulação mais previsíveis [34]. Entretanto, normalmente estimuladores controlados por tensão são caracterizados por circuitos eletrônicos de controle menos complexos de se implementar, em oposição a estimuladores controlados por corrente [52, 53]. Devido sobretudo à precisão no controle do estímulo fornecido, neste trabalho é escolhido o dispositivo de estimulação elétrica com estágio de saída controlado por corrente.

3

ESTADO DA ARTE

Desde que o homem descobriu como usar estímulos elétricos, para melhorar a dor ou gerar contrações musculares artificialmente, foram desenvolvidos métodos de eletroestimulação baseados inicialmente em animais (e.g. arraia elétrica [29]) que geravam choques elétricos, até dispositivos eletromédicos chamados de eletroestimuladores.

Os eletroestimuladores de uso comum normalmente aplicam o estímulo elétrico com eletrodos superficiais, isto por sua facilidade de colocação e uso. Também, o estímulo elétrico pode ser aplicado ao tecido neural e/ou músculo por meio de eletrodos implantados ou percutâneos. Dentro dos dispositivos de estimulação elétrica estão os disponíveis comercialmente e os de pesquisa. Estes aparelhos podem se encontrar nas mais diversos ambientes e aplicações: dispositivos de auxílio na marcha (como pé caído), dispositivos para o fortalecimento dos músculos, dispositivos de estimulação de órgãos como bexiga, coração, entre muitos outros.

Nesse contexto, neste capítulo é feita uma revisão da literatura iniciando com uma perspectiva histórica do início dos aparelhos de eletroestimulação, seguidos pelos sistemas contemporâneos de eletroestimulação descritos na literatura científica e finalmente os dispositivos disponíveis comercialmente. O foco aqui se dá nos dispositivos envolvendo estimulação com eletrodos superficiais. Por fim, o capítulo discute o estado da arte relacionado ao uso da técnica de mecanomiografia para estimulação da redução da força induzida por eletroestimulação.

3.1 PERSPECTIVA HISTÓRICA

Em 1768 foram desenvolvidos os primeiros eletroestimuladores. Estes dispositivos eram máquinas de diferentes formas que produziam eletricidade estática. Existiram muitos tipos de máquinas eletrostáticas, mas a mais comum foi a máquina formada por um disco rotativo como mostrado na Figura 3.1 [54]. Em 1791, Galvani usou uma máquina eletrostática de disco rotativo que o permitiu descobrir e estudar a bioeletricidade.

Outros eletroestimuladores foram desenvolvidos com o tempo, como o eletroestimulador com capacitores

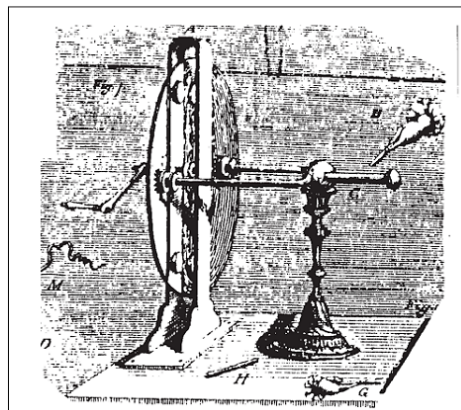


Figura 3.1: Eletroestimulador baseado em máquina de eletricidade estática [54].

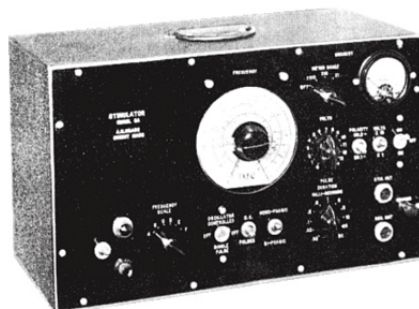


Figura 3.2: Um dos primeiros eletroestimuladores desenvolvido para pesquisa [54].

chamado de *Leyden jar*, usados para propósitos de entretenimento [54]. Em seguida, foram desenvolvidas células eletroquímicas que produziam corrente. Essas células foram conectadas a um interruptor, fazendo possível iniciar e parar a corrente. Com o tempo os interruptores foram melhorados permitindo o controle da repetição e duração da corrente. Conseqüentemente, estes tipos de dispositivos foram chamados de *Rheotomes*, que remete à ideia de “cortador de fluxo” [54]. Não obstante, com o descobrimento da indução magnética por Michael Faraday em 1831, uma nova forma controle de corrente permitiu o desenvolvimento de um novo tipo de eletroestimulador. Este tipo de dispositivo foi chamado *Inductorium* [54].

O *Leyden jar*, o *Rheotomes* e o *Inductorium* permitiram criar as bases da eletroterapia. No entanto, eram dispositivos rudimentares que não ofereciam condições suficientes para melhorar o entendimento da corrente elétrica como agente terapêutico. Nesse contexto, os eletroestimuladores modernos foram desenvolvidos somente depois da segunda guerra mundial, trazendo grandes contribuições no estudo da aplicação de estimulação elétrica [4].

Albert Grass, em 1940, desenvolveu um dos primeiros eletroestimuladores para uso em pesquisa (ver Figura 3.2), um sistema que permitia controlar de forma independente a frequência e a largura do pulso [54]. A partir daí e mais precisamente entre os anos 1952 e 1965, foram construídos equipamentos de eletroestimulação para diferentes fins, como o marca-passo ou uso da estimulação para a modulação da dor [4].

Depois, nos anos 70, a estimulação elétrica avançou bastante. Equipamentos para estimulação foram desenvolvidos para aplicações no esporte, como foi na União Soviética com o Dr. Yacov Kots, que se interessou pela primeira vez no desenvolvimento da força nos esportistas usando estimulação elétrica [55]. No seu estudo, Kots usou estimulação para aumentar a força muscular na Contração Voluntária Máxima (CVM) dos atletas de elite soviéticos, o que resultou numa melhoria no seu rendimento esportivo.

Outros autores na Itália, Canadá, Polônia e Estados Unidos entre os anos 1970 a 1981 desenvolveram estudos sobre a estimulação elétrica aplicada ao esporte, nos quais foram necessários dispositivos de estimulação com características específicas. Essas pesquisas levaram ao melhoramento no desenho eletrônico e posterior desenvolvimento de novos equipamentos de estimulação para aplicação da ES [55, 50].

No início dos anos 80 começaram a ser depositadas as primeiras patentes sobre dispositivos de estimulação elétrica, tendo no máximo um ou dois canais e uma interface de usuário puramente analógica [56, 52, 53, 57], como mostrado na Figura 3.3. As aplicações destes dispositivos compreendiam métodos de controle da dor, análise de fadiga muscular, entre outras. Na maioria das patentes da época usados como geradores de sinais osciladores baseados em transistores ou multivibradores (como o circuito integrado LM555), como mostrado na Figura 3.4. Nessas patentes, o estágio de potência é implementado usando transformadores com bobinas

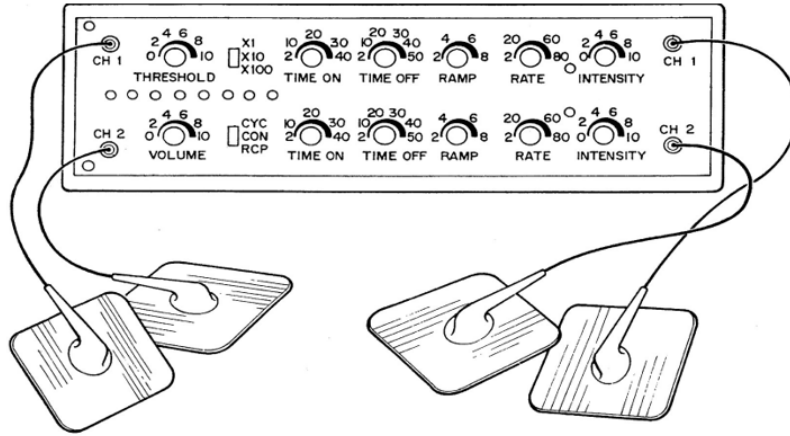


Figura 3.3: Interface analógica e eletrodos do estimulador proposto na patente [57].

isoladas (isolamento do enrolamento primário do secundário) para elevar a tensão, o que faz com que os dispositivos sejam muito pesados e conseqüentemente limitados em quantidade de canais. Além disso, estimuladores construídos no período utilizando transformadores eram afetados por problemas de ruído eletromagnético que se traduziam em artefatos no sinal de saída do canal durante a estimulação. Para solucionar isto foram usadas baterias como fonte de alimentação [58, 56].

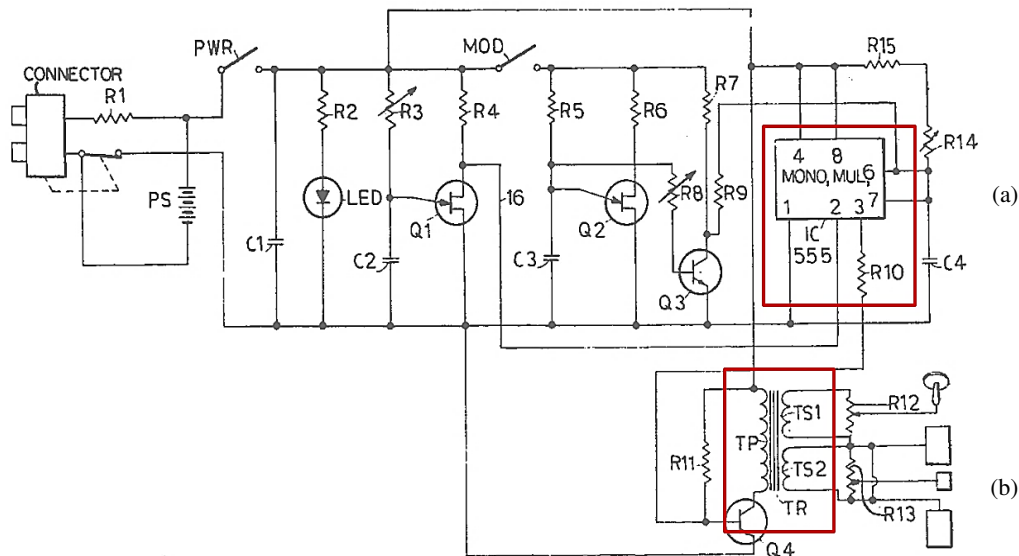


Figura 3.4: Gerador de sinal (a) e etapa de potência com transformador (b). Estimulador em [59].

No ano de 1989, foi introduzida a eletroestimulação funcional no Brasil pelo Professor Sergio Lianza da Santa e, com a ajuda técnica dos Doutores Franco Gracanic e Tajed Badj da Universidade de Lubljana (ex-Iugoslávia), foi desenvolvido o primeiro estimulador elétrico de fabricação nacional [60]. Alguns anos depois, a técnica de estimulação elétrica para restauração do movimento foi usada por primeira vez, em 1991, no Hospital de Clinicas de Porto Alegre visando sua aplicação em marcha assistida [60].

3.2 SISTEMAS CONTEMPORÂNEOS DE ELETROESTIMULAÇÃO

No contexto mundial, em meados dos anos 90, a evolução das tecnologias em eletrônica permitiu o desenvolvimento de novos dispositivos de estimulação [34]. Assim, os eletroestimuladores evoluíram em cada um dos seus módulos, por exemplo interfaces de usuário digitais, circuitos de menor tamanho, até aparelhos portáteis. Como resultado disto, um grande número de dispositivos tem sido desenvolvido para pesquisa, aplicações clínicas e esportivas [61].

Muitos desses dispositivos foram desenvolvidos para tarefas específicas (para um só tipo de tratamento ou restauração de uma só função corporal [62, 63]). Desta forma, se um usuário desejasse utilizar o dispositivo para tarefas diferentes daquelas que foi projetado, iria precisar modificar o hardware, o software ou ambos. Realizar isto ficava impraticável em dispositivos comerciais, portanto muitos pesquisadores se viram forçados a direcionar suas energias ao desenvolvimento de equipamentos de estimulação customizados, visando o seu uso em várias tarefas. Em consequência disso, muitos dispositivos de estimulação foram feitos e como tal, diversas soluções foram empregadas para seu desenvolvimento [64, 32].

Como apresentado no capítulo anterior, um sistema de eletroestimulação típico geralmente possui os módulos mostrados na Figura 2.9. Desta forma, a seguir se apresenta uma revisão destes módulos.

3.2.1 Interface de controle

Interface de controle (IC) é o meio pelo qual o usuário final do dispositivo de estimulação controla as funcionalidades do mesmo. Nesse contexto, neste documento a interface de controle identifica-se como o conjunto de interface de usuário e de controle.

Independentemente do tipo de aplicação (pé caído, controle de agarre, neuropróteses, etc.) em que um estimulador seja usado, sempre é necessário controlar não só os parâmetros de estimulação, mas possivelmente também outros aspectos como o tipo de terapia, o tempo de sessão e finalmente a quantidade de canais de estimulação ativados [65]. Os parâmetros recebidos como informações de entrada pela interface de controle normalmente são administrados pela unidade de controle que gerencia o sistema de eletroestimulação.

A IC pode estar implementada como uma interface externa ao eletroestimulador, podendo ser um microcomputador, teclado matricial, elementos analógicos de ajustes (potenciômetros), telas sensíveis, botões ou até mesmo dispositivos sem fio [65]. Nesse contexto, a utilização de estratégias digitais (e.g. microcomputador, dispositivos sem fio, entre outros), determinam o ponto de partida à incorporação de interfaces digitais nos eletroestimuladores [66].

No início dos anos 90 começaram a ser desenvolvidos os primeiros estimuladores controlados por meio de Interfaces de Controle Digitais (ICD) [67]. Essas interfaces tem uma grande vantagem com relação a Interfaces de Controle Analógicas (ICA), pois ela geralmente ocupa maior espaço no dispositivo. Por exemplo, a ICD pode conter no mesmo espaço diversos tipos de controles ou até não existir fisicamente, ou seja, o dispositivo é controlado externamente, como por exemplo por meio de um software em um microcomputador [34, 66].

Além das classificações em ICD e ICA, as interfaces de controle podem também ser classificadas como mistas, i.e. contendo elementos digitais e analógicos de interface. Do mesmo modo, as ICD podem ser classificadas em três tipos: ICD embarcada no dispositivo, ICD externa (e.g. baseada em microcomputador, dispositivo móvel) ou mista.

Em relação ao tema, vale comentar o dispositivo produzido por Popovic et al. no final dos anos 90. Este estimulador foi concebido como um novo estimulador elétrico transcutâneo portátil. A sua grande vantagem era que podia ser utilizado para diversas aplicações como neuropróteses, dispositivos de avaliação neurológica, sistemas de exercício e estudos fisiológicos. A sua desvantagem era causada pelo sistema de controle e a sua ICD de natureza complexa (possuía uma ICD mista) e, portanto, o usuário final deveria ter um conhecimento relativamente amplo para usá-lo [32, 68].

Bijak et al. também implementaram uma ICD mista (ver Figura 3.5 e Figura 3.6) que fazia parte de um sistema de restauração das funções de caminhada na paraplegia espástica [66]. Este sistema usa uma ICD baseada em um computador palmtop e um PC para controlar o eletroestimulador. No palmtop é possível carregar as configurações de sequências de estimulação para ficar em pé, caminhar ou se sentar. Esta interface foi usada pela facilidade que oferecia para acessar a uma base de dados e selecionar na tela sensível ao toque diferentes funcionalidades, assim como manipular vários parâmetros de estimulação. Na Figura 3.6 pode-se observar a ICD desenvolvida.

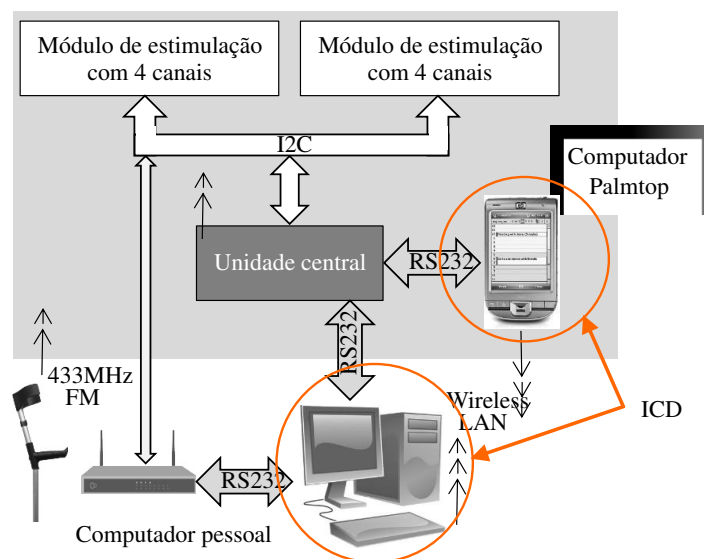


Figura 3.5: Sistema de eletroestimulação que usa ICD misto (adaptada de [66]).

Outro tipo de ICD junto com ICA muito usada em sistemas de eletroestimulação é a Interface Homem Máquina (IHM) que se baseia em um display de cristal líquido (LCD) que junto a um teclado gerenciam o funcionamento do dispositivo. Autores como Alonso et al. [69] e Teixeira et al. [70] usam este tipo de interface de controle. Velloso et al. [71] implementou uma ICD baseada em um dispositivo portátil com interface USB que possui portas de entrada/saída digitais programáveis conectado a um computador junto à ferramenta LabVIEW.

É de esclarecer que em alguns estimuladores a interface de controle que possui componentes discretos, podem ter a função de controlar diretamente parâmetros do sinal gerado, como no caso de Cheng et al., onde o controle da frequência é feito ajustando o valor de resistência de um potenciômetro analógico [72]. Isto reduz a demanda de processamento em microprocessadores ou microcontroladores [65]. Em muitos outros sistemas, porém, usa-se uma interface de controle dependente de uma unidade de controle, onde esta última é responsável pelo gerenciamento e processamento de todos os componentes do sistema de eletroestimulação [34, 61, 63, 66, 73].

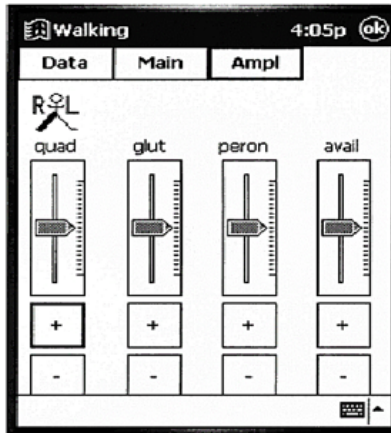


Figura 3.6: Interface gráfica de usuário ou ICD em dispositivo móvel (palmtop) [66].

3.2.2 Unidade de controle

A unidade de controle (UC) é responsável pelo processamento de dados e gerenciamento de todos recursos de software e hardware de um sistema de eletroestimulação. A UC recebe como entrada informações de diferentes componentes, como botões, teclados, sensores de diversos tipos (e.g. acelerômetros, goniômetros), potenciômetros. Pode também possuir conectividade por meio de diversas padrões e protocolos, USB, I2C, UART, SPI, Bluetooth, entre outros, com outros módulos e componentes externos. Tais conexões permitem que a UC envie e receba informação de dentro e de fora do dispositivo.

Tipicamente o usuário usa uma interface de controle para interagir com a UC, permitindo manipular diferentes características do sistema [74, 34, 61, 75]. Em sistemas atuais, geralmente a UC é implementada em microcontroladores ou plataformas de desenvolvimento, como no caso de Johnsen et al. [76], que usou a plataforma de desenvolvimento baseada em Arduino para seu eletroestimulador, no qual visava diminuir a atrofia muscular do antebraço post-fratura, ou O’Keeffe et al. [77], que usa um microcontrolador como UC e gerador de sinal no seu estimulador versátil para aplicações de pesquisa em pé caído. Nesse último caso, foram implementados algoritmos de controle que usam as informações de sensor de marcha para se adaptar à velocidade da caminhada do paciente, adaptando os parâmetros de estimulação segundo seja necessário.

Outro exemplo de UC é apresentado em um sistema de neuroestimulação elétrica com forma de onda arbitrária desenvolvido por pesquisadores da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) [73]. Eles usaram para implementar a UC uma plataforma de desenvolvimento baseada em um processador digital de sinais (em inglês Digital Signal Processor, DSP). Sua UC tem várias funções como gerar um sinal analógico que posteriormente controla uma fonte de corrente, administrar a comunicação entre o sistema de estimulação e uma interface gráfica em um computador e aferir, por meio de uma chave do tipo push-button, a informação do voluntário à percepção do estímulo [73]. Na Figura 3.7 se apresenta o dispositivo desenvolvido e nela é indicada a UC.

3.2.3 Gerador de sinais

Este componente está presente em todos os dispositivos de estimulação elétrica e é responsável pela produção de sequências de pulsos elétricos de baixa amplitude (sinais de baixa tensão ou corrente). Tipicamente, o

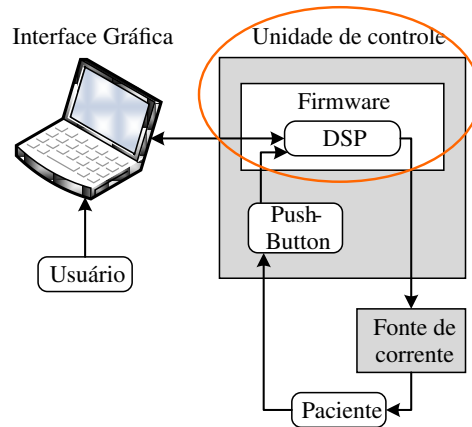


Figura 3.7: Unidade de controle do estimulador da UFMG [73].

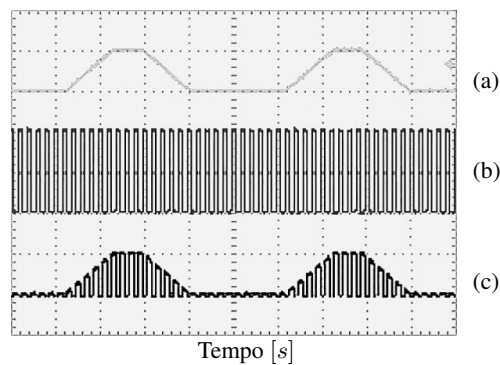


Figura 3.8: Geração de sinal modulada usando modulação por amplitude de pulso, (a) sinal de modulação, (b) Sinal da portadora, (c) Sinal modulada [73].

gerador de sinais pode ser composto por componentes das seguintes naturezas: circuito oscilador, microcontrolador com PWM, conversor digital-analógico, entre outros. É no gerador de sinais em que alguns parâmetros de baixo nível do sinal de saída são controlados, notadamente a amplitude, largura de pulso e frequência [72, 34].

Wu et al. [34], por exemplo, usaram um DSP como gerador de sinais com formatos de onda arbitrários. Ele também usa o DSP como UC. Já alguns outros dispositivos possuem um circuito modulador que gera um sinal modulado usando dois sinais: um sinal de alta frequência produzido pelo gerador de sinal e outro que comanda a geometria da envoltória. A interação entre estes dois componentes (o gerador de sinal e o modulador) permite criar sinais de estimulação com formas de onda diversas [34, 78, 79]. Um exemplo de sinal modulado se mostra na Figura 3.8.

Nota-se que não existe um padrão para a implementação do gerador de sinal/modulador, pois seu desenvolvimento varia de acordo com o tipo de aplicação, disponibilidade de componentes ou até pode ser uma escolha subjetiva do projetista do equipamento [63, 61].

3.2.4 Estágio de potência de saída

O estágio de potência de saída (EPS) é o responsável por amplificar o sinal de eletroestimulação proveniente do gerador de sinal a um sinal de alto nível de tensão ou corrente, chamado também de estímulo elétrico. O

estímulo elétrico finalmente é aplicado por meio de eletrodos de superfície em uma carga que é identificada como o conjunto pele-músculo-nervo do paciente [63].

Como descrito no Cap. 2, o estímulo elétrico pode ser aplicado no tecido neuromuscular de duas formas: por tensão constante ou por corrente constante. Escolher a forma de aplicá-lo determina o desenho do circuito do EPS. Outra característica importante que determina a topologia do circuito do EPS é se este irá trabalhar com sinais monofásicos ou bifásicos [64].

Além disso, um sistema de eletroestimulação pode comportar um ou vários canais de estimulação, os quais dependem de um ou mais EPS. Desta forma, o EPS no módulo de estimulação é o componente mais relevante em um sistema típico de eletroestimulação [64, 80]. Quando um estimulador tem vários canais, por exemplo, estes podem possuir diferentes níveis de interdependência. Na situação na qual os canais possuem maior nível de dependência, todos os canais possuem os mesmos parâmetros de estimulação, com a diferença de que eles são ativados de forma sequencial chaveando um único EPS. Já nos casos em que os canais possuem completa independência, cada canal pode possuir configurações diferentes dos parâmetros de estimulação, assim como independência na temporização do sinal [4, 34, 81].

A seguir são apresentados os trabalhos que usam diferentes tipos de EPS. A Tabela 3.1 mostra um resumo das características mais relevantes dos circuitos de EPS contemporâneos. Basicamente, os circuitos do EPS foram agrupados em quatro categorias de acordo com o componente principal de saída da topologia: baseada em transformador para elevação de tensão, baseada em ponte H, baseada em amplificadores operacionais e conversores tensão-corrente e, finalmente, baseada em espelho de corrente. Na Tabela 3.1 o item parâmetros de estimulação apresenta somente os parâmetros fornecidos pelos autores. Além disso, em todas as topologias são usadas a seguinte nomenclatura: saída do gerador e R_{CARGA} , para simbolizar, respectivamente, a entrada do sinal de controle do EPS e a resistência do conjunto eletrodo-pele-tecido neuromuscular.

Tabela 3.1: Resumo dos circuitos do EPS dos artigos analisados. Os artigos de cada grupo foram ordenados por ano, do mais antigo ao mais recente.

Referência	Saída controlada por V ou I	Tipo da topologia da saída M ou B	Parâmetros de estimulação (máx)
Cheng et al. [72]	I	B (baseado em T)	f= 200 Hz I= 100 mA V= 200V
Souza et al. [74]	I	B (baseado em T)	PW= 250 μ s f= 200 Hz I= 100 mA
Chen et al. [82]	V	M (baseado em T)	PW= 400 μ s f= 40 Hz V= 150V
Hongen et al. [83]	I	M/B (baseado em Ponte H)	PW= 65535 μ s f= 1000 Hz I= 300 mA V= 600 V
Gaiotto et al. [65]	V	M/B (baseado em Ponte H)	PW= 65535 μ s f= 1000 Hz I= 300 mA V= 600 V
Masdar et al. [75]	I	M/B (baseado em amp op. como CTC)	PW= 500 μ s I= 120 mA
Willand et al. [84]	I	M (baseado em amp op. e CTC com transistor)	PW= 10 ms f= 15 kHz I= 125 mA V= 300 V
Brunetti et al. [65]	I	B (baseado em amp op. de transcondutância e chaveamento de canais)	PW= 5 ms f= 100 Hz I= 125 mA V= 250 V
Lima et al. [85]	I	M (baseado em EC)	PW= 1 ms f= 10 Hz I= 20 mA V= 220 V
Wu et al. [34]	I	M/B (baseado em EC)	PW= 50 μ s f=100 Hz I= 110 mA V= 300 V
Khosravani et al. [79]	I	M/B (baseado em EC)	f= 50 Hz I= 150 mA

T - Transformador, CTC - Conversor Tensão-Corrente, EC – Espelho de corrente, PW – largura de pulso, f – frequência, I – Intensidade, V – Voltagem, M - Monofásica, B - Bifásica

Topologia dos EPS baseadas em transformador

Algumas topologias dos EPS baseadas em transformador para elevação de tensão são ilustradas nas Figura 3.9, Figura 3.10 e Figura 3.11. Nos circuitos ilustrados da Figura 3.9 à Figura 3.11, além do transformador, é utilizado um transistor que chaveia a ativação do enrolamento primário do transformador, resultando em pulsos de alta tensão no enrolamento secundário. No caso de Cheng et al. e Souza et al., a topologia do EPS foi

desenhada para realizar a estimulação por corrente. Já no caso de Chen et al., a topologia do EPS foi desenhada para realizar a estimulação por tensão.

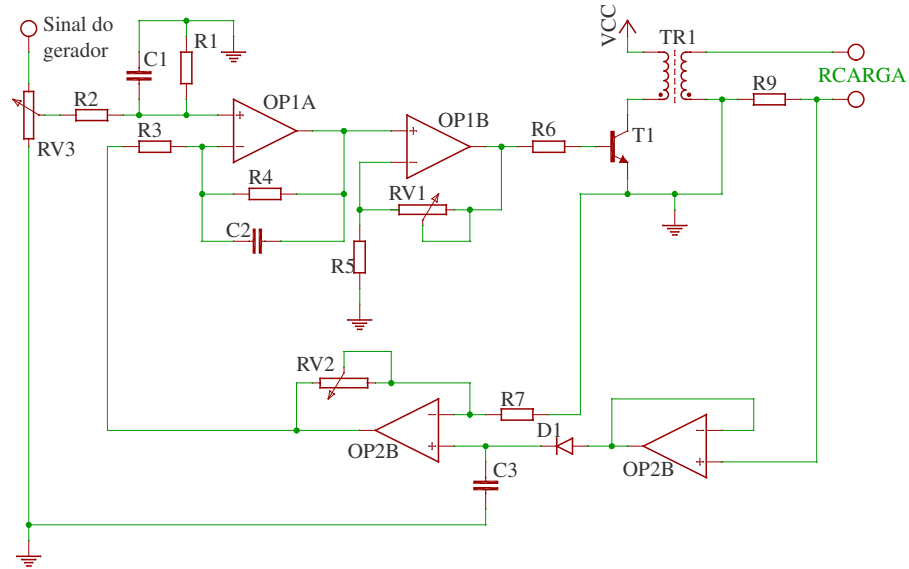


Figura 3.9: Circuito baseado em transformador com saída de corrente (adaptado de [72]).

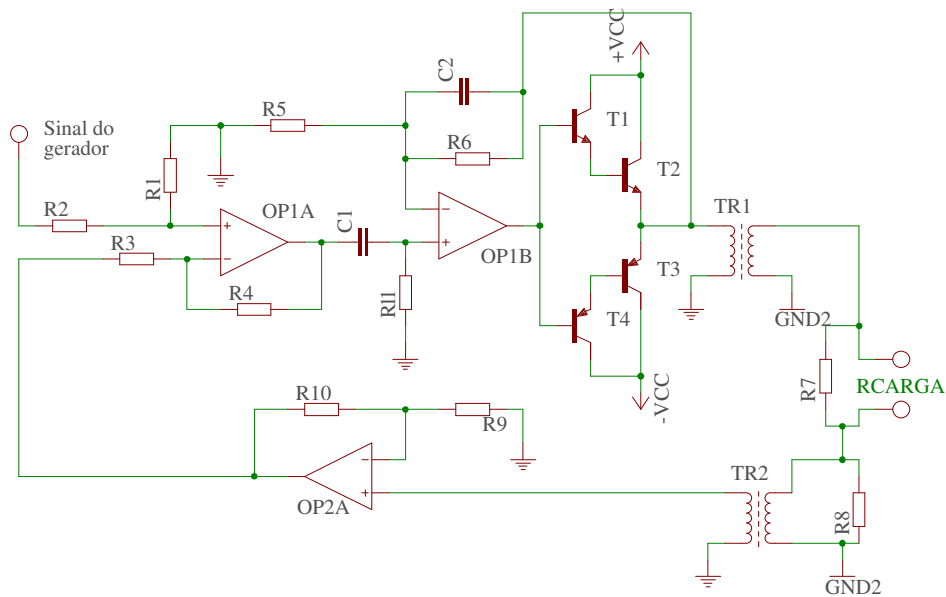


Figura 3.10: Circuito baseado em transformador com saída de corrente (adaptado de [74]).

No circuito proposto por Chang et al., ilustrado na Figura 3.9, existem quatro etapas identificadas pelos amplificadores operacionais OP1A, OP1B, OP2A e OP2B. O OP1A é usado como amplificador de erro, o OP1B é um amplificador de sinal para controlar o transformador T_1 , o OP2A e OP2B fecham o laço do circuito realimentando o amplificador de erro de acordo com a corrente na saída de T_1 , o que permite conferir a corrente de saída que será passada na carga (RCARGA). Finalmente, a amplitude do pulso de corrente é controlada pelo potenciômetro RV_2 . Para Cheng et al., o transformador (T_1) é o componente de maior tamanho e o mais custoso do estágio de potência. O mesmo acontece com o circuito do Souza et al. Isto compromete a portabilidade e a

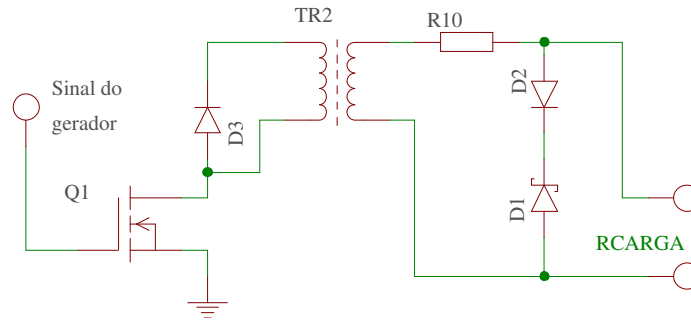


Figura 3.11: Circuito baseado em transformador com saída de tensão (adaptado de [82]).

inclusão de mais canais de estimulação.

O circuito proposto por Souza et al. é uma versão melhorada do circuito proposto por Cheng et al., onde a principal melhora é fornecer um isolamento completo entre o paciente e o circuito. Quatro transistores (T_1 , T_2 , T_3 e T_4) foram colocados em configuração *darlington* com a finalidade de reforçar o fornecimento de corrente (bidirecional) que energiza o enrolamento primário do transformador T_{R1} , resultando em um melhor fornecimento de corrente no secundário. É usado também um transformador amostrador T_{R2} na realimentação para realizar a comparação do sinal de saída com o sinal do gerador depois de passar por uma amplificação no OP2A. Uma característica importante deste circuito é a conexão do resistor R_7 em paralelo com a R_{CARGA} . Ele atua como proteção para o EPS no caso de desconexão acidental ou intencional dos eletrodos do paciente, ou seja, desconexão da R_{CARGA} .

O circuito implementado por Chen et al. é mais simples quando comparado com o proposto por Cheng et al. e Souza et al. Na saída do enrolamento secundário do transformador a tensão pode chegar aos 800V, portanto ela é limitada a 150V com o diodo D_1 na Figura 3.11. Contudo, Chen et al. não evidencia a máxima corrente e em que valor de carga o circuito trabalha.

Topologia dos EPS baseadas em ponte H

Na segunda categoria da Tabela 3.1 destacam-se os EPS que usam ponte H para criar um estímulo elétrico bifásico a partir de uma ou duas fontes de tensão/corrente. No caso de Hongen et al., a ponte H é controlada por quatro chaves (S1-S4), como mostrado na Figura 3.12 (a) e o sinal do estímulo elétrico vem de duas fontes de corrente controladas por tensão [83]. O EPS proposto por Hongen et al. chaveia entre duas fontes de corrente (I1 e I2) segundo a lógica mostrada na Figura 3.12 (b) e desta forma é criado o sinal do estímulo elétrico da Figura 3.12 (c).

Gaiotto et al. desenvolveu um estimulador elétrico neuromuscular bifásico com saída em ponte H controlado por tensão [65]. A Figura 3.13 apresenta a composição básica da ponte H implementada no EPS.

Gaiotto et al. usou transistores MOSFET na implementação da ponte H, permitindo que o EPS possa funcionar com altas tensões e altas valores de corrente que, em suma, vão depender da fonte de alta tensão que vai polarizar a ponte H. A topologia do EPS proposto por Gaiotto et al. comporta um canal de estimulação. Os MOSFET T_1 e T_2 junto com o driver de meia ponte 1 criam o lado positivo do sinal de estimulação e o T_3 , T_4 e o driver de meia ponte 2 o lado negativo. O sinal do gerador permite chavear a fonte V_{CC} em direção à R_{CARGA} , ativando os drivers de meia ponte de forma alternada, criando um sinal bifásico ou monofásico. Os drivers de meia ponte foram usados para fornecer o *dead time* entre o acionamento dos transistores da meia

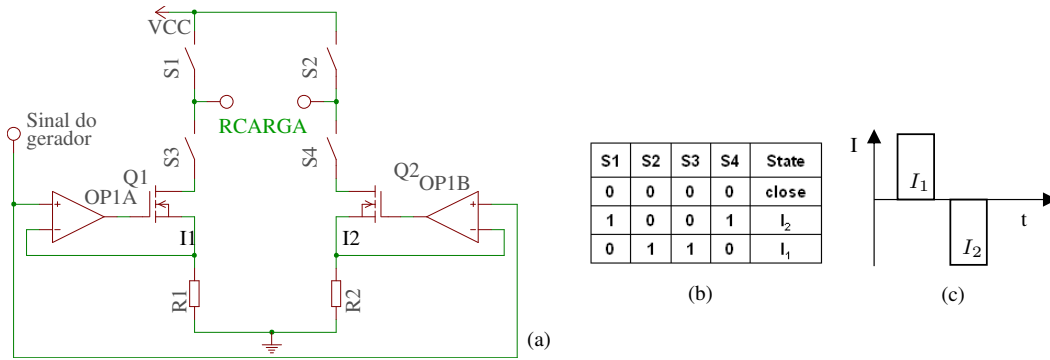


Figura 3.12: Circuito do EPS utilizando ponte H (a), relação de chaveamento entre S1-S4 e I1-I2 (b), e sinal do estímulo elétrico na carga (c) (adaptado de [83]).

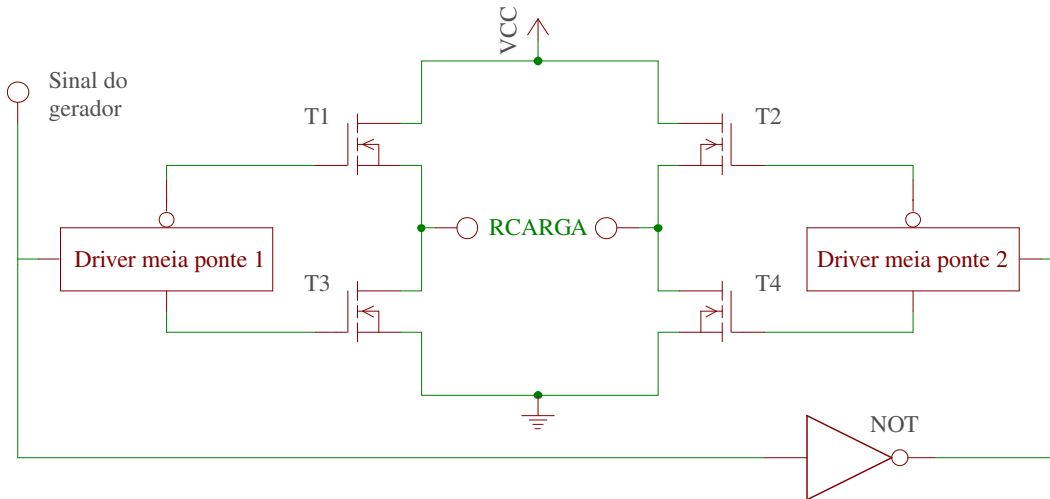


Figura 3.13: Diagrama de blocos do EPS com ponte H (adaptado de [65]).

ponte, garantindo que as capacitâncias dos terminais do *gate* dos MOSFETS sejam descarregadas, prevenindo assim a ocorrência de um curto-circuito momentâneo quando está se realizando a alternância de ativação pelo sinal de controle [65].

Topologia dos EPS baseadas em amplificadores operacionais

Na terceira categoria da Tabela 3.1 destacam-se os EPS implementados usando amplificadores operacionais conectados diretamente na carga.

Masdar et al. [86] usou duas fontes de alta tensão (V_1 e V_2 na Figura 3.14) para energizar o EPS formado por um conversor de tensão-corrente baseado em um amplificador operacional que opera com tensões de até 60V (OP2) e consegue fornecer até 3A na sua saída. Dispondo de duas fontes conectadas em série, Masdar implementou formas de onda monofásicas e bifásicas. Finalmente, o sinal do gerador usado por Masdar et al. é gerado em um DAC com saída monofásica e é convertida em bifásico por meio do amplificador operacional OP1B para logo entrar como sinal controle no OP2 que produz o estímulo elétrico que é entregue à R_{CARGA} .

Willand et al. [84] utiliza um conversor de tensão-corrente baseado em um transistor de alta tensão T_1 , um amplificador operacional e uma resistência de referencia (R_1 na Figura 3.15). O sinal do gerador é convertido em corrente por meio do R_1 produzindo só sinais monofásicos. A corrente que passa por R_1 ira circular igualmente por R_{CARGA} . O transistor T_2 é usado para ativar e desativar o estímulo elétrico que é fornecido à R_{CARGA} por meio de um controle de ativação e, finalmente, um opto-acoplador é usado para isolar R_{CARGA} do resto do circuito do estimulador.

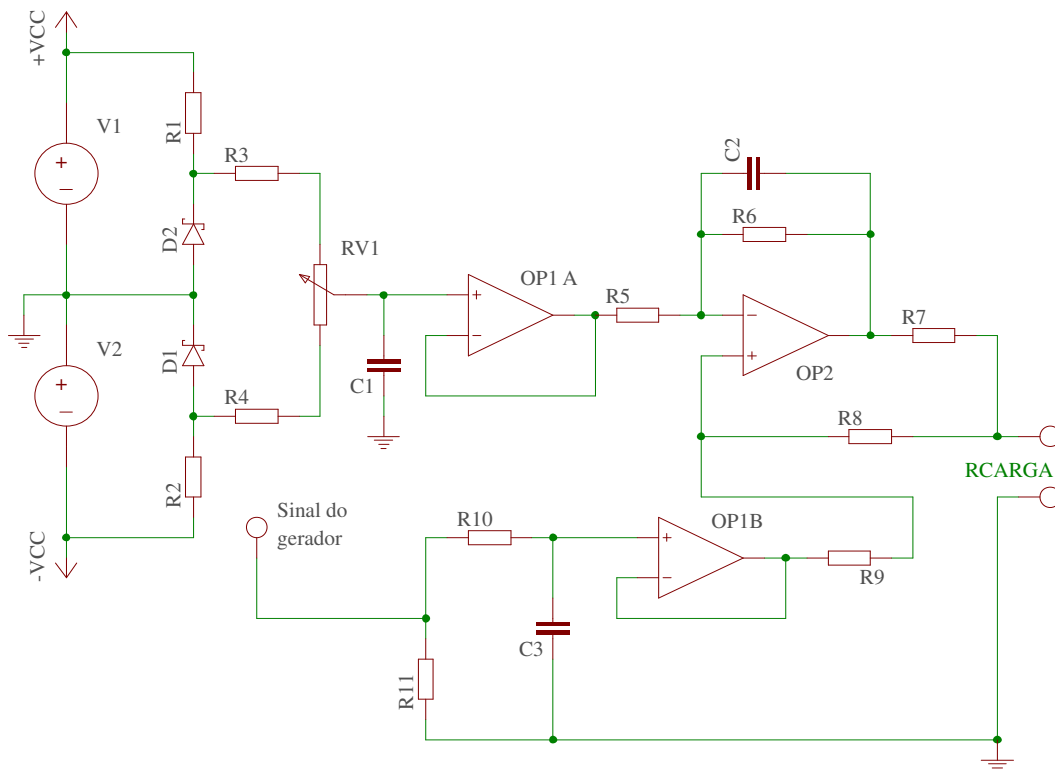


Figura 3.14: Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [75]).

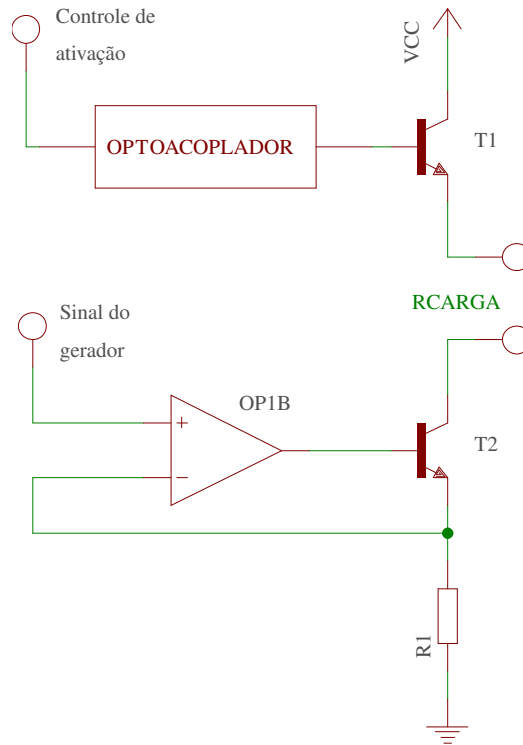


Figura 3.15: Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [84]).

Outra topologia de EPS em que se usa amplificador operacional é a proposta por Brunetti et al. [62]. A diferença principal com os dois EPS anteriores baseados em amplificador operacional é que Brunetti et al. usam um amplificador operacional de transcondutância (AOT) de alta tensão (U8A na Figura 3.16). Do mesmo modo que Masdar, o AOP é usado como conversor tensão-corrente clássico sendo conectado diretamente na carga, compondo o EPS. Para energizar o EPS foi usado um conversor CC/CC que eleva a tensão até 250V. A Figura 3.16 mostra o circuito do EPS proposto por Brunetti et al. [62].

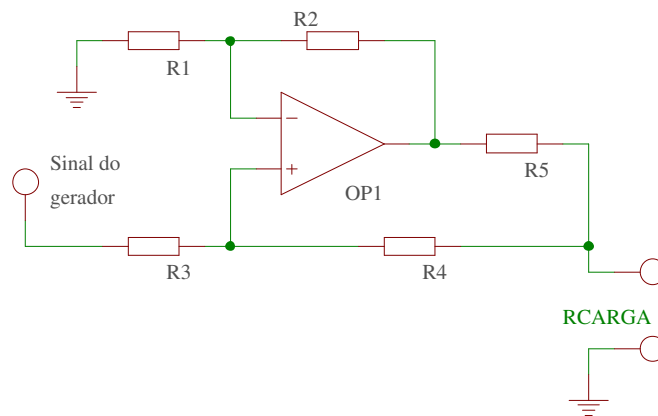


Figura 3.16: Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente com amplificador operacional de transcondutância de alta tensão (adaptado de [62]).

Topologia dos EPS baseadas em espelhos de corrente

Na última categoria da Tabela 3.1 estão os EPS implementados usando espelhos de corrente. O espelho de corrente é uma topologia muito usada em diversos dispositivos eletrônicos. Em sistemas de eletroestimulação, o espelho de corrente é usado no EPS para espelhar uma corrente de referência na R_{CARGA} mantendo-a constante, assim como melhorar o seu controle em diferentes tipos de formato de onda [67, 63, 87].

A quantidade de corrente que pode ser aplicada na carga depende diretamente da fonte com que é energizado o espelho, pois supondo que é o circuito usa componentes ideais, por lei de Ohm se a corrente é constante e a resistência muda, a tensão obrigatoriamente tem que acompanhar essa mudança modificando seu valor para manter a dita corrente constante. Em essência esse é o trabalho do espelho de corrente [87].

Nas Figura 3.17 a Figura 3.19 estão identificados nas caixas azuis os EPS baseados em espelho de corrente dos autores Lima et al. [85], Wu et al. [34] e Khosravani et al. [79], respectivamente.

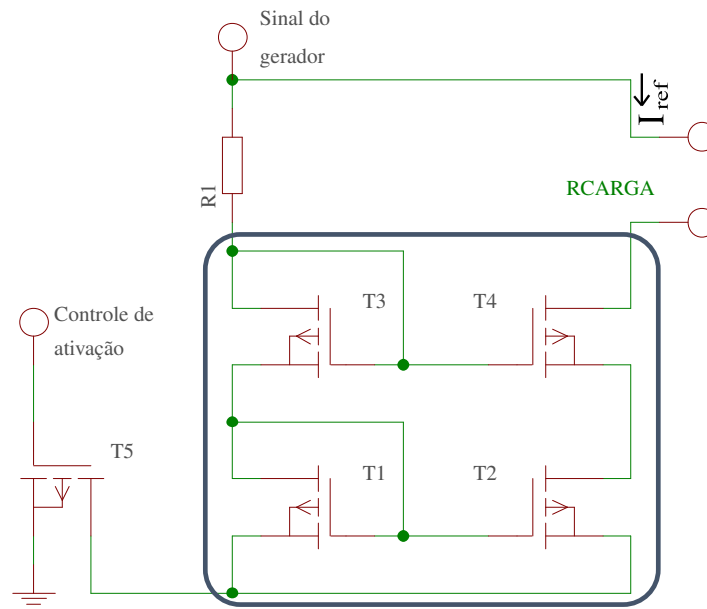


Figura 3.17: Circuito baseados em espelho de corrente com controle de ativação (adaptado de [85]).

O EPS implementado por Lima et al. [85] usa um espelho de corrente cascode auto-polarizado composto de transistores MOSFET como mostrado na Figura 3.17. A tensão total que polariza o EPS é o resultado das tensões: $V_t = V_{gs} - V_{GS3} - V_{GS1}$, onde V_{gs} é o sinal do gerador, V_{GSx} representa as quedas de tensão entre a porta e a fonte dos MOSFETs T_1 e T_3 . A corrente I_{ref} que forma o estímulo elétrico é o resultado da tensão $I_{ref} = \frac{V_t}{R_1}$. Finalmente, com o controle de ativação são criados os pulsos do estímulo elétrico quando o T_5 é ativado/desativado.

Outro EPS que também usa uma topologia de espelho de corrente é o proposto por Wu et al. [34]. Em suma este EPS é baseado em duas etapas: o conversor clássico de tensão-corrente e o espelho de corrente de Wilson (ECW). Como mostrado na Figura 3.18, o conversor é implementado usando os amplificadores OP1A e OP1B (para o sinal positivo e negativo, respectivamente) que criam uma corrente de referencia ($\pm I_{ref}$) a partir do sinal do gerador, sendo então o sinal de controle do EPS.

O espelho de corrente recebe I_{ref} e a espelha em R_{CARGA} . Wu et al. energizou o EPS com uma fonte de alta tensão de $\pm 300V$, para permitir criar estímulos elétricos bipolares. Por último, o EPS implementado por

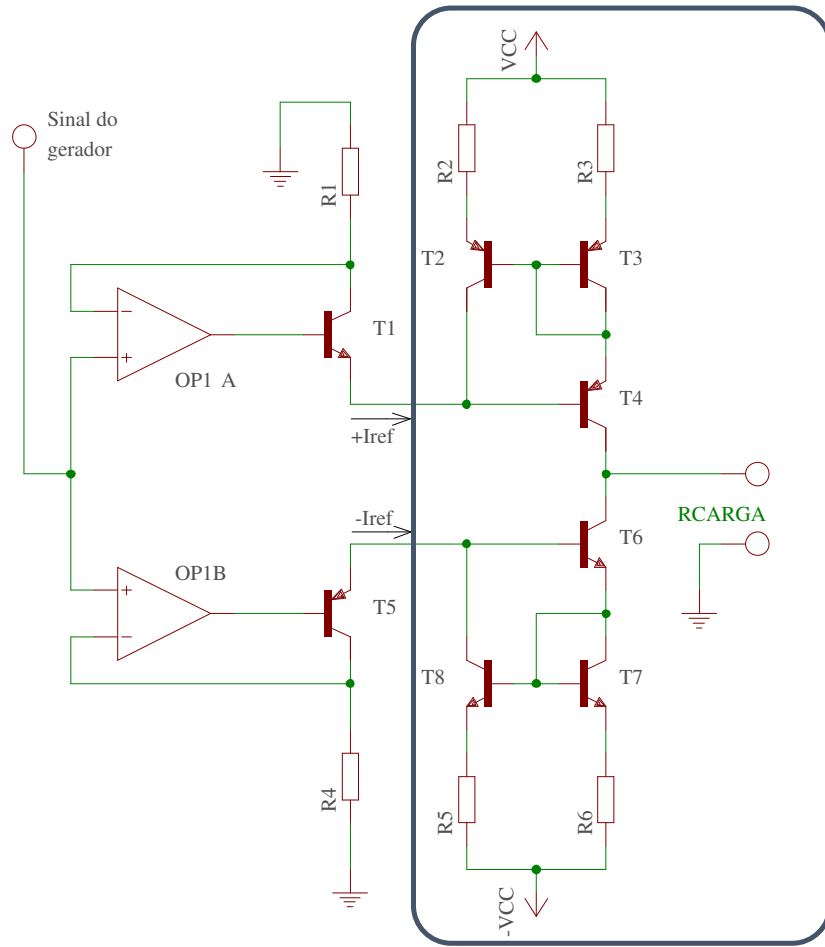


Figura 3.18: Circuitos baseados em espelho de corrente (adaptado de [34]).

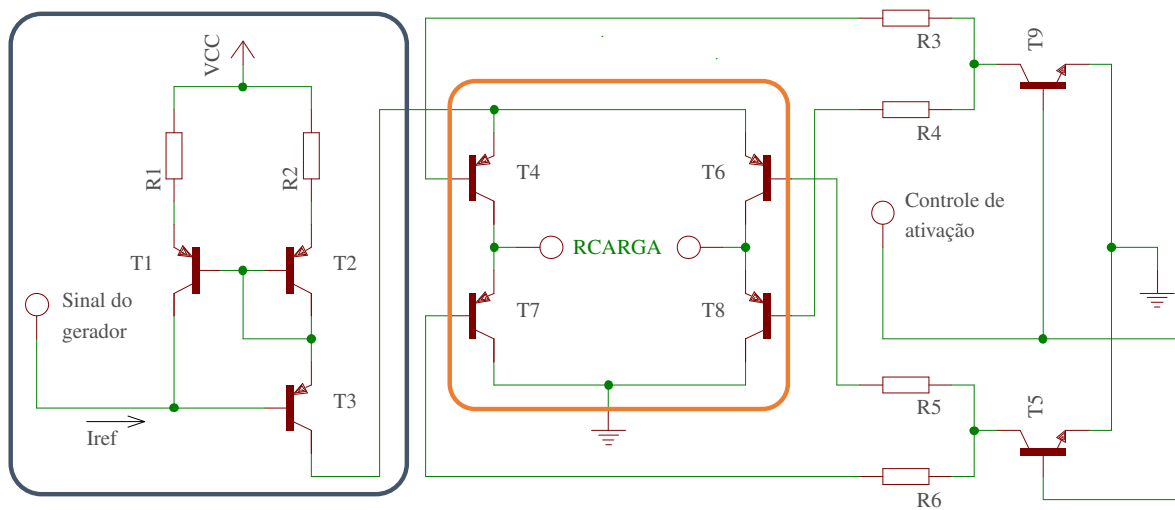


Figura 3.19: Circuito baseados em espelho de corrente de Wilson (caixa azul) junto com um circuito de comutação (caixa laranja) (adaptado de [79]).

Wu et al. usam dois conversores clássicos de tensão-corrente e dois ECW. São formados então dois conjuntos, onde cada conjunto é composto por um conversor e um espelho, um para cada fase do estímulo elétrico.

A topologia do EPS com o espelho de corrente de Wilson e o conversor clássico de tensão-corrente é muito robusta. Múltiplas pesquisas sobre o uso da eletroestimulação desenvolveram estimuladores personalizados, como no caso de [4, 34, 67, 85, 88, 89], onde a topologia proposta por Wu et al. foi usada. Esta topologia é muito eficiente e permite criar estímulos elétricos com qualquer geometria de forma de onda, fazendo com que seja uma das mais usadas em dispositivos de eletroestimulação [34].

O último EPS mencionado na Tabela 3.1 é o proposto por Khosravani et al. (ver Figura 3.19) [79]. A topologia deste EPS também usa um ECW, que é usado em conjunto com um circuito de chaveamento baseado em BJT (quadro laranja na Figura 3.19). Existe um sinal de controle de ativação que comanda o chaveamento da corrente que vem do ECW, convertendo-a em um estímulo elétrico formatado em trem de pulsos monofásicos ou bifásicos. Khosravani et al. usa somente um EPS e vários circuitos de comutação de Holland para criar seis canais de estimulação dependentes, limitando-se a serem ativados e usados somente de forma sequencial.

Dentre os diferentes tipos de EPS, alguns como o propostos por Masdar et al. [86], Willand et al. [84], Brunetti et al. [62], Lima et al. [85], Wu et al. [34] e Khosravani et al. [79] possuem carga aterrada (R_{CARGA} conectada diretamente à terra do circuito do EPS). Isto leva a um possível problema de correntes de fuga¹ que se produzem entre componentes externos conectados ao estimulador e o paciente, e.g. conexão via USB a um computador e seu gabinete metalizado. A norma ABNT NBR IEC 60601-1 prevê ensaios de correntes de fuga para equipamentos eletromédicos. Nesse contexto, este trabalho leva em consideração o isolamento do circuito do eletroestimulador para evitar correntes de fuga.

3.2.5 Fontes de alimentação

Um sistema de eletroestimulação pode ser energizado por baterias, rede elétrica ou ambos. No caso do uso de baterias, o principal problema é associado à sua capacidade, que determina o tempo de uso do sistema. No caso do uso direto da rede elétrica, existe sempre o risco de falha na fonte de alimentação, podendo expor tensão da rede para o paciente, configurando-se então um alto risco [65]. Além dessas preocupações, no desenvolvimento de um sistema de eletroestimulação deve ser levado em consideração o consumo dos seus componentes eletrônicos, assim como a quantidade de tensão/corrente usada na geração do estímulo elétrico que será aplicada na carga. Nesse contexto e como foi evidenciado na seção 3.2.4, existem diversas soluções que energizam o EPS e o resto dos componentes do dispositivo, como por exemplo: a unidade de controle, interface de controle, bem como outros elementos periféricos, como sensores, entre outros. Além disso, existe um fator muito importante e que é um dos requerimentos da norma ABNT NBR IEC 60601-2-10: o isolamento elétrico da rede em equipamentos eletromédicos de estimulação elétrica [91].

Normalmente as soluções estão baseadas no uso de transformador de elevação de tensão CA e posterior retificação a CC, ou no uso de conversores de baixa a alta tensão [72, 79, 67]. De maneira ilustrativa, Cheng et al. [72], Velloso et al. [71] e Chen et al. [82] usam transformadores de elevação de tensão acoplados diretamente aos eletrodos de saída. Neles é produzida a elevação de tensão por meio de uma relação de espiras entre o enrolamento primário e o secundário, os quais normalmente estão isolados um do outro.

Além dos transformadores, os conversores de alta tensão, chamados de fontes de alimentação chaveadas ou

¹Fluxo de corrente anormal ou indesejada em um circuito elétrico devido a uma fuga (geralmente um curto-circuito ou um caminho anormal de baixa impedância)[90]

ainda de ciclo-conversores, são muito utilizados nos sistemas de eletroestimulação. Existem várias configurações, entre elas estão a *Buck*, *Boost*, *Buck-Boost*, *Cúk*, *Sepic* e *Zeta*. Dependendo do tipo de configuração do conversor este pode ser CC-CA e CC-CC [92].

Em sistemas de eletroestimulação contemporâneos é típico o uso de conversores CC-CC tipo Boost (elevador/impulsionador) [4, 34, 88, 89]. Normalmente estes conversores tem como entrada tensões de 5 a $36V_{DC}$, que elevam a tensão a centenas de volts como no caso de Gaiotto et al., onde a tensão chega a $\pm 300V$, ao igual que Wu et al. [34, 65].

3.2.6 Detecção de movimento e eletrodiagnóstico

Entre os sistemas de estimulação desenvolvidos para uso em pesquisa que foram estudados anteriormente, nenhum conta com a opção de aplicar o EDE o realizar testes de excitabilidade de forma integrada ao dispositivo. Porém, muitos dos sistemas de eletroestimulação apresentados na literatura contêm sensores que podem permitir a realização do EDE ou do teste de excitabilidade e consequentemente auxiliar na estimação de parâmetros relacionados redução da força gerada por estímulos elétricos.

Em especial, foram muitos os trabalhos nos quais foram utilizadas medidas de movimento em sistemas de ES projetados para restauração do movimento [93, 90, 94, 95, 96, 97]. Nesses trabalhos, porém, os sensores são utilizados para fornecer informações a um sistema de controle, e não para permitir a detecção de um limiar de ativação.

Em sistemas de controle em malha fechada em que a ES é utilizada para restaurar movimentos, uma das características fundamentais é a capacidade que possuem tais sistemas, sobretudo em comparação a sistemas em malha aberta, de aumentar automaticamente a intensidade da eletroestimulação em resposta da detecção da redução da força. Entretanto, nesses trabalhos novamente não é colocado em evidência que tais sensores podem ser utilizados para estimar a excitabilidade neuromuscular ou a redução da força e, assim, ajustar os parâmetros de ES para execuções subsequentes em um protocolo em malha aberta.

Especificamente em relação a redução da força, a grande maioria das pesquisas é realizada medindo-se diretamente a força induzida pela estimulação elétrica. Entretanto, esse método requer não apenas o uso de dispositivos externos, mas também o contato mecânico com tais sensores. Em alguns trabalhos, foi proposto o uso de outras modalidades de medida para estimar a redução da força. Em [98], é usada a eletromiografia evocada para permitir a estimação do torque produzido. Porém, mais uma vez a informação obtida é usada num sistema de controle em malha fechada tradicional, e não para corrigir parâmetros de estimulação em longos protocolos de fortalecimento ou ainda para determinar o nível de excitabilidade neuromuscular.

3.3 SISTEMAS DE ELETROESTIMULAÇÃO DISPONÍVEIS COMERCIALMENTE

No cenário mundial atual, a área desportiva e fisioterapêutica é onde se encontra o maior mercado de dispositivos de eletroestimulação. No contexto dos dispositivos comerciais, muitos tipos e fabricantes existem, como por exemplo os modelos Rehaslim (Hasomed, Alemanha), Beurer EM 41 (Beurer GmbH, Alemanha), Compex SP 8 (Compex, EUA), o Dualpex 071 (Quark Medical, Brasil), Neurodyn (Ibramed, Brasil), entre

outros. Como consequência, neste trabalho não se pretende fazer uma revisão sobre este tipo de dispositivos, pois a lista seria muito extensa.

Devido à disponibilidade do Compex SP 8 e o Dualpex 071, estes dispositivos foram escolhidos para seu manuseio com o intuito de revisar e descrever suas características assim como suas principais diferenças.

O Compex SP 8 (mostrado na Figura 3.20) é um eletroestimulador com elementos sem fio. Segundo o fabricante, o Compex SP 8 pode otimizar a força e resistência, ajudar na pronta recuperação da fadiga muscular, assim como evitar lesões e tratar a dor [99]. Em adição, o dispositivo foi projetado para uso contínuo, apresentando características mostradas na Tabela 3.2

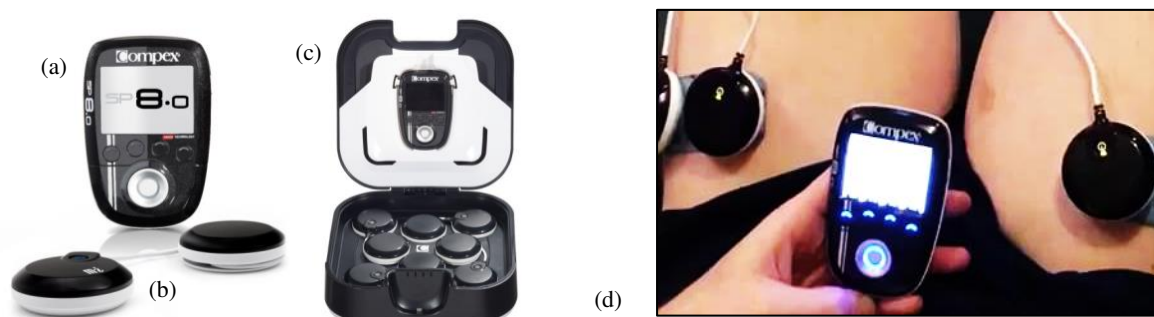


Figura 3.20: Estimulador Compex SP 8, com especial destaque para o controle remoto com a ICD (a), EPS sem fio (b), estação de carga das baterias (c) e utilização (d) (extraído de [99]).

Tabela 3.2: Parâmetros do Compex SP 8 (extraído de [99]).

Característica	Descrição / valor
Aplicação do estímulo	Sem fio
Upload do histórico	Sim
Programas de estimulação predefinidos	Condicionamento, Recuperação/Massagem, entre outros
Nº de programas pré-configurados	40
Nº de canais	4
Interface de controle	LCD colorido
Parâmetros máximos de estimulação	120mA, 400µs, 150Hz
Energia	Dependendo do uso, normalmente usando todos os canais permite 20 minutos de estimulação.

O Compex SP 8 possui quatro canais de estimulação sem fio, ou seja, os EPS estão separados da interface de usuário e seu módulo de controle. O módulo estimulador tem a fonte de tensão embarcada e um sistema de comunicação sem fio com o controle remoto. Esses componentes dependem da fonte de tensão baseada em bateria, o que limita o tempo de uso do sistema. Além disso, os programas pré-configurados limitam seu uso em pesquisa.

Entre os parâmetros de estimulação está a intensidade oferecida por cada canal, que tem um valor máximo de 120mA. Muito embora o valor seja elevado, existem outros parâmetros que no manual de uso do dispositivo aos quais não se faz nenhuma referência, como é o caso do valor da carga máxima que o parêlo pode estimular e da tensão máxima do EPS. Além disso, também não se apresenta informação sobre o formato de onda ou a frequência de operação [99].

O Dualpex 071 [81] foi outro estimulador comercial estudado. Ele é usado em diferentes tipos de terapia

para tratamento da dor, terapias para reforço muscular, tratamento uroginecológico e eletrodiagnóstico. O Dualpex 071 possui quatro canais independentes com os seguintes parâmetros de estimulação: corrente de 0 até 69mA em uma carga de até $1k\Omega$, largura de pulso de $25\mu s$ até 1s e frequência de 1 até 200Hz e formas de onda quadrada, exponencial e senoidal com pulsos monofásicos e bifásicos.

De forma semelhante ao Compex, o Dualpex foi caracterizado identificando-se os parâmetros de estimulação por meio de testes de bancada em um ambiente controlado. Desta forma, foi estimado que para uma carga de $1k\Omega$, o dispositivo não consegue ultrapassar 60mA aproximadamente. Já a largura de pulso mínima tem um valor de $\approx 30\mu s$ até 1s e a frequência varia entre 0,625Hz a 200Hz. Além das características anteriores, uma das funcionalidades mais relevantes deste equipamento é a implementação de um programa pré-configurado para a realização manual de EDE. Entretanto, realizando testes de bancada com este estimulador, foi identificado que o aparelho possui diferenças significativas entre a forma de onda para o teste de acomodação de EDE descrita na literatura e a forma de onda fornecida na saída do canal. Além disso, o Dualpex não possui nenhum programa pré-configurado para realizar testes de excitabilidade neuromuscular de forma independente.

Em relação à funcionalidade do eletrodiagnóstico, foi realizada revisão adicional para buscar dispositivos comerciais com programas de EDE ou de teste de excitabilidade neuromuscular. A revisão revelou que são poucos os aparelhos que incluem somente a funcionalidade de EDE. Além do Dualpex 071, foram encontrados o Elektra 4 (Elektra, Itália) e o Genesy 3000 (Globus, Itália).

Os três equipamentos seguem os testes do exame de eletrodiagnóstico como descrito na literatura, com programas pré-configurados e execução manual. Além disso, não foi encontrada evidência científica sobre as formas de onda usadas nos testes e resultados obtidos por meio desses aparelhos. Uma característica que o Elektra 4 tem é que é o único dispositivo que gera curvas de corrente/tempo dos testes de reobase e cronaxia. Entretanto, no manual de usuário não é indicada a forma com a qual são coletados os dados para a elaboração da curva.

3.4 FADIGA MUSCULAR

O termo fadiga é comumente usado para descrever uma diminuição do desempenho ou um aumento na dificuldade real ou percebida para realizar uma atividade física. A fadiga também é entendida como a incapacidade de manter um nível de força muscular exigido em um exercício ou tarefa. Associado a isto, descreve-se que o aparecimento da fadiga depende de várias variáveis (fisiológicas/anatômicas) que levam a uma parada progressiva do esforço realizado [100].

A fadiga também é descrita como um fenômeno complexo e multifatorial relacionado com diferentes características do exercício (tipo de exercício, velocidade, duração da contração muscular, etc) e fatores relacionados ao indivíduo durante a execução do exercício (reserva de energia, sexo, idade, condicionamento físico, estado emocional, nível de stress, etc) [101].

Estudos como [101] e [102] indicam que quando é realizado um esforço/exercício máximo ou submáximo, a fadiga começa a se manifestar como uma diminuição neuromuscular na produção de força, depois de diferentes fenômenos fisiológicos como a geração de metabólitos e calor. Nesse contexto, cedo ou tarde a sensação de fadiga e esgotamento ocorreram. O objetivo fisiológico daquela sensação não é outra, se não a de proteger a pessoa dos efeitos nocivos do excesso de exercício.

Existem também mecanismos fisiológicos associados com o fadiga, tanto periférica como central. A fadiga periférica, principalmente, é a diminuição de força a nível das fibras musculares ou o meio no qual estão. Pesquisadores como [100] e [17] tem estudado estes mecanismos identificando diferentes condições que levam ao aparecimento da fadiga, tais como: produção de metabolitos, baixo fluxo sanguíneo, desbalances bioquímicos na fibra muscular, acumulação de lactato, acumulação de íons de hidrogênio e de amoníaco causado pela variação do quociente respiratório. Por outro lado, a fadiga central manifesta-se por uma diminuição na frequência de descargas das unidades motoras recrutadas inicialmente para realizar uma determinada força. A fadiga central pode acontecer a nível do córtex motor, moto-neurônios, vias piramidais (ou via corticoespinhal) entre outros [103]. Os mecanismos implicados na fadiga central principalmente, são: o bloqueio da condução de potenciais de ação axonais que limitam a ativação da fibra muscular, reflexos aferentes provenientes de mecanorreceptores, diminuição na frequência de descarga de motoneurônios e inibição do comando de corteza motora. Este tipo de fadiga pode-se observar sobre tudo em tarefas com esforços sub-máximos e em pessoas destreinadas que possuem pouca adaptação à fadiga [100, 103, 104].

A fadiga periférica na literatura é mais estudada quando comparada com os estudos na fadiga central, pois a maioria dos testes realizados em experimentos de pesquisa, grupos musculares são selecionados isoladamente e estudados a nível local, onde se trabalha principalmente com o sistema nervoso periférico [100].

3.4.1 FADIGA MUSCULAR INDUZIDA POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A ES é admitida como uma ferramenta de reabilitação em ambientes clínicos. Na maioria dos casos em que a ES é usada, a sua eficiência é determinada pela tensão muscular produzida (força/torque gerado) a qual se relaciona geralmente com o nível de intensidade do estímulo elétrico (embora existam outros PE envolvidos) [105]. Por outro lado, a ES possui também limitações relacionadas com a aplicação de estímulos de forma sequencial, isto é, quando usados para realizar contração máxima evocada artificialmente de forma repetida e prolongada. Nesse contexto, o uso seletivo de ES em músculos periféricos, produz uma diminuição da eficiência da contração e ao mesmo tempo se desenvolve a fadiga neuromuscular de caráter periférica [102, 106].

Outra consequência além do aparecimento da fadiga causada pela eletroestimulação é a acomodação, que ocorre quando o axônio é atingido por estímulos repetidos, levando a uma hiperpolarização da membrana celular e resultando numa diminuição da frequência de disparo dos potenciais de ação que, conseqüentemente se traduz em uma contração muscular enfraquecida [107, 108]. Existe até certo uma controvérsia entre pesquisadores acerca dos mecanismos relacionados aos fenômenos de acomodação, bem como aos efeitos encontrados em diferentes aplicações [102, 106, 109, 110, 111, 107, 108].

Autores como Zory et al. e Oliveira et al. evidenciaram que é preciso implementar estratégias adequadas para o uso de eletroestimulação com a finalidade de reduzir ou retardar o aparecimento da fadiga periférica [112, 102]. Além de diferentes técnicas relacionadas aos PE, como frequências reduzidas, ou estratégias baseadas no uso de medição direta da força produzida, alguns trabalhos exploraram outras alternativas. Por exemplo, Tepavac et al. estudou a correlação entre o decremento da força muscular e a eletroestimulação por meio de técnicas de processamento de sinais. Para isto, os sinais estudados e correlacionados foram coletados fazendo uso da técnica de eletromiografia de superfície (sEMG) e os parâmetros de eletroestimulação usados no eletroestimulador [113]. A técnica de sEMG normalmente requer circuitos complexos para ajudar capturar e limpar o sinal de sEMG de artefatos causados pela própria eletroestimulação [113]. Isto apresenta uma dificuldade para uso de sEMG, embora muitos autores a usem o filtrado via analógica ou digital fazendo um pós-processamento

do sinal [114, 98, 115].

Por outro lado, uma das características da força muscular artificial evocada por estímulos elétricos é que gera movimento no membro em terapia e conseqüentemente isto se traduz força de contato que pode ser mensurada. Diferentes autores têm estudado a relação entre o uso de eletroestimulação e a força muscular produzida [116, 88, 117]. Muitas vezes, esses estudos têm como objetivo propor algum tipo de controle (trajetória angular, força, torque) do membro estimulado. Por exemplo, *e.g.* Bohórquez et al., propõe controlar a posição angular e a força produzida na extensão de joelho evidenciando a influência dos parâmetros de estimulação nesse quesito. Outro exemplo neste contexto é o do Nogueira Neto et al., onde é empregada a estimulação elétrica para o controle motor e a força muscular resultante em pessoas com lesão medular. Nesse estudo é colocado em evidência o emprego da mecanomiografia (ver item 3.5) como uma ferramenta viável de *feedback* para auxiliar no controle motor.

Finalmente, segundo o evidenciado por Duarte et al., os músculos esqueléticos quando submetidos a estímulos elétricos sequenciais e repetidos de forma contínua e prolongada, geram força/torque que diminuem com o tempo, o que se traduz em contrações lentas e exaustão muscular[118]. Esse comportamento muscular pode ser estudado fazendo uso da técnica de mecanomiografia (MMG) segundo o evidenciado por Tarata et al. O pesquisador usa MMG para auxiliar na medição da atividade muscular e estudar a deformação e/ou vibração muscular durante uma contração muscular[119].

3.5 MECANOMIOGRAFIA

As fibras musculares esqueléticas quando se contraem (seja de forma voluntária ou artificial por meio de ES) geram vibrações que podem ser medidas diretamente na pele. Para realizar esta tarefa, pesquisadores tem usado diferentes tipos de transdutores tais como microfones, acelerômetros ou inclusive laser para medir distancias [120, 110].

Diferentes tipos de nomes tem sido dados à medição das vibrações musculares desde a concepção do procedimento, porém atualmente esta técnica é amplamente conhecida como mecanomiografia (MMG), independente do tipo de sensor usado na medição [121, 122].

A MMG é então uma técnica de medição e/ou avaliação das vibrações musculares de caráter mecânico produzidas durante uma contração muscular voluntária ou artificial [120]. Em revisão publicada por Krueger et al. são discutidas as diversas aplicações atuais, tais como *biofeedback* em protocolos com FES e detecção da atividade muscular, bem como potenciais futuras aplicações, como melhoramento de protocolos de ES baseados em MMG ou auxílio na avaliação da mecânica muscular [123].

3.5.1 MECANOMIOGRAFIA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Como mencionado, a avaliação da condição do tecido muscular pode ser realizada com ajuda da técnica de MMG. Nesse cenário, usando MMG e ES é possível estudar e identificar o comportamento das fibras musculares [123] em pessoas com comprometimento neuromuscular e, em nosso contexto, fazendo uso de estímulos elétricos, estudar a redução da força em exercícios isométricos em pessoas com lesão medular relacionada com ES.

Estudos realizados por Krueger et al., Ibitoye et al. e Zainah et al. mostraram a relação entre a redução da força e/ou fadiga periférica induzida pela ES e os sinais de MMG [124, 116, 125, 106]. Em especial, dois estudos realizados na última década co-relacionam o uso de MMG e ES em pacientes com LM [116, 124]. Estes estudos concluíram que pode existir uma correlação entre MMG (mais precisamente o MMG_RMS) e o torque produzido durante contrações musculares usando ES. No entanto, essa correlação tem que ser ainda mais estudada para identificar melhor a fadiga ou redução da força em protocolos de treinamento/terapia com ES contínua.

Adicionalmente, Nogueira et al. e Zainah et al. propõem também estratégias de controle usando MMG e registro do torque para identificar fadiga [124, 116] e o fizeram em contextos experimentais incluindo pessoas com LM. Por exemplo, Nogueira et al. investigou a viabilidade de usar sinais de MMG em estratégias de controle de parâmetros da ES em pessoas com LM. O sistema proposto visava controlar e estabilizar o ângulo do joelho em malha fechada de um lesado medular aplicando ES e monitorando sinais de MMG [116].

Já Zainah et al. estudou a fadiga no músculo reto femoral quando estimulado com FES fazendo medição de MMG e torque em indivíduos com LM. Os pesquisadores concluem que há uma boa aproximação da relação entre MMG e torque quando se utiliza FES [124]. Cabe ressaltar que na maioria dos estudos onde se pesquisa a exaustão muscular periférica por meio de MMG, os experimentos são realizados com pessoas hígdas. Nesse contexto, no momento da apresentação desta tese de doutorado somente Nogueira et al. e Zainah et al. apresentam estudos relacionando MMG, torque e redução da força muscular isométrica em indivíduos com LM [124, 116].

Finalmente, no contexto apresentado nas pesquisas anteriores, não foi evidenciada nenhuma pesquisa que relacione o uso de eletroestimulação para gerar força em exercícios isométricos em pessoas com LM e a sua redução com o uso prolongado usando como métrica o valor numérico de corrente identificado por meio do teste de excitabilidade.

4

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo inicia apresentando o desenvolvimento de um sistema de eletroestimulação para exercícios de fortalecimento que incorpora elementos de avaliação automática da atividade neuromuscular. É importante esclarecer que o desenvolvimento e validação dos diferentes módulos que compõem o referido sistema passaram por diversas versões até alcançar a versão aqui descrita. Dessa forma, no Apêndice A se apresenta detalhes adicionais da evolução do sistema, iniciando com o primeiro eletroestimulador que contava um canal de estimulação e funcionamento limitado, até a versão final que conta com vários canais de estimulação e funcionamento dentro dos parâmetros apresentados na Tabela 4.1.

Em seguida, é apresentado estudo experimental envolvendo pessoas com LM para avaliar métodos de estimação da força produzida por eletroestimulação com base em medições obtidas com acelerômetro. A amostra, o protocolo experimental, a metodologia de análise dos dados, entre outros aspectos, são descritos.

4.1 REQUISITOS DO SISTEMA

Como premissa inicial, deve-se levar em consideração que o dispositivo proposto será usado basicamente em quatro ambientes: laboratórios de pesquisa, unidades de tratamento intensivo para pacientes com PNMD, clínicas de fisioterapia e por indivíduos com lesão medular. Nesse contexto, o eletroestimulador se encaixa na definição de equipamento eletromédico, e, portanto, é obrigatório no momento do seu projeto a observação da norma geral ABNT NBR IEC 60601-1, que regulamenta acerca de requisitos técnicos mínimos que garantam a segurança operacional destes equipamentos. Além disso, também deve ser observada a norma específica ABNT NBR IEC 60601-2-10, que adicionalmente à norma geral, apresenta os requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de estimuladores de nervos e músculos.

Nesse contexto, a Figura 4.1 ilustra um diagrama contendo os componentes principais do sistema proposto. Cada módulo pode ser implementado de diversas formas. A interface de usuário, por exemplo, pode ser implementada de forma analógica, digital ou ambas. Aqui se apresenta o requisito final estabelecido para cada módulo.

A interface de entrada e saída deve ser projetada com a finalidade de controlar o sistema e ao mesmo tempo mostrar informações relevantes do processo do teste de exibilidade e/ou terapia/treinamento. A interface de controle tem que ser amigável, segura e fácil de se operar por usuários finais que não necessariamente são engenheiros. Neste sistema a interface é projetada para ser executada em PC. A interface deve, então, permitir configurar os parâmetros e rotinas de eletroestimulação, executar início e parada normal ou de emergência da estimulação e, ainda, mostrar informações relacionadas ao funcionamento do eletroestimulador.

O projeto do eletroestimulador começa com o sistema de controle de corrente para a geração do estímulo elétrico. Este, por sua vez, está sujeito à configuração dos parâmetros de estimulação por meio da interface de controle. Assim, o sistema de eletroestimulação proposto deve contar com um amplo controle e flexibilidade destes parâmetros, assim como robustez em cada módulo que o compõe.

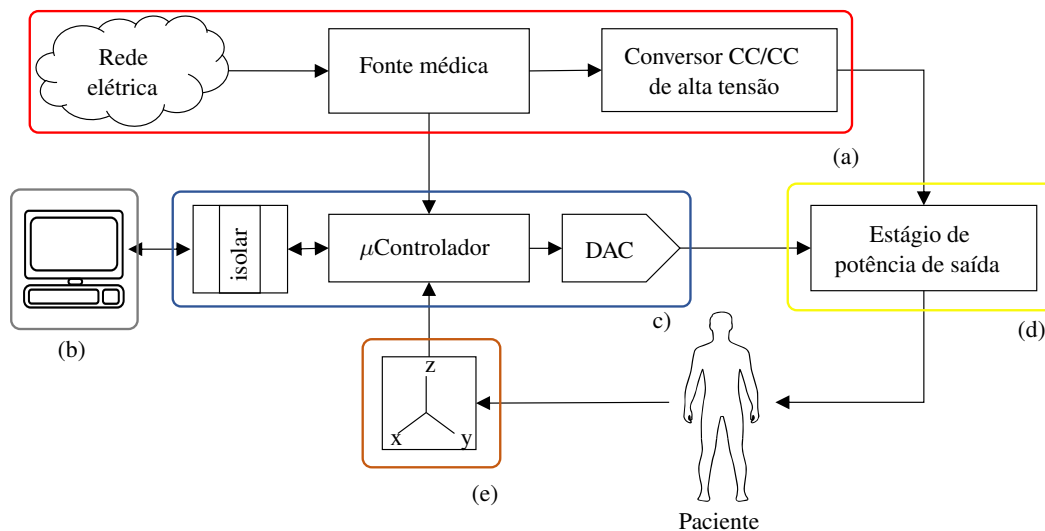


Figura 4.1: Diagrama geral do dispositivo de eletroestimulação proposto, incluindo (a) alimentação do sistema, (b) interface do usuário, (c) módulo de controle e módulo gerador de sinal, (d) módulo estimulador e (e) módulo de detecção de movimento.

Os parâmetros de estimulação que o sistema deve atender foram estabelecidos em conjunto com fisioterapeutas das áreas neurológica e UTI levando-se em consideração a literatura existente das diferentes aplicações da eletroestimulação em pacientes com lesões e doenças neuromusculares [11, 126]. Além disso, foi evidenciada a necessidade de que o sistema de estimulação elétrica possua, no mínimo, dois canais de saída para poder aplicar estímulos elétricos a grandes grupos musculares, como o quadríceps ou tríceps. Na Tabela 4.1 são mostrados os valores dos parâmetros de estimulação estabelecidos para o sistema.

Tabela 4.1: Requisitos dos parâmetros de estimulação para o novo sistema de eletroestimulação.

Parâmetro físico	Valor ou faixa	Tipo ou unidade
Forma de onda (sinal)	Monofásico / Bifásico	Quadrada, exponencial.
Largura de Pulso	100 – 1.10 ⁶	μs
Frequência	0,33 – 150	Hz
Corrente	1 – 100	mA
Carga	100 – 1.10 ³	Ω
Tempo de terapia	0 – 24	h

Da Tabela 4.1 pode-se observar que o estimulador deve gerar ao menos dois tipos de forma de onda: quadrada e exponencial (em fisioterapia é chamada de exponencial a onda com formato de dente de cerra). Dessa forma, o módulo gerador de sinal (MGS) deve ser construído visando atender as formas de onda do sinal de estimulação e o controle da mesma, ou seja, o controle deve ser realizado sobre os parâmetros do sinal (que são identificados igualmente como os parâmetros de estimulação) relacionados à geometria da onda, frequência, largura de pulso e amplitude.

Outro componente importante dentro do sistema proposto é o teste de excitabilidade associado a MMG. O teste, por sua natureza, deve conter um subsistema de detecção de movimento, responsável pela detecção da perturbação mecânica causada por uma contração muscular. Assim, os módulos que compõem o MMG devem ser desenvolvidos visando medição e monitoramento das contrações musculares evocadas pelo eletroestimulador no momento da realização do teste de excitabilidade.

A seguir, são descritas as soluções de hardware e software escolhidas para cada módulo.

4.2 HARDWARE

O hardware do estimulador pode ser identificado como o conjunto dos módulos controle, gerador de sinal, estimulador, detecção de movimento e fontes de alimentação que energizam o sistema completo. Nesse contexto, a prototipagem/desenvolvimento do hardware passou por diversas versões de teste e validação (7 no total, conforme descrito no Apêndice A), até chegar na versão aqui apresentada, chamada de versão final.

Acerca de características gerais, a versão final foi projetada com dois canais de eletroestimulação, onde o canal 1 é usado também de forma integrada ao módulo de detecção de movimento para aplicar o teste de excitabilidade e auxiliar na detecção da fadiga. Além disso, um outro aspecto fundamental norteou o desenvolvimento de todos os módulos. Levando-se em consideração que a realização da eletroterapia continuada pode ter longos períodos de aplicação (até 24 horas), foram escolhidos diferentes componentes eletrônicos com características de alto desempenho para implementar o hardware do estimulador. Também foi levado em consideração o isolamento elétrico do circuito do estimulador com a finalidade de evitar correntes de fuga.

Finalmente, a partir do diagrama apresentado na Figura 4.1, são descritos de forma detalhada, cada módulo do eletroestimulador proposto.

4.2.1 MÓDULO DE CONTROLE

O módulo de controle ilustrado na Figura 4.2 apresenta o esquemático e os diferentes componentes usados na versão final. Para realizar a função da UC, foram testados vários sistemas embarcados ou plataformas de desenvolvimento tais como o Arduino Mega2560 (microcontrolador ATmega2560, Arduino, Itália) e Teensy 3.2 (microcontrolador MK20DX256VLH7, Freescale, EUA) pela facilidade que apresentam nas provas de conceito e no rápido desenvolvimento do firmware. Estas plataformas utilizam a linguagem *wiring* baseada em C/C++ para uma rápida programação de microcontroladores, e possuem uma ampla compatibilidade com sensores, módulos de comunicação e diversas interfaces/portas de comunicação, o que possibilitou testar uma vasta gama de soluções relacionadas ao controle e gerenciamento dos recursos do estimulador.

Na versão final do estimulador optou-se por utilizar dois Teensy 3.2 para conformar a UC. A principal característica desta plataforma é que ela possui um processador Cortex-M4 de 48MHz (MK20DX256VLH7, Freescale, EUA), várias portas UART, SPI e I2C. Além disso, ela utiliza o mesmo IDE (do inglês *Integrated Development Environment*) que o Arduino.

Nesta etapa de projeto do estimulador não houveram preocupações referentes aos possíveis atrasos na execução do firmware inerente dessa arquitetura. De fato, ao utilizar a linguagem *wiring*, o código binário apresenta pequenas redundâncias que podem consumir um certo número de ciclos de processador a mais. Na etapa de testes será validado o desempenho do sistema com relação ao anterior quesito.

Para a interação entre o estimulador (UC) e o usuário, foi escolhido implementar uma interface de controle com comunicação bidirecional para ser executada em PC via USB.

Como é evidenciado na Figura 4.2, a UC possui dois Teensy 3.2: $\mu C1_STIM$ e $\mu C2_ACEL$. O $\mu C1_STIM$ possui as seguintes tarefas: gerenciar a comunicação de entrada e saída via USB e Bluetooth para futuras

aplicações; comunicar-se com o DAC do módulo gerador de sinal via SPI para gerar o sinal de referência do estímulo (SPI); realizar o chaveamento entre a ativação da saída do canal e a pré-carga no módulo de estimulação (RELAY_CHX) conforme a descrição na Seção 4.2.6; comunicar-se com o $\mu C2_ACEL$; e, por fim, verificar o estado do botão de emergência (BTN EMERGÊNCIA). O gerenciamento destas funções é governado pelo firmware, o qual é explicado no item 4.3.1. O $\mu C2_ACEL$ é responsável por gerenciar o sensor inercial do módulo de detecção de movimento.

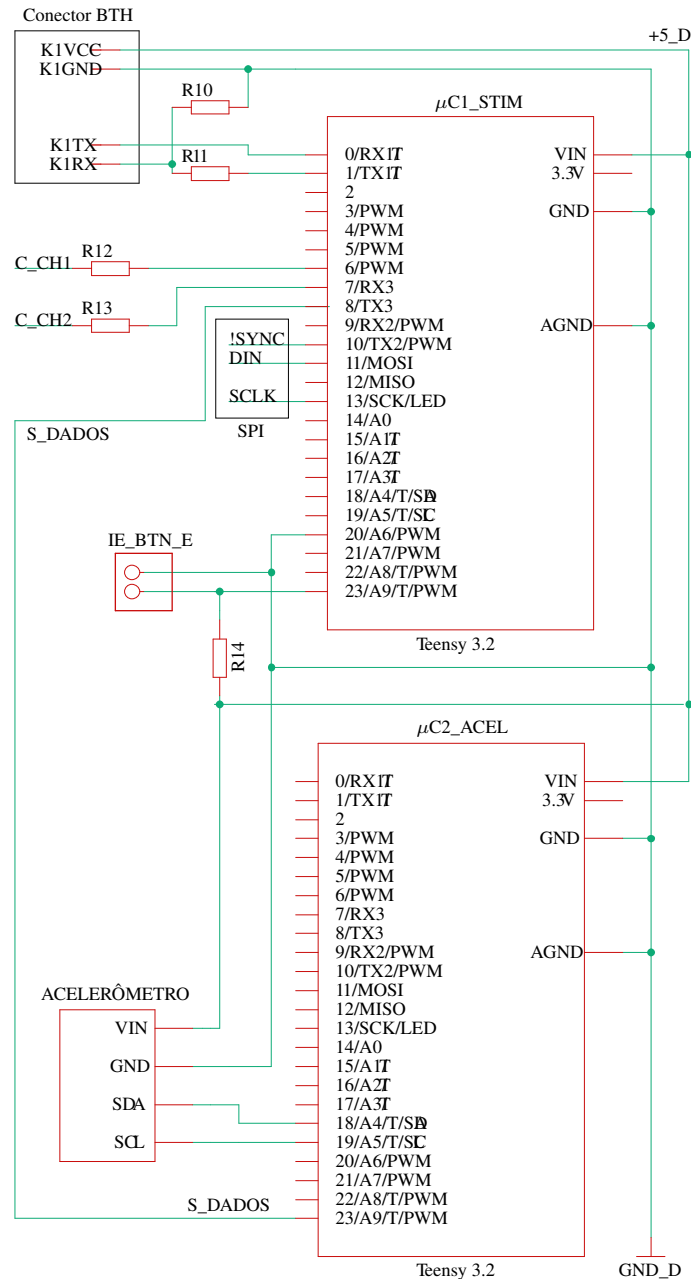


Figura 4.2: Módulo de controle, diagrama esquemático do módulo de controle.

Finalmente, para energizar os componentes que fazem parte do módulo de controle é necessária uma fonte de alimentação de $5V_{DC}$ com, no mínimo, 500mA. É de esclarecer que existem dois tipos de terras isoladas, sendo elas GND_D e GND_HV, terra da parte digital e terra da parte de alta tensão, respectivamente. Assim,

tanto o $\mu C1_STIM$ quanto o $\mu C2_ACEL$ compartilhem o mesmo aterramento GND_D. A escolha da fonte e outras discussões relativas são descritas na seção 4.2.5

Circuito de isolamento

A norma ABNT NBR IEC 60601-1 prevê provas de segurança elétrica para determinar se o equipamento eletromédico possui correntes de fuga. A corrente de fuga é o termo usado para indicar um fluxo de corrente anormal ou indesejada em um circuito elétrico devido a uma fuga (geralmente um curto-circuito ou a um caminho anormal de baixa impedância).

No entanto, dentro do estimulador existem tensões baixas e altas e correntes que podem chegar até $150mA$. O circuito de isolamento permite implementar uma camada de isolação do módulo de controle que funciona com tensões de no máximo $5V_{DC}$ do resto do circuito que funciona com $\pm 15V_{DC}$ e $\pm 160V_{DC}$, considerando-se como alta tensão. Isto é feito com o intuito de evitar possíveis correntes de fuga que possam circular entre acessórios¹ conectados ao estimulador e o paciente, entre o gabinete do estimulador ou do computador (por causa USB compartilhando a terra) e o paciente.

O ponto em que é feito o isolamento acontece na comunicação SPI entre $\mu C1_STIM$ do módulo de controle e o DAC do módulo gerador de sinal. Para esta tarefa foi escolhido o CI ISO7240C (Texas Instrument, USA) que proporciona um isolamento digital unidirecional de quatro vias de até 4kV. Usado em conjunto com fontes de alimentação isoladas, este dispositivo ajuda a bloquear altas tensões, isolar aterramentos e impedir que ruídos eletrônicos entrem no aterramento e interfiram ou danifiquem os circuitos sensíveis.

A Figura 4.3 mostra o esquemático com as conexões do circuito de isolamento. Nele são usadas duas fontes, cada uma com $\pm 5V_{DC}$ e terras separadas GND_D e GND_HV.

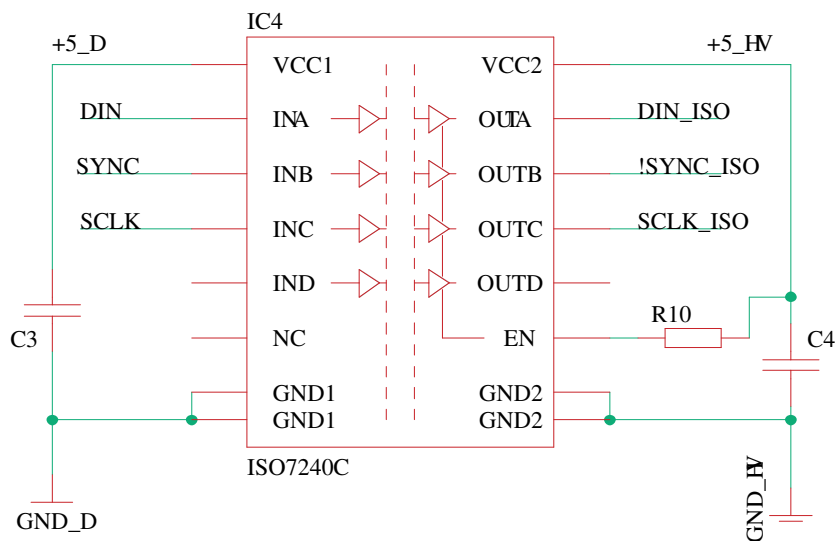


Figura 4.3: Diagrama esquemático do circuito de isolamento ISO7140C e suas conexões.

¹ Acessório em sistemas eletromédicos são identificados como “partes aplicadas” segundo a norma geral ABNT NBR IEC 60601-1 no item de Segurança elétrica.

4.2.2 MÓDULO GERADOR DE SINAL

Antes de escolher a solução do MGS da versão final, foram testadas várias outras topologias do circuito responsável pela geração do sinal, como os circuitos integrados (CI) geradores de sinal (*e.g.* ICL8038 e XR2206), microcontroladores e plataformas de desenvolvimento programadas para modular um sinal por largura de pulso (*Pulse Width Modulation*, PWM) e, por fim, conversores digitais-analógicos ou DACs.

As soluções com CIs e PWM foram descartadas pela complexidade na montagem e controle dos mesmos na hora de gerar os sinais. Nas topologias com os CIs, em alguns casos, é necessário trocar componentes físicos (notadamente capacitores) para se alterar a frequência de operação. Já no uso de PWM era necessário gerar vários sinais desse tipo para formar um sinal bifásico (como ilustrado na Figura 2.6), sendo que, concomitantemente em alguns casos a solução iria consumir mais tempo de processamento do microcontrolador apenas para esta tarefa específica. Por último, foi testada a solução com DAC, escolhida pela facilidade de controle e comunicação SPI de 3 vias para gerar os sinais do estimulador. Note-se que o gerador de sinais baseado no DAC é muito mais versátil que os CIs e PWM, pois ele permite criar qualquer forma de onda e oferece um controle simplificado dos parâmetros relacionados a ela. A partir do uso de tal solução, pode-se, inclusive, gerar sinais arbitrários de eletroestimulação.

Nesta perspectiva, foram testados seis DACs, os quais são caracterizados na Tabela 4.2, onde são mostradas as referências e características de cada um deles.

Tabela 4.2: Características dos DACs testados para o MGS.

Referência do DAC	Canais D/A	Bits de conversão	Tensão de saída do canal (VDC)	Porta de comunicação	Fabricante
MCP4921	1	12	5	SPI	Microchip
MCP4922	2	12	5	SPI	Microchip
DAC121S101	1	12	5	I2C	National Semiconductor
DAC124S085	4	12	5	SPI	Texas Instruments
DAC128S085	8	12	5	SPI	Texas Instruments
DAC8718SPAG	8	16	±15	SPI	Texas Instruments

Inicialmente foi trabalhado o MCP4921 da Microchip. Ele possui um canal de conversão digital-analógico (DA) de 8 bits e é controlado via SPI. O MCP4922 possui dois canais DA e as mesmas características do anterior com relação à conversão e comunicação. Esses dois DACs permitiram testar e implementar um firmware inicial para a criação de sinais quadrados e gerenciamento dos mesmos. Esses DACs, porém, não foram usados devido à quantidade de canais que ofereciam em único chip, pois nos requisitos do sistema foi evidenciada a necessidade de 2 canais. Mesmo havendo a possibilidade de se usar vários deles, isto faria com que o circuito em geral tivesse um maior tamanho. Dessa forma, foram buscadas outras soluções de encapsulamento, seja THM (do inglês Through Hole Mounting) ou preferencialmente SMD (do inglês Surface Mount Device).

Foi explorado, então, outro DAC, o DAC121S085 SMD, que possui uma taxa de conversão mais rápida quando comparado com o MCP4921/2, porém só apresenta um canal DA. Por esta razão, foram usados os DACs DAC124S085 e DAC128S085 com 4 e 8 canais de conversão DA, respectivamente. Com eles foi possível testar o gerenciamento de recursos na geração do sinal em cada canal de forma independente, permitindo evidenciar a dificuldade deste gerenciamento com relação ao consumo de recursos na UC.

Como pode ser observado na Tabela 4.2, o único DAC que possui canais DA com saída bipolar é o DAC8718SPAG SMD. Este DAC é de uso militar e, devido a essa e outras características, seu preço é dez vezes mais caro quando comparado com os outros DACs similares. Além disso, o controle para o uso de

seus recursos resultou ser complicado, pois além do componente de software, é preciso usar componentes eletrônicos adicionais para seu correto funcionamento. Tais características o eliminaram da escolha final do DAC que faz parte do MGS. Portanto, pela disponibilidade e quantidade de canais de conversão, escolheu-se o DAC124S085, que com seus 4 canais de conversão DA a uma resolução de 12 bits, comunicação via SPI de três cabos e uma taxa de conversão de 1 MSPS (do inglês *Million Samples Per Second*) cumpre os requisitos do sistema. Com ele foram implementados vários circuitos em PCI, os quais podem ser evidenciados no Apêndice I. É de esclarecer que na versão final do eletroestimulador só foram usados dois canais do DAC, mas é possível implementar os outros seguindo a mesma topologia do circuito descrita para o canal um e dois.

Topologia e saída de tensão do circuito Gerador de Sinal

O circuito esquemático descrito na Figura 4.4 apresenta a topologia do gerador de sinal baseado no DAC124S085 da versão final do sistema de estimulação. Como pode-se observar, o DAC124S085 se comunica com o Teensy 3.1 por meio da porta SPI. Para alimentar o DAC é usada uma fonte regulada de $4,096V_{DC}$ de alta precisão baseada no regulador LM4132 (Texas Instruments, EUA). Ele fornece uma alta estabilidade na saída dos canais do conversor DA. Desta forma, a mesma fonte que energiza o DAC é usada como tensão de referência (V_{ref}) dos canais do mesmo.

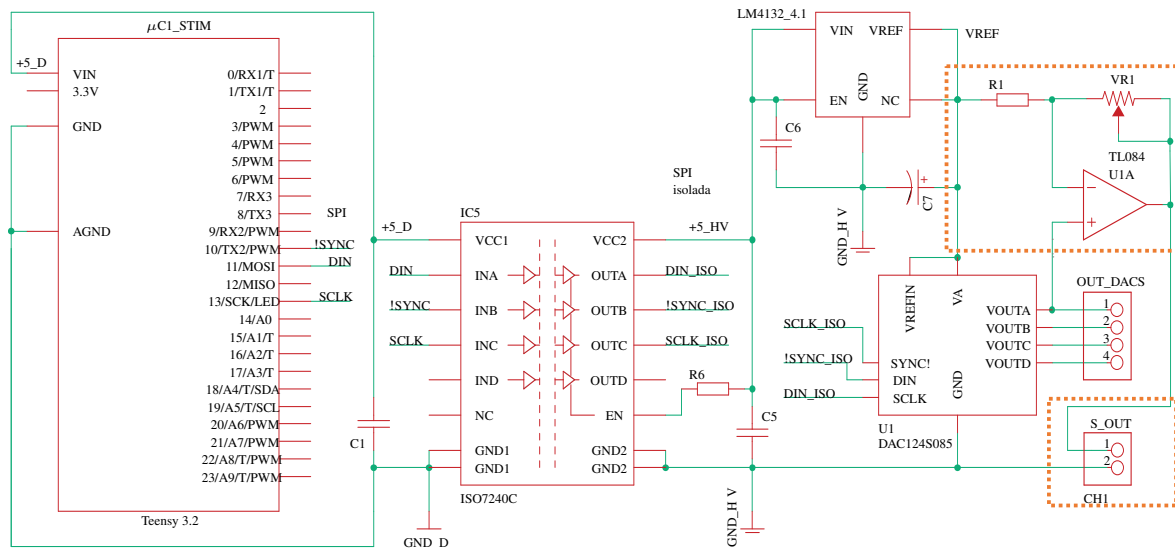


Figura 4.4: Diagrama esquemático do MGS, no qual é mostrado em destaque circuito para gerar sinal bifásico a partir de referência monofásica.

O DAC tem uma resolução de 12 bits para conversão. Manipulando o valor da conversão (usando o sistema de numeração decimal) é possível criar qualquer formato de onda monofásica, como exemplificado na Figura 4.5, onde a geometria da onda obedece diferentes valores decimais que representam uma amplitude de tensão que depende de V_{ref} . Por exemplo, com $V_{ref} = 4,096V_{DC}$, temos que cada variação de unidade decimal (ΔV) equivale a $\Delta V = \frac{V_{ref}}{2^{12}} = 1mV$.

É importante ressaltar que o DAC124S085 funciona somente com valores de tensão positivos (para isto é usado V_{ref}) o que configura um funcionamento só para sinais monofásicos. Portanto para gerar um sinal bifásico é preciso usar adicionalmente outro circuito ou arquitetura que, a partir do sinal criado pelo conversor

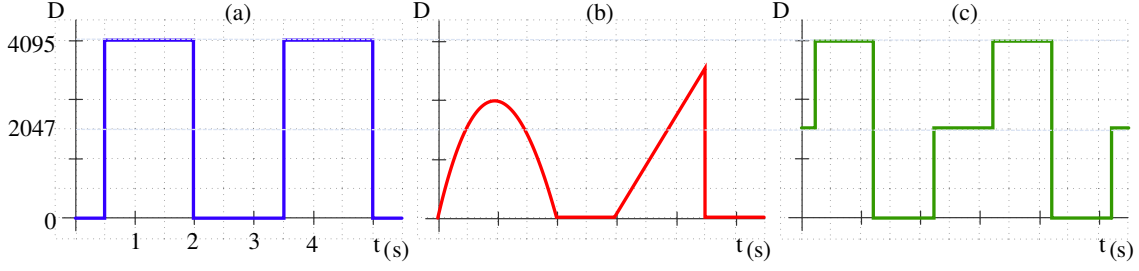


Figura 4.5: Formas de onda monofásicas que podem ser criadas pelo DAC do MGS.

(V_{OUTA} para o canal 1 do DAC), seja gerado o sinal bifásico. Para isto é usada a topologia do amplificador diferencial (i.e. subtrator) de tensão, utilizando amplificador operacional [127, 128].

Na Figura 4.4, a caixa pontilhada de cor laranja apresenta a topologia do circuito diferencial de tensão, composto pelo amplificador operacional U1A e pelos resistores R_1 e R_2 . Nele, há dois sinais de entrada: a tensão de referência (V_{ref}) pelo resistor R_1 (entrada inversora), e uma das saídas DAC (V_{OUTA} na entrada não inversora). É de esclarecer que na Figura 4.4 está evidenciado como exemplo apenas o conjunto de componentes eletrônicos de um canal (V_{OUTA}), pois os demais canais seguem e/ou replicam a mesma topologia.

A partir do V_{OUTA} , o amplificador diferencial cria o sinal bifásico. Tomando como exemplo o canal um, temos que o sinal de saída (S_{OUT} na Figura 4.4) é descrita pela seguinte equação,

$$S_{OUT} = \left(V_{ref} \cdot \left(\frac{\Delta V}{2^{12}} \right) \cdot \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1} \right) \right) - V_{ref} \cdot \frac{R_2}{R_1} \quad (4.1)$$

onde S_{OUT} é a saída do amplificador diferencial equivalente ao sinal bifásico; ΔV representa a variação decimal ou código de entrada decimal, o qual é gerenciado pelo $\mu C1_STIM$ da UC, e V_{ref} que é a tensão de referência.

No caso do estimulador proposto neste trabalho, a topologia do diferencial requer que o amplificador operacional (U2A na Figura 4.4) seja polarizado com uma fonte simétrica em uma faixa de tensão de $\pm 15V_{DC}$ e que os valores de R_1 e R_2 sejam exatamente iguais. Isto com a finalidade de criar um sinal bifásico simétrico. Com estas condições, a equação (4.1) é simplificada na equação (4.2), a seguir,

$$S_{OUT} = \left(2 \cdot V_{ref} \cdot \left(\frac{\Delta V}{2^{12}} \right) \right) - V_{ref} \quad (4.2)$$

Como mencionado, manipulando os valores de ΔV é possível criar qualquer sinal com forma de onda monofásica. Basicamente, o valor referente à terra ou *ground* (GND) é um ΔV constante igual a 2047 ou 6bits. A Figura 4.6 (b) mostra um exemplo de sinal quadrado simétrico, onde ΔV tem valor máximo positivo de 4095, equivalente a $\frac{V_{ref}}{2}$, o máximo negativo com valor igual a 0, equivalente a $\frac{-V_{ref}}{2}$ e GND com 2047. Desta forma é gerando o sinal bifásico simétrico (b) a partir do sinal monofásico (a).

Assim, o sinal bifásico simétrico S_{OUT} (Figura 4.6 (b)) possui uma amplitude máxima de $\frac{\pm V_{ref}}{2}$, ou seja, como V_{ref} é $4,096V_{DC}$ a amplitude máxima de tensão de cada fase é $2,048V_{DC}$. Essas amplitudes vão representar então, a corrente máxima do estímulo, ou seja, $4,096V_{DC} = +100mA$ e $0V_{DC} = -100mA$.

Agora, se realizamos um exercício onde se seleciona $\pm 1mA$, temos que o sinal teria uma amplitude de $2,048mV_{DC}$. No entanto, esse valor de tensão se encontra dentro da amplitude de ruído inerente das saídas do

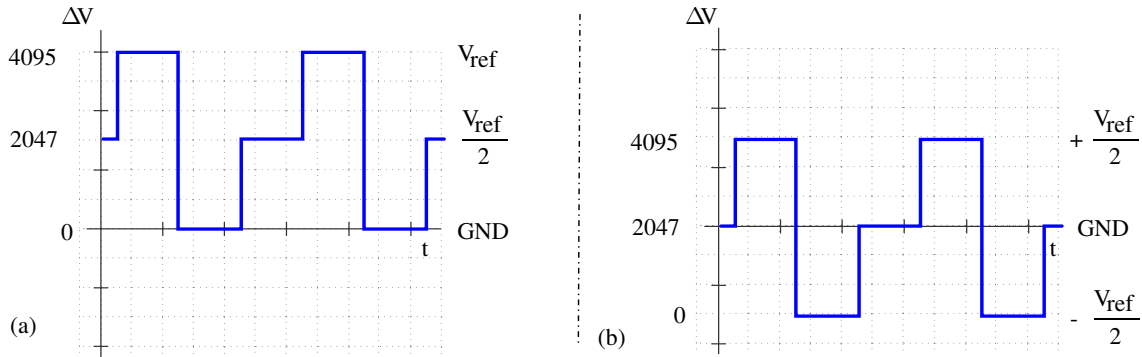


Figura 4.6: Sinal para ilustrar funcionamento do MGS, em especial o sinal monofásico (a) e sinal bifásico (b).

DAC. Portanto, a relação sinal-ruído deve ser melhorada. Para isto o S_{OUT} é condicionado, adicionando um circuito eletrônico de amplificação para elevar a tensão. O valor máximo de amplificação depende do módulo estimulador, especificamente do conversor de tensão-corrente que usa um resistor de precisão para a referida tarefa. Nesse contexto, é utilizada a topologia do amplificador não inversor para elevar a tensão do sinal S_{OUT} (ver Figura 4.4) até um valor de $\pm 12V_{DC}$, de acordo com o descrito na Seção 4.2.3.

A Figura 4.7 mostra o esquemático do circuito que amplifica o S_{OUT} do primeiro canal do DAC, configurando a saída do estímulo do canal 1: S_{CH1} . É de aclarar que foi usado o CI TL084 que possui 4 amplificadores operacionais (U1A, U1B, U1C, U1D), onde U1A e U1B são utilizados na implementação do amplificador diferencial. Também vale ressaltar que o S_{CH2} possui a mesma topologia. Por outro lado, com relação a R_1 , o valor escolhido foi de $1k\Omega$ e o valor de VR_1 igual $2k\Omega$ ajustado ao mesmo valor de R_1 , seguindo as recomendações do fabricante do DAC para a operação bipolar e, para realizar a amplificação, o valor de $R_2 = 1k\Omega$ e $VR_2 \approx 4,86k\Omega$, o que oferece um ganho de 5,86 levando o sinal ao valor requerido de $\pm 12V_{DC}$. Fisicamente foram utilizados potenciômetros de precisão (*trimpots* de $\pm 1\%$ de tolerância) para ajustar os valores fixos de VR_1 e VR_2 e, para R_1 e R_3 foram utilizados resistores de precisão de $\pm 1\%$ de tolerância.

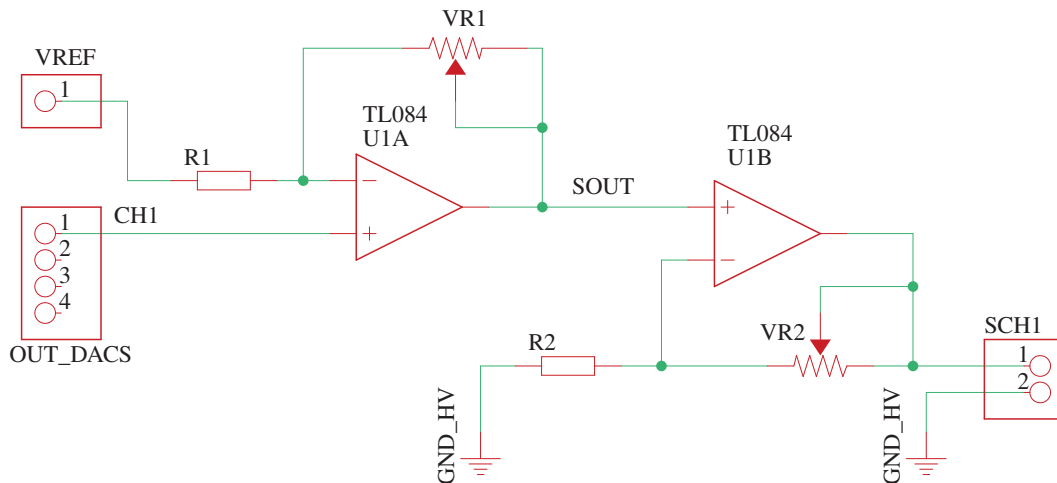


Figura 4.7: Diagrama esquemático do amplificador diferencial para gerar S_{OUT} e o circuito amplificador subsequente para gerar a saída S_{CH1} .

4.2.3 MÓDULO ESTIMULADOR

Uma das escolhas realizadas inicialmente neste trabalho foi realizar a eletroestimulação usando sinais de corrente. Desta forma, o módulo do estimulador é responsável por manter uma corrente fixa em uma carga variável, ou seja, neste módulo é especificado um valor de corrente (corrente de referência ou I_{ref}) que será entregue ao conjunto tecido-eletrodo (carga) do paciente a ser eletroestimulado. A referida corrente é controlada a partir do sinal S_{CHx} (onde x representa o canal 1 e 2) proveniente do módulo gerador de sinal. Nesse contexto, o módulo estimulador é composto por dois circuitos: um conversor de tensão-corrente e um estágio de potência (EP), os quais são descritos a seguir.

Topologia do circuito conversor de tensão-corrente

O conversor de tensão-corrente é uma topologia clássica de conversão com retroalimentação negativa. Neste, o sinal de tensão S_{CHx} do módulo gerador de sinal é convertido em um sinal de corrente formando a corrente de referência I_{ref} . O sinal S_{CHx} pode possuir duas fases, portanto houve a necessidade de usar dois conversores de tensão-corrente: um para a fase positiva e outro para a fase negativa. A Figura 4.8 mostra o esquemático com os conversores de tensão-corrente e as saídas para os estágios de potência, tanto positivo (EP+) como negativo (EP-).

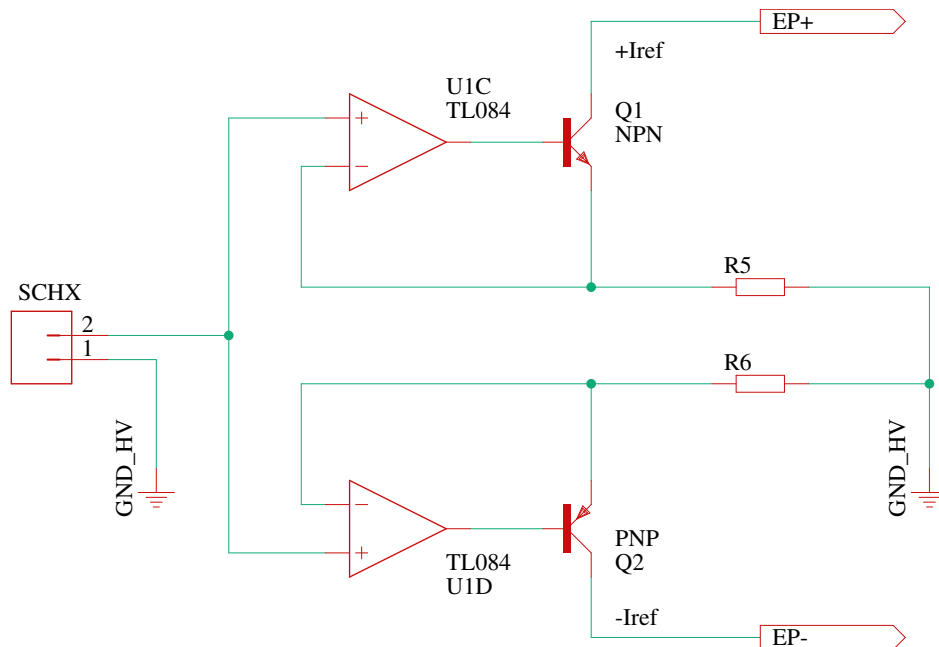


Figura 4.8: Diagrama esquemático dos conversores de tensão-corrente (adaptado de [129]).

De acordo com os requisitos do sistema, foram escolhidos os seguintes componentes para o circuito do conversor: o CI TL084 com os amplificadores U1C, U1D, com o qual é possível implementar os dois conversores de tensão-corrente tendo uma resposta em frequência adequada, dois transistores bipolares de junção (TBJ), o TIP48 (tipo NPN, Q_1) e o MJE5730 (tipo PNP, Q_2), e os resistores de precisão R_5 e R_6 ($\pm 1\%$ de tolerância). A saída de cada conversor passa, então, para o circuito seguinte formado por dois estágios de potência, os quais também estão configurados de acordo com a polaridade de I_{ref} .

Do ponto de vista analítico, como a topologia do circuito usa realimentação negativa nos amplificadores operacionais, I_{ref} é determinada pela equação (4.3), a seguir [67]:

$$I_{ref} = \frac{V_{CHX} (S_{CHX})}{R_{ref}} \quad (4.3)$$

onde R_{ref} refere-se a R_5 ou R_6 . Sabendo que o valor máximo que atinge S_{CHx} é $\pm 12V_{DC}$ e que a corrente máxima na carga é de 100mA, calcula-se o valor de R_{ref} , sendo ele 120Ω . Consequentemente o valor de $R_5 = R_6 = 120\Omega$.

Finalmente, a malha fechada que formam Q_1 e Q_2 junto com a realimentação negativa de U1C e U1D, respectivamente, mostra que o alto ganho de cada amplificador força uma compensação da queda de tensão dos transistores, fazendo com que a amplitude de tensão de cada fase de S_{CHx} na entrada seja próximo na saída de U1C e U1D [67].

Topologia do circuito do estágio de potência

A função do EP é fornecer uma corrente constante numa carga que pode ser variável. Na seção 4.1 foram estabelecidos os seguintes requisitos: corrente máxima de $\pm 100\text{mA}$ para uma carga máxima de $1\text{k}\Omega$. Usando a lei de Ohm com os valores máximos de corrente e resistência, calcula-se que o valor da tensão requerido é de $\pm 100V_{DC}$.

Para realizar a função do EP foi utilizada a topologia do espelho de corrente de Wilson (ECW) (ver Figura 4.10), o qual é formado por três transistores TBJ (Q_3 , Q_4 e Q_5) e dos resistores (R_7 e R_8). Foram usados então dois ECW: um para $+I_{ref}$ e outro para $-I_{ref}$.

A função e comportamento do ECW são bem conhecidos na literatura [87], e embora existam outras topologias de espelho de corrente, alguns trabalhos [67, 34, 30] também escolheram o ECW neste tipo de aplicação por duas razões principais: possuir melhor correspondência/fidelidade entre o espelhamento da corrente de entrada e a corrente de saída e ser menos dependente do casamento entre os transistores, portanto não requerer que o β de Q_5 seja compatível com o β de Q_3 e/ou Q_4 (ver Figura 4.9).

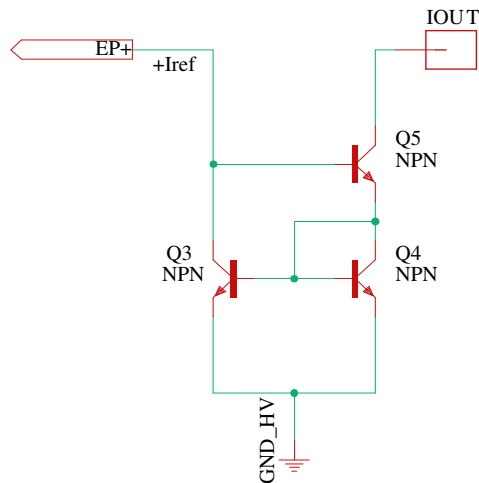


Figura 4.9: Diagrama esquemático do ECW.

Para a análise do circuito da Figura 4.9, foi escolhida a parte positiva do sinal com I_{ref} . Desta forma, a I_{ref} entra no lado esquerdo do espelho em Q_3 e é refletida no lado direito do espelho em Q_4 e Q_5 (I_{OUT}).

Como a fidelidade do espelhamento da corrente está sujeita ao casamento dos transistores Q_3 e Q_4 , uma vez que são usados níveis de tensão e corrente que dependem da carga, o referido casamento torna-se difícil, podendo ocorrer valores não desejados de I_{ref} na carga [88].

É de esclarecer que todos os transistores, sobretudo considerando componentes discretos, possuem β diferentes, sem importar se pertencem ao mesmo processo de fabricação. É por isto que Wu et al. sugeriu agregar duas resistências no emissor de cada transistor (Q_3 e Q_4) para diminuir o descasamento entre eles, fazendo com que as correntes de emissor entre os transistores sejam próximas [34]. Apesar do aumento na tensão de operação do espelho obtida com essa configuração, o acréscimo de resistências nos emissores de Q_3 e Q_4 produzirá a degeneração de emissor, o que limitará efeitos da variação de β . Para aplicação no ECW, tais resistências devem possuir valores iguais (o que na prática se implementa com relativa facilidade, e.g. usando resistores de precisão).

Em suma, deve-se escolher adequadamente os valores de R_7 e R_8 . Segundo alguns trabalhos [4, 30, 34] em que foram realizadas simulações para encontrar o melhor valor destes resistores, foi estimado que aproximadamente 200Ω produz o efeito desejado. Desta forma, apesar da magnitude considerável em relação à carga máxima, neste projeto foi escolhido o valor comercial de 220Ω para R_7 e R_8 com tolerância de 1%.

Além do anterior, também deve-se analisar o ECW conectado a uma carga para que se possa determinar qual seria o valor da fonte (V_{CC}) que polarizará o espelho. A Figura 4.10 apresenta o ECW incluindo a R_{CARGA} .

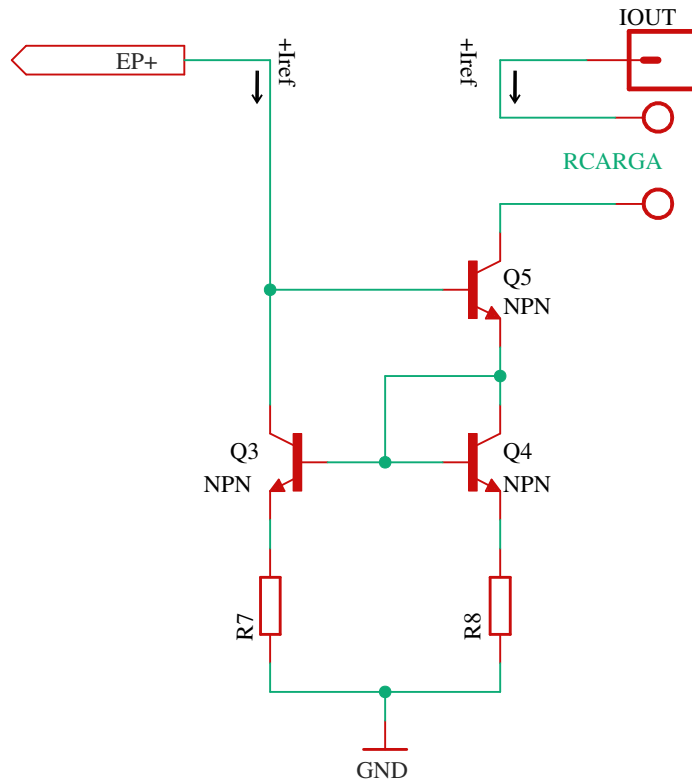


Figura 4.10: Diagrama esquemático do ECW com resistências no emissor e R_{CARGA} [88]

Na Figura 4.10, o valor máximo de V_{CC} pode ser calculado pela Equação (4.4), que mostra a soma das

quedas de tensão nos componentes no braço direito do espelho, i.e.

$$V_{CC} = V_{R_{CARGA}} + V_{ce(Q_5)} + V_{be(Q_4)} + V_{R_8} \quad (4.4)$$

Para fins do cálculo de V_{CC} , pode-se considerar um valor de I_{ref} constante, portanto, $V_{be(Q_4)}$ e V_{R_8} representam valores fixos. No entanto, se o valor de R_{CARGA} é alterado, $V_{R_{CARGA}}$ também altera, incrementando ou decrementando seu valor. Em consequência, como o V_{CC} é fixo, a tensão V_{ce} do transistor Q_5 se reduz obrigatoriamente para compensar a alteração de $V_{R_{CARGA}}$, como pode-se constatar na equação (4.4).

É importante ressaltar que, quando o Q_5 funciona dentro a região ativa e a tensão de coletor V_{cQ_5} for maior que a tensão de base V_{bQ_5} , o circuito conseguirá espelhar a I_{ref} . Desta forma, o ECW possui duas dependências para seu correto funcionamento, sendo elas a carga máxima e a tensão de alimentação V_{CC} . Ou seja, pela lei de Ohm temos que para 100mA (requisito do sistema) em uma carga de 1k Ω (requisito do sistema) é necessário no mínimo 100V_{DC} mais a queda de tensão em V_{R_8} sendo 22V_{DC}. Em conclusão, para atingir valores máximos de I_{ref} na $V_{R_{CARGA}}$ máxima escolhida é preciso de tensão V_{CC} igual ou maior que 122V_{DC} aproximadamente.

Circuito completo do módulo estimulador

O circuito completo do módulo do estimulador (Figura 4.11) está composto a partir dos esquemáticos da Figura 4.8 e Figura 4.10. Neste são incluídos os dois componentes para a parte positiva e negativa do sinal do gerador que compõem a I_{ref} .

Com a finalidade de verificar o funcionamento do ECW (circuito da Figura 4.10), este foi simulado em dois cenários diferentes no software OrCAD Capture Lite versão 17.2 (*Cadence Design Systems*, EUA). O primeiro consistiu em verificar o princípio de funcionamento do ECW na sua zona ativa. Para isto foram escolhidas como exemplo as seguintes características: V_{CC} variável até 102V, uma carga variável de mínimo 100 Ω até máximo 1k Ω e corrente variável de mínimo 10mA até máximo 80mA. Na Figura 4.12 são apresentadas os sinais do A até E, resultantes da simulação, representando as tensões de V_{Q_5} no coletor do transistor Q_5 para uma carga variável e uma corrente fixa. Para cada sinal existe uma relação entre um valor de corrente fixo, fonte fixa igual a V_{CC} e carga, que varia do mínimo (100 Ω) ao máximo (1k Ω). Por exemplo, o sinal A mostra que para um valor de V_{Q_5} igual a 10V_{DC} (máximo 32V_{DC} de V_{CC}) ajustando uma saída de corrente máxima de 10mA para uma carga máxima de 1k Ω o circuito é capaz de fornecer 10V_{DC}. Já no extremo oposto do sinal, mantendo os 10mA para uma carga de 100 Ω , o ECW entrega 1V_{DC}. Com relação ao sinal E, por exemplo, o V_{CC} é ajustado a 102V, a corrente a 80mA e a carga variando na faixa da escolhida para a simulação. Pode-se observar que para uma carga de 100 Ω , o ECW entrega 8V_{DC} e para uma carga de 1k Ω o circuito consegue entregar 80V_{DC}. Analisando a resposta do circuito na simulação é possível determinar o seu comportamento linear na zona ativa, assim como os limites do espelho e sua dependência do valor de tensão (V_{CC}) que energiza o circuito do espelho.

O segundo cenário, consistiu em verificar o princípio de funcionamento do ECW nos limites dos requisitos do sistema. Para isto foram escolhidas as seguintes características: $V_{CC} = 130V$, carga variável de 100 Ω até 1k Ω e I_{ref} máximo de 100mA aplicado a cada valor da faixa de cargas. As curvas de tensão de saída em V_{Q_5} deste cenário são apresentadas na Figura 4.13. Na saída de tensão representada pelo sinal A, foi usado um valor de $V_{CC} = 32V_{DC}$ ajustando a corrente máxima de 100mA. Pode-se observar no sinal A que com esses ajustes para 100 Ω de carga o ECW consegue entregar 10V_{DC}, mas para os seguintes valores de carga, o

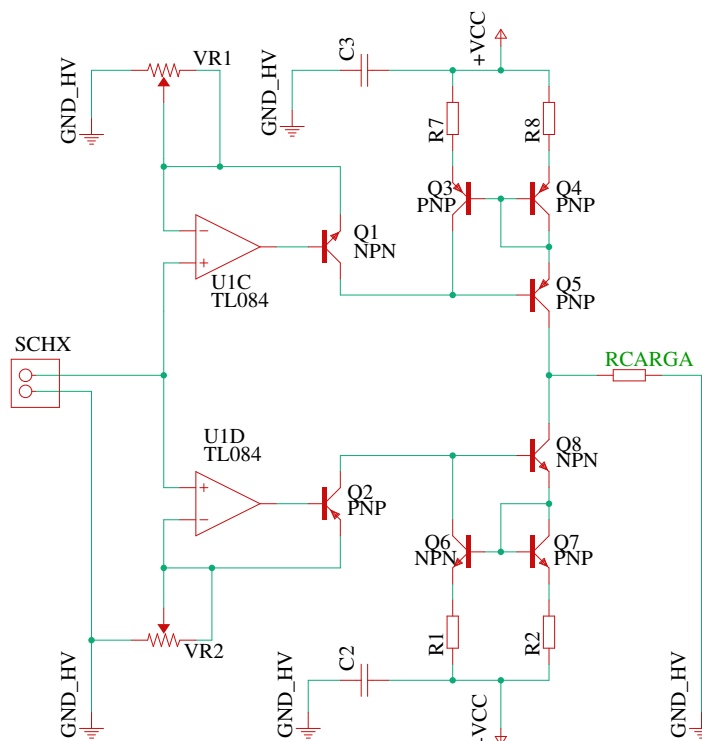


Figura 4.11: Diagrama esquemático completo do EPS

espelho satura sua saída e entrega um valor próximo a $13V_{DC}$. O mesmo comportamento apresentam os sinais B até D, com a diferença que o valor de V_{CC} varia, o que se reflete na saída V_{Q5} . Finalmente no sinal E pode se evidenciar que ao ajustar o valor de $V_{CC} = 130V$ e corrente máxima de $100mA$, o ECW consegue entregar todas as tensões para os valores de carga da faixa escolhida. Por exemplo, quando a corrente é fixada em $100mA$ para 100Ω , o valor de V_{Q5} é $10V_{DC}$, sendo que para a carga máxima V_{Q5} é $100V_{DC}$.

Como pode-se observar na Figura 4.12 e na Figura 4.13, quando existem valores de I_{ref} baixos, o espelhamento dela é feito sem erros, mesmo assumindo-se que a carga possa ter valores mais altos. Já quando I_{ref} é espelhada em uma carga de um valor maior, o espelho não consegue fornecer a referida corrente. Destes resultados pode-se evidenciar que se V_{CC} tivesse uma amplitude maior, o espelho poderia manter correntes mais altas para a carga máxima escolhida ou manter o valor de I_{ref} máxima escolhida em valores de carga mais altos.

É importante esclarecer que o comportamento do ECW mostrado nas curvas da Figura 4.12 e da Figura 4.13 se aplica de igual forma para a saída em R_{CARGA} no circuito da Figura 4.11, devido à simetria do circuito.

4.2.4 MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO

Os eletroestimuladores, tanto para pesquisa como fisioterapia, trabalham, em sua maioria, em malha aberta e, em geral, é limitada a preocupação com a efetividade da estimulação ou com o aparecimento da fadiga em consequência da estimulação prolongada [30]. Neste trabalho escolheu-se integrar ao eletroestimulador um mecanismo de medição de movimento com a finalidade de auxiliar no teste de excitabilidade e outras funções, como a detecção e compensação da redução de força muscular decorrente da estimulação. O objetivo do módulo de detecção de movimento (MDM) é coletar informações relacionadas às vibrações mecânicas do

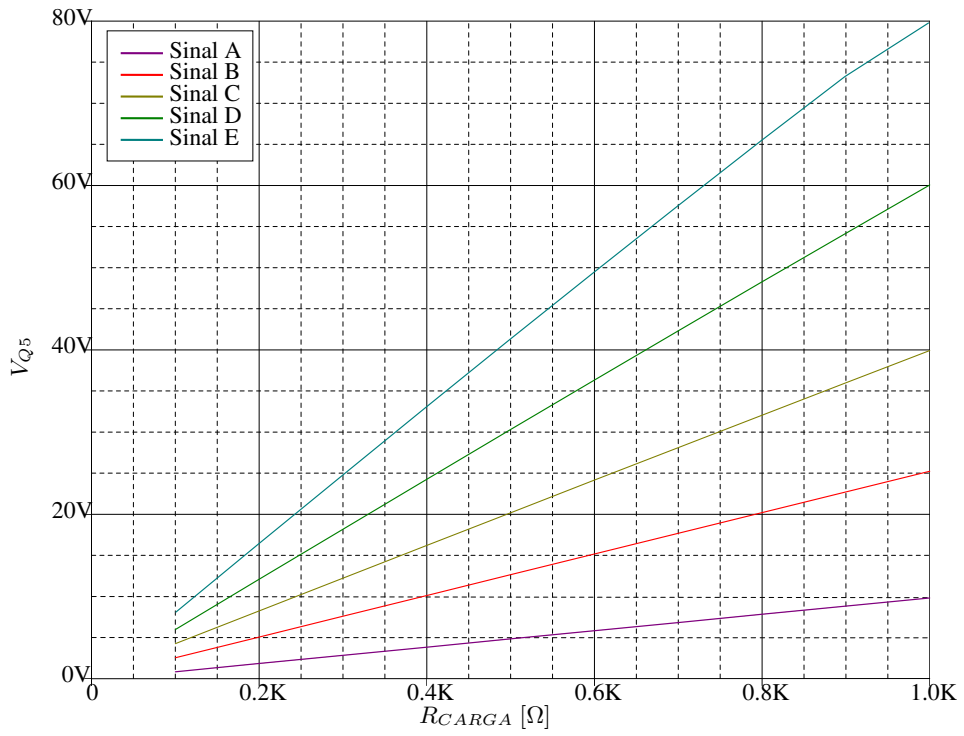


Figura 4.12: Simulação do ECW com diferentes valores de carga até $1k\Omega$ e V_{CC} até 80V.

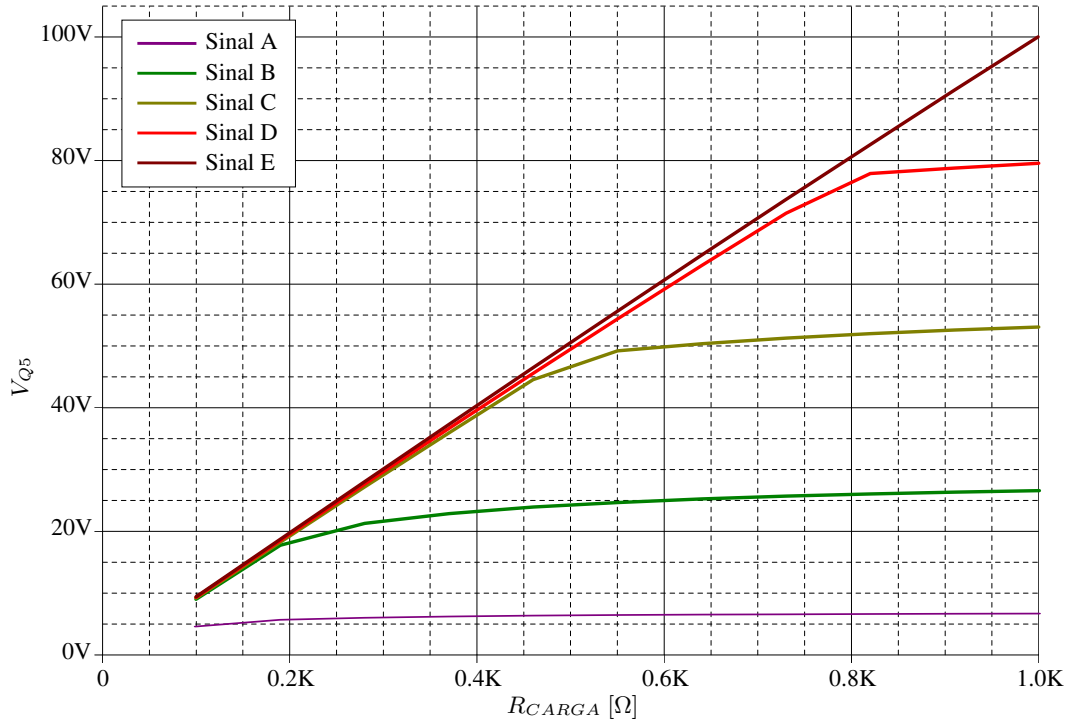


Figura 4.13: Simulação do ECW nos valores máximos dos requisitos do sistema com relação a carga e corrente.

músculo causadas por contrações musculares evocadas durante a eletroestimulação.

Inicialmente foi projetado e implementado um MDM externo (ver apêndice B) responsável pelo registro dos dados do acelerômetro em versões anteriores. Na versão atual do estimulador, o referido módulo foi embarcado e faz parte do sistema identificando-se como o componente $\mu C2_ACEL$ na unidade de controle.

Por outro lado, como mencionado no Capítulo 3, foi evidenciado que na realização do teste de excitabilidade é preciso determinar quando acontece claramente a primeira contração muscular visível. Para isto é usada a técnica de MMG apoiando-se na utilização de um sensor inercial para registrar as vibrações decorrentes da ação muscular e, assim sendo, poder detectar a contração muscular de forma igual à que se faz com a percepção visual.

Circuito do MDM

O componente principal do MDM é o sensor. Portanto, a escolha dele foi feita procurando sensibilidade satisfatória em termos da medição da aceleração. Foram feitos testes com os sensores da Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Características dos sensores de aceleração testados

Módulo (Sensor)	Tamanho (mm)	Tensão de operação (V_{DC})	Tipo – comunicação	Faixa de aceleração (gravidade [g])
ADXL345	28 x 41	3,5 - 16	Digital – SPI/I2C	$\pm 2, \pm 4, \pm 8, \pm 16$
ADXL335	18 x 18	1,8 - 3,6	Analógico – paralela	± 3
MPU6050	20 x 16	3 - 5	Digital - I2C	$\pm 2, \pm 4, \pm 8, \pm 16$

O ADXL345 é um módulo com um sensor de aceleração de três eixos do mesmo nome. O sensor ADXL345 (Analog Devices, EUA) possui interface de comunicação via SPI ou I2C. Internamente possui um ADC de 10bits que digitaliza os sinais analógicos de cada eixo. A taxa de amostragem de cada eixo é de 800Hz e possui um ajuste de sensibilidade de $\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$. O ADXL335, produzido pelo mesmo fabricante, possui saídas analógica com uma sensibilidade de $\pm 3g$. Para seu uso foi preciso realizar uma conversão analógica-digital no $\mu C2_ACEL$ na UC), o qual internamente usa 12bits.

O acelerômetro que melhor resultado acusou foi o MPU6050 (Invensense, EUA), com sensor incluído no módulo do mesmo nome. Ele é uma unidade de medição inercial ou IMU (do inglês Inertial Measurement Unit) de seis DOFs (do inglês Degrees Of Freedom), pois em um único chip há um acelerômetro de três eixos e um giroscópio de três eixos [130]. Internamente possui um conversor analógico-digital de 16bits [130]. Assim, os dados de cada eixo são digitalizados e disponibilizados via comunicação I2C. A taxa de amostragem do acelerômetro é de 1KHz para aceleração e 200Hz para o giroscópio. No MDM, utiliza-se apenas o acelerômetro, o qual possui um ajuste de sensibilidade de $\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$. A Figura 4.14 mostra a orientação dos eixos do módulo MPU6050.

Na Figura 4.15 é ilustrada a conexão entre o $\mu C2_ACEL$ da UC e o sensor de aceleração do MDM. A comunicação é implementada usando interface I2C. É de esclarecer que os resistores de *pull-up* normalmente usados neste tipo de interface já estão incluídos no módulo do acelerômetro.

Também na Figura 4.15 é possível identificar o pino de conexão de entrada S_DADOS , usado para sincronizar o início/parada da eletroestimulação com a captura de dados do acelerômetro.

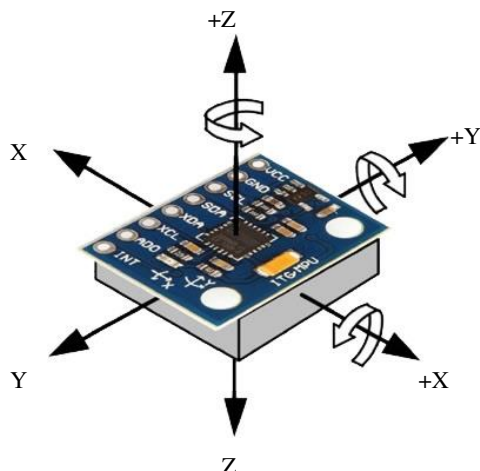


Figura 4.14: Módulo MPU6050 e a orientação dos eixos [131].

Registro dos sinais mecânicos do músculo

O registro das vibrações mecânicas decorrentes da ação muscular é feito fazendo uso de um sensor de aceleração triaxial. Ele se comunica diretamente com a UC no $\mu C2_ACEL$ e passa informações relacionadas com a aceleração de cada eixo (X, Y e Z). A técnica proposta consiste em fixar o acelerômetro no ventre do músculo e realizar o registro da vibração mecânica ocasionada pela eletroestimulação [106]. Nesse contexto, o MDM é composto por uma parte hardware (acelerômetro) e software (algoritmos de registro implementados no firmware do $\mu C2_ACEL$ na UC).

Antes de realizar qualquer registro é preciso ajustar o posicionamento do sensor para minimizar possíveis erros inerentes do mesmo na PCI, como os referentes ao desalinhamento dos eixos de medição. O processo de ajuste nesse projeto foi feito com ajuda de um nível de linha, de forma a estabelecer um plano horizontal, onde é colocando o sensor inicialmente com o eixo Z perpendicular a ele.

A partir dessa posição do sensor, de maneira a diminuir a influência dos erros no registro da aceleração dos eixos do sensor, sem seguida foi implementado no *firmware* do $\mu C2_ACEL$ algoritmo que realiza a subtração do nível médio de cada eixo do sensor. Essa etapa é realizada considerando-se que a medida obtida na etapa anterior é confiável. Para tanto, a medição da aceleração de cada eixo do sensor é realizada por 1 s e na sequência é calculada a média da aceleração medida em cada eixo. Os valores resultantes são usados para corrigir os valores de aceleração obtidos em relação aos valores esperados, i.e. aceleração no eixo $X(a_x) = 0g$, aceleração no eixo $Y(a_y) = 0g$ e aceleração no eixo $Z(a_z) = 1g$. Isto é feito para cada eixo no *firmware* por meio das funções "setXAccelOffset, setYAccelOffset e setZAccelOffset", disponibilizadas pela biblioteca de comunicação e controle do módulo MPU6050 [130, 132].

Tal procedimento é realizado antes de cada captura usando o MDM. Dessa forma, espera-se aumentar a reprodutibilidade de parâmetros relacionados à medição do movimento durante a eletroestimulação, sejam aqueles obtidos no teste de excitabilidade, ou aqueles calculados a partir de MMG.

Ao início de cada captura de dados, o sensor deve ser fixado no músculo (como exemplificado na Figura 4.16) para, posteriormente, realizar a eletroestimulação ao mesmo tempo em que são registrados os valores de aceleração de cada eixo do sensor. Os dados obtidos são processados na interface de controle no computador, onde é realizada a detecção da primeira contração muscular claramente visível, e finalmente, estimado o nível

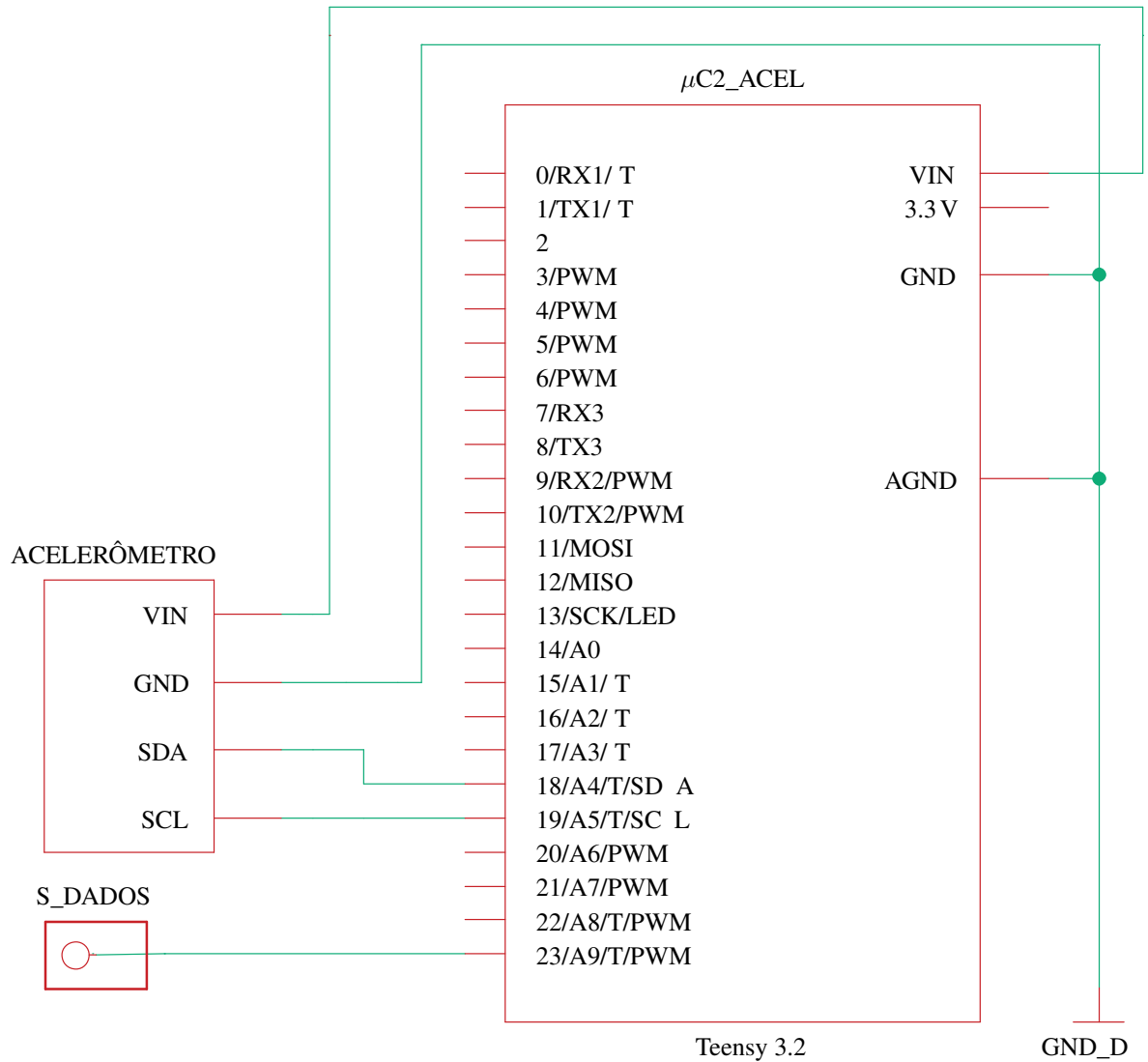


Figura 4.15: Diagrama esquemático da conexão I2C entre a UC e o acelerômetro.

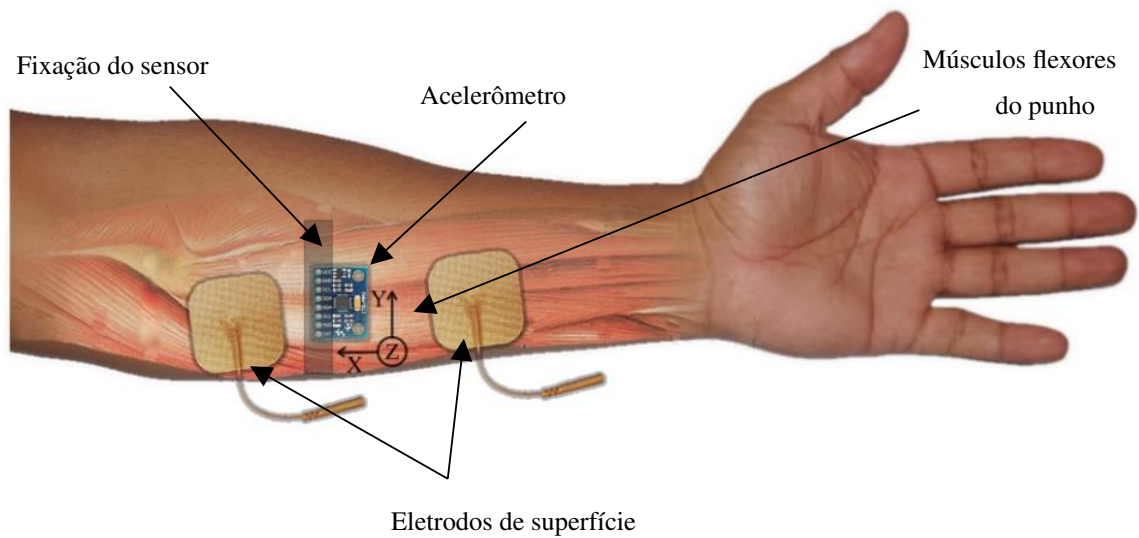


Figura 4.16: Posicionamento, fixação e orientação dos eixos do acelerômetro nos músculos flexores do punho.

de fadiga.

É de se esclarecer que para uma apropriada medição da vibração muscular é necessário posicionar o sensor adequadamente no músculo envolvido no procedimento. Para isto, o acelerômetro deve ser colocado com o eixo Z positivo perpendicular à porção contrátil do músculo (ventre muscular) ou no local onde visivelmente ocorre a vibração com maior amplitude durante uma contração. A Figura 4.16 mostra um exemplo aproximado do posicionamento e fixação do acelerômetro junto com os eletrodos superficiais de estimulação sobre o ventre dos músculos do antebraço. A Figura 4.17 mostra a implementação de um *case* para o sensor de aceleração (a) e um exemplo da sua fixação no antebraço (b).

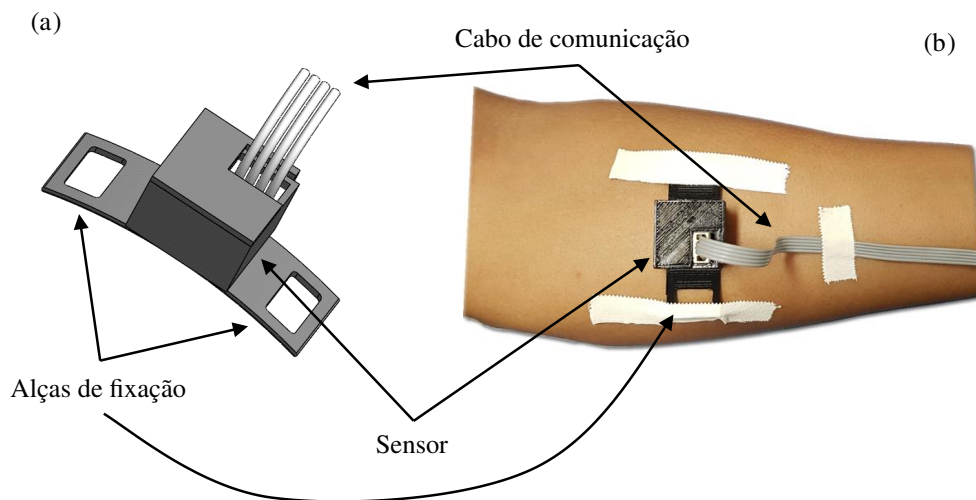


Figura 4.17: Fixação de sensor, (a) *case* do sensor, (b) exemplo de fixação do sensor no ventre do músculo.

Testes do acelerômetro em plataforma experimental

Para validar e determinar o correto funcionamento do MDM foi implementada uma plataforma experimental (PLE). Nela é fixado o sensor de aceleração e, em sequência, ela emula uma vibração muscular. A emulação consiste na geração de uma perturbação mecânica claramente visível que o acelerômetro registrará. O intuito de usar a plataforma é verificar se o sensor consegue registrar satisfatoriamente (e.g. fora da região de saturação) tanto pequenos picos de aceleração como grandes perturbações, o que conseqüentemente pode indicar que o MDM apresentará comportamento semelhante diante de perturbação produzida por contração muscular. Contrações musculares fracas estão normalmente presentes no teste de excitabilidade neuromuscular ao mesmo tempo que se relacionam diretamente com o aparecimento da primeira contração claramente visível.

O funcionamento do MDM depende do $\mu C2_ACEL$, que recebe informações de aceleração registradas pelo sensor e as transmite para o computador via USB, onde são processadas e armazenadas.

A PLE desenvolvida, assim como todas suas partes, podem ser observadas na Figura 4.18.

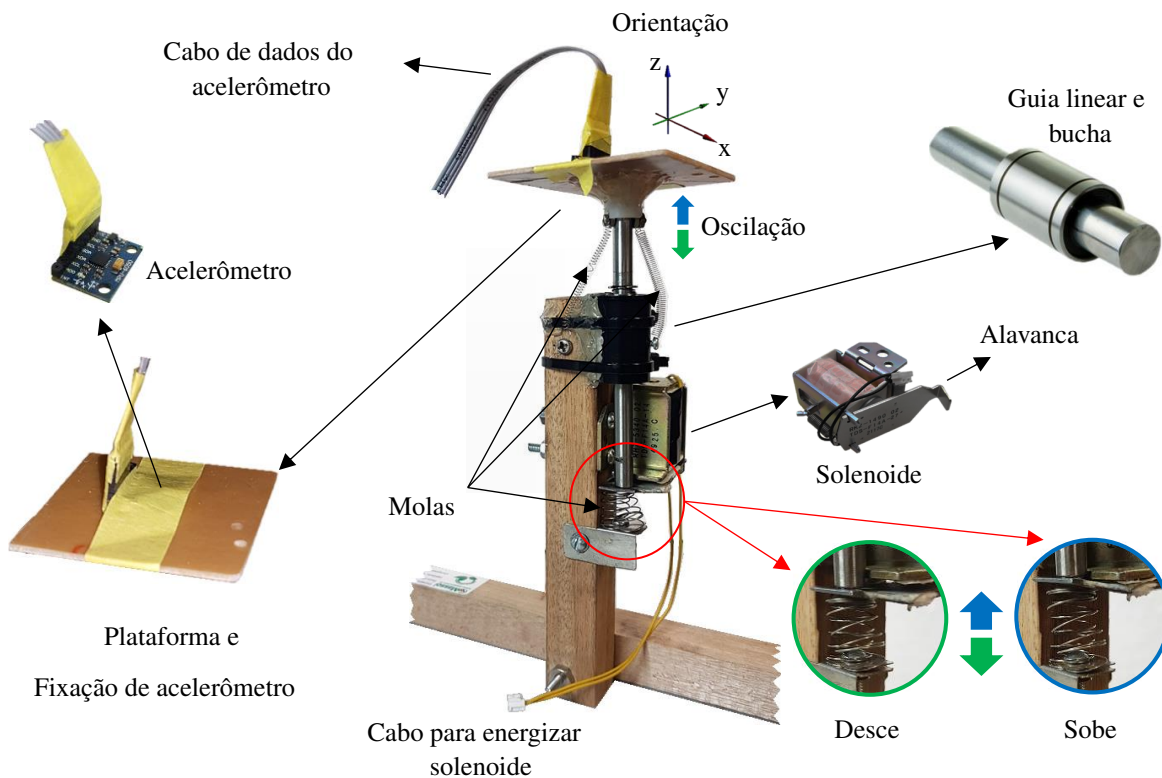


Figura 4.18: Plataforma para teste de registro de vibração/perturbação mecânica.

O funcionamento da PLE depende, basicamente, da ativação do solenoide que, quando energizado, faz com que sua alavanca colida com a guia linear, movimentando a plataforma onde está fixado o acelerômetro. Dessa forma, uma contração muscular é emulada. Vários testes foram feitos energizando o solenoide com $24V_{DC}$ (para seu funcionamento normal). Isto permitiu verificar o funcionamento da PLE. Além disso foi evidenciada a necessidade de molas tanto na parte da alavanca/guia como na base da plataforma, com o intuito de limitar o movimento e evitar um deslocamento excessivo, pois se a aceleração que a alavanca produz ao bater na guia (e conseqüentemente na plataforma) é muito forte (este comportamento é contrário a uma contração muscular), o sensor irá saturar, além de produzir oscilações de amortecimento não desejadas. Isto normalmente ocorre

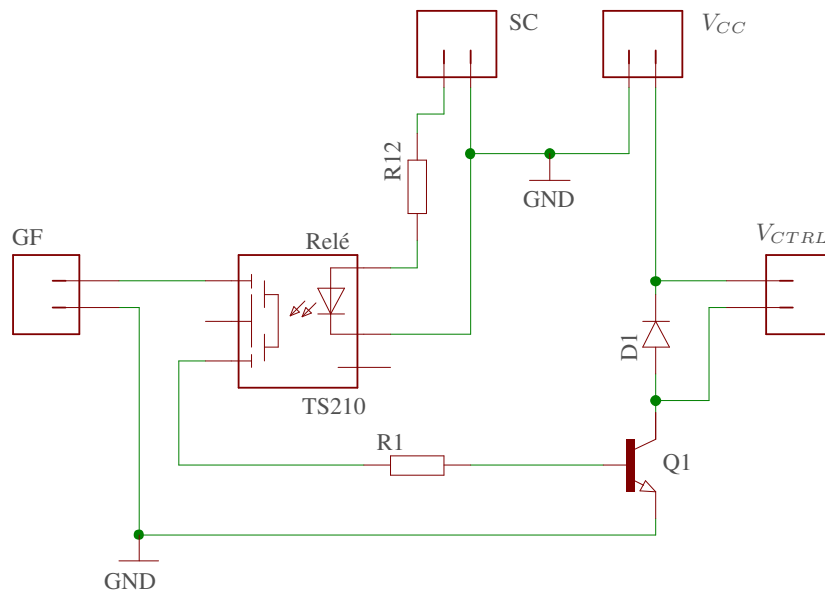


Figura 4.19: Diagrama esquemático do circuito de controle da tensão que energiza o solenoide.

quando o solenoide é energizado com a tensão de operação máxima. Para controlar a aceleração do movimento da plataforma é necessário controlar a tensão com que é energizado o solenoide. Portanto, foi necessário criar um controle simples baseado no uso de um gerador de funções (33220a, Agilent, EUA) que, junto com um circuito adicional (ver Figura 4.19), possibilita gerenciar a tensão que o solenoide recebe. Assim, é controlada a força com que a alavanca bate na guia e movimenta a plataforma. O diagrama do *setup* completo é mostrado na Figura 4.20.

A partir da Figura 4.19 observa-se que SC representa o sinal de controle. Para uso da PLE foi temporariamente usado o $\mu C2_ACEL$ da UC, que ativa e desativa o passo do gerador de funções (GF) para o transistor Q_1 . Isto é implementado para poder ativar a PLE imediatamente depois de calibrar o sensor. Então, o GF fornece uma tensão que tem a função de emular a contração muscular, e V_{CC} , sua amplitude. Finalmente, o V_{CTRL} é a tensão que energiza o solenoide.

Como mencionado, segundo as características descritas pelo fabricante do solenoide, este deve ser polarizado com $24V_{DC}$ para seu funcionamento normal. Levando-se isto em consideração, um primeiro experimento foi conduzido com a finalidade de identificar qual a menor tensão que ativa o solenoide e gera uma perturbação na PLE. Ao mesmo tempo foi conferido se o acelerômetro consegue detectar a referida perturbação. Na sequência, o GF foi configurado com uma onda quadrada de 1Hz, com 50% de ciclo útil e $3V_{DC}$ de amplitude, tensão que ativa Q_1 durante o semiperíodo. A tensão na fonte de alimentação (V_{CC}) inicia com $1V_{DC}$ incrementando em passos de $0,5V_{DC}$ até atingir a tensão normal de funcionamento do solenoide.

O $\mu C2_ACEL$ do MDM gerencia o passo do sinal do GF para Q_1 , com a finalidade de comandar o experimento de forma sincronizada, pois inicialmente o acelerômetro precisa ser ajustado para diminuir erros associados à medição da aceleração de cada eixo.

Quando o $\mu C2_ACEL$ ativa o relé, o sinal configurado no GF leva a Q_1 à região ativa, ao mesmo tempo que circula corrente pelo solenoide fazendo com que a plataforma e o sensor oscilem. Desta forma pode ser emulada e controlada a simulação de uma perturbação mecânica, e consequentemente registrada por cada eixo do acelerômetro.

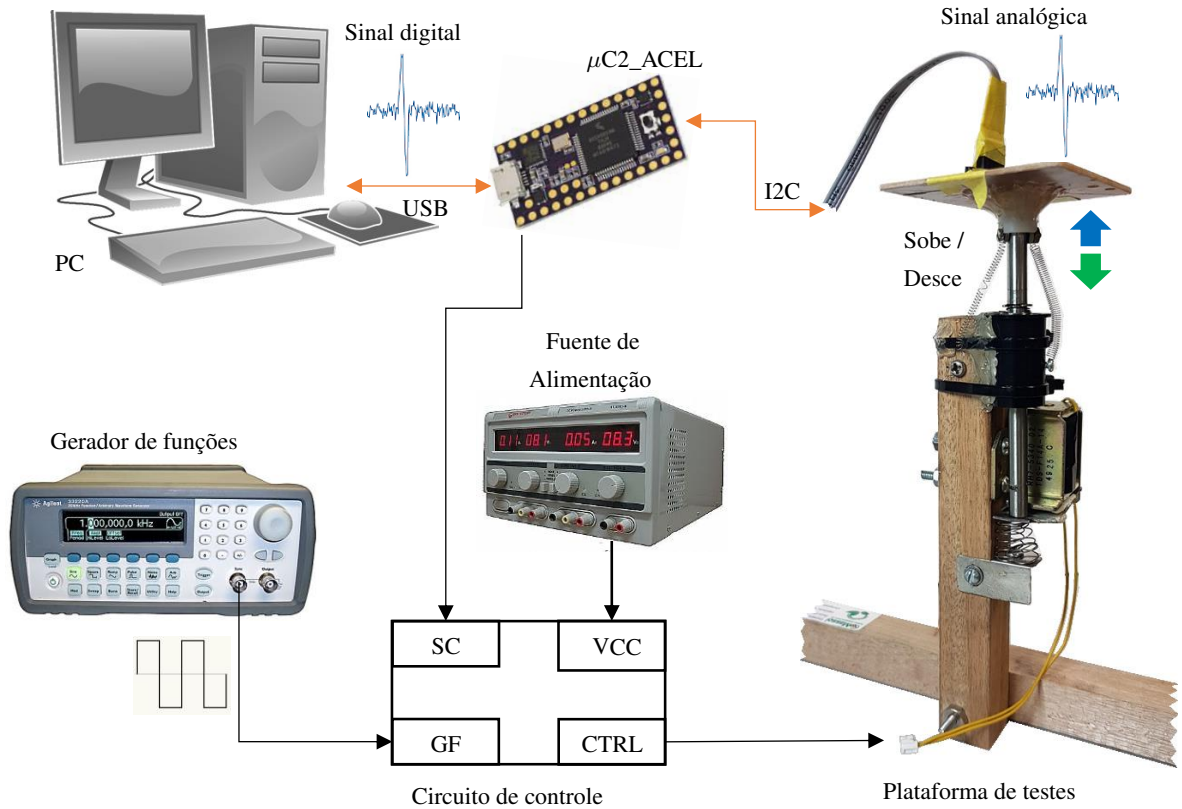


Figura 4.20: *Setup* completo para testes de vibração/perturbação mecânica do MDM.

Uso de MMG em um teste de validação

Além do teste na PLE, um experimento de validação foi idealizado para conferir o funcionamento do MDM, visando realizar um teste de excitabilidade. O *setup* proposto na Figura 4.16 e as configurações dos parâmetros de estimulação para o teste de excitabilidade são usados como referência para este teste de validação.

O procedimento para o teste começa com a implementação de uma sequência de eletroestimulação comandada por um sinal de controle, como mostrado na Figura 4.21 (a). Nela, pode-se observar que no início existe uma janela de tempo (*JT*) de 4s em que não há ativação da eletroestimulação. Durante essa *JT* é realizado o ajuste do sensor (ver item 4.2.4). O sinal de controle é repetido com 1s *On* (janela de ativação) e 2s *Off* (janela de repouso). Numa operação normal, o teste é interrompido uma vez que é encontrada uma contração de intensidade mínima. Porém, neste teste especificamente foi implementada rotina que interrompe o sistema após a detecção de pelo menos quatro contrações/vibrações ou por meio de um valor máximo de corrente, configurado pelo aplicador do teste na interface de gráfica de controle. Isto é realizado para fins de avaliação e obtenção de mais dados.

A Figura 4.21 mostra um exemplo dos sinais deste teste de validação relacionados com os componentes usados na detecção de excitabilidade neuromuscular. Nesta figura é possível identificar os seguintes sinais: (a) controle de estimulação, (b) estimulação elétrica e (c) valores normalizados do vetor de aceleração resultante registrados dos eixos *XYZ* do acelerômetro.

Como pode-se observar na Figura 4.21 (c), o sinal ilustrado representa a magnitude do vetor de aceleração bruto dos eixos *XYZ* do acelerômetro. No sinal representado em (c) nota-se o comportamento da vibração

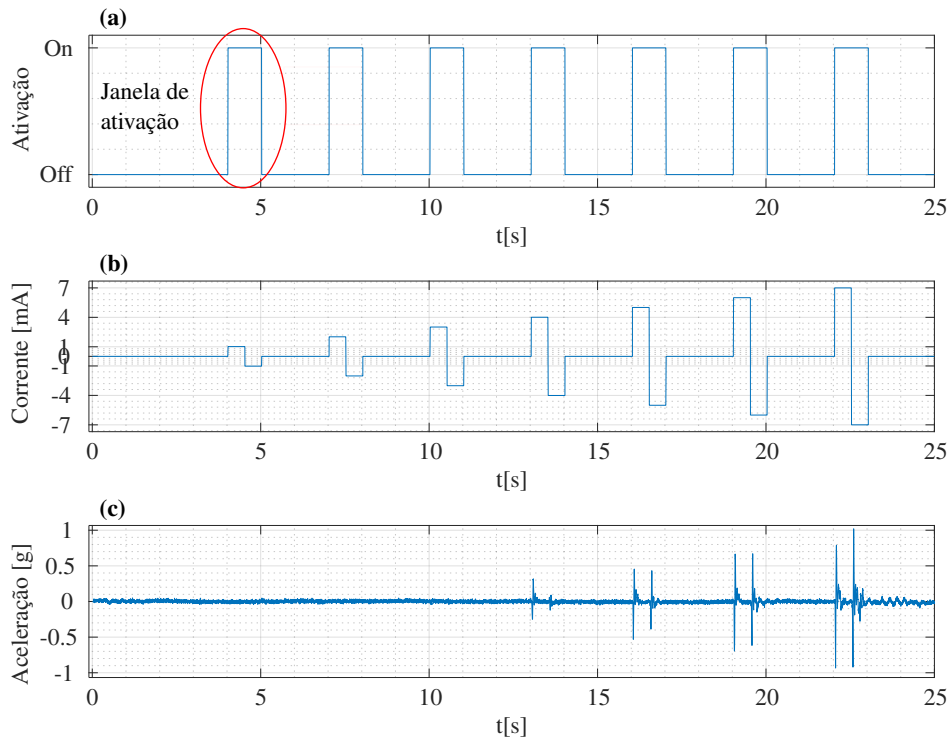


Figura 4.21: Sinais relacionados ao teste de excitabilidade, notadamente (a) o sinal de controle de ativação da estimulação, (b) a estimulação elétrica bifásica que segue os parâmetros do teste de excitabilidade e (c) as medidas normalizadas do vetor de aceleração resultante registrados dos eixos XYZ do acelerômetro.

muscular quando colocado um pulso de corrente bifásico ($500\mu s$ para o pulso positivo e $500\mu s$ para o pulso negativo), ou seja, no início do pulso positivo e na mudança para o pulso negativo, a estimulação gera uma vibração muscular rápida. Isto é característico do teste de excitabilidade neuromuscular, e o diferencia de um sinal de MMG com estimulação elétrica contínua, onde são usadas frequências mais altas quando comparado com a frequência do sinal deste teste. Neste teste, a partir do espectro de frequências do sinal (representado na Fig 4.22) foi notado também que o sinal representado em (c) precisa ser filtrado, de maneira a evidenciar no sinal a natureza de baixa frequência das contrações/vibrações musculares evocadas pela estimulação.

Assim, de maneira a remover o ruído do sinal de aceleração bruto do vector resultante foi implementado um filtro *Butterworth* passa-baixa de sexta ordem com frequência de corte igual a $40Hz$. Os parâmetros do filtro são definidos empiricamente após analisar o espectro de frequências do sinal (vide a Figura 4.22). Na Figura 4.23 pode-se observar o sinal bruto e o sinal filtrado, ambos normalizados e corrigidos por meio da subtração do valor médio do vector resultante de aceleração para uma melhor visualização e entendimento do sinal.

Além da obtenção do sinal corrigido de aceleração, o MDM pretende realizar o teste de excitabilidade de maneira a permitir a detecção automática da primeira contração muscular claramente visível. Hipotetiza-se que tal detecção é possível visto que o sinal de aceleração obtido (por exemplo na Figura 4.23) apresenta diferentes amplitudes de aceleração para diferentes valores de corrente de eletroestimulação. Dessa forma, propõe-se um algoritmo para realizar a detecção automática da primeira contração muscular claramente visível evocada pela estimulação em cada teste de excitabilidade a partir de comandos na interface gráfica de controle. A ideia do algoritmo é comparar o sinal medido com um limiar que define a ocorrência da contração. O limiar é calculado a cada novo experimento.

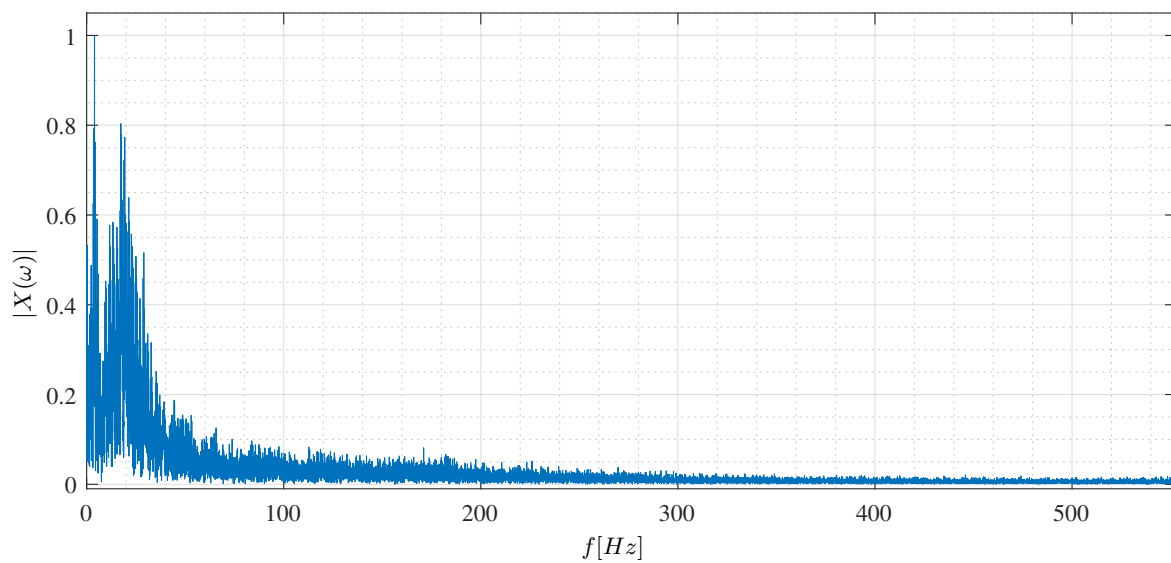


Figura 4.22: Espectro de frequências do sinal (c) da Figura 4.21.

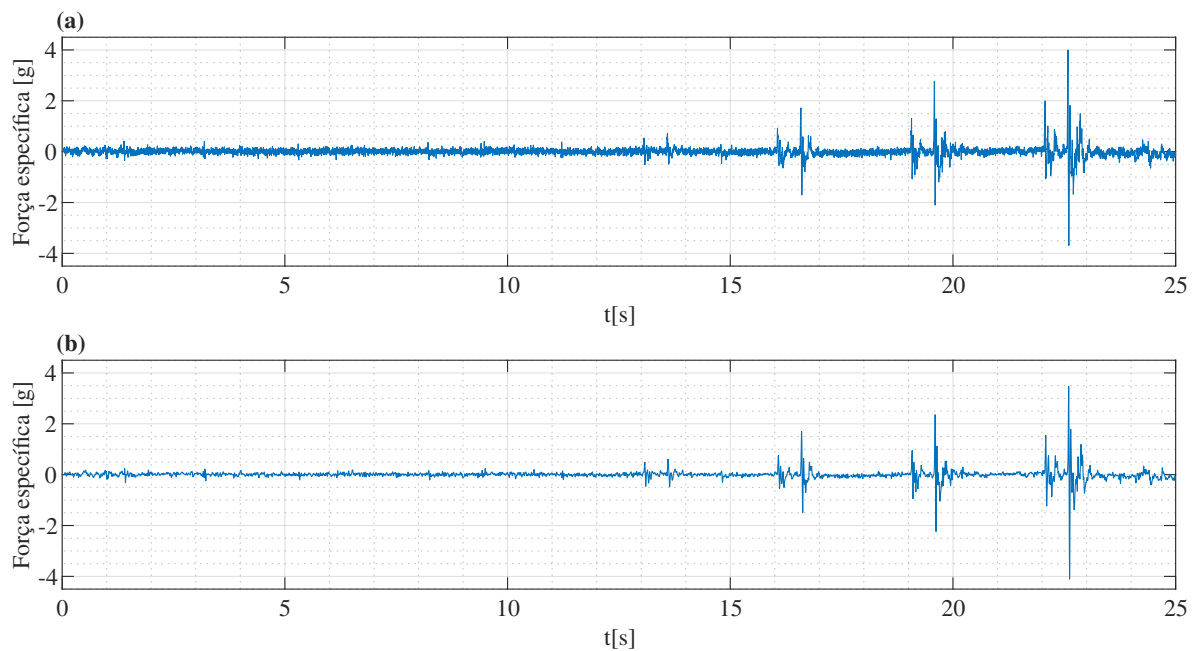


Figura 4.23: Exemplar de sinal bruto e sinal filtrado referente ao TCE. (a) Sinal de aceleração bruto do vetor resultante, (b) Sinal de aceleração filtrado do vetor resultante.

O funcionamento do algoritmo depende inicialmente do *setup* proposto na seção 4.2.4. Após a fixação dos componentes no ventre muscular do voluntário e mantendo um estado de repouso, a execução do algoritmo inicia fazendo a primeira captura do sinal de aceleração XYZ durante 1s. Em seguida, calcula-se a magnitude do vetor resultante de aceleração e na sequência o sinal é filtrado. Para cada nova janela de estimulação, novo sinal de aceleração é obtido e comparado ao limiar.

Para se calcular o limiar (ou *threshold*), utiliza-se o desvio padrão do sinal obtido em momento de repouso multiplicado por um fator de 6 vezes. O fator de multiplicação foi definido empiricamente após da análise do sinal de aceleração registrada pelo sensor com relação à primeira vibração muscular claramente visível.

Para finalizar, a implementação do algoritmo que aplica o filtro e realiza a detecção do pico de aceleração, foi realizada no *script* da interface gráfica de controle desenvolvida em Python versão 3.7, usando a biblioteca para computação científica *SciPy* versão 1.2.1.

4.2.5 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Todo sistema com componentes eletrônicos precisa ser energizado. Cada componente dentro desse sistema possui um consumo. Nesse contexto, a Tabela 4.4 mostra uma aproximação dos valores de consumo de tensão e corrente dos componentes mais relevantes do sistema proposto. Desta forma, identificam-se as necessidades da fonte de alimentação do sistema de eletroestimulação proposto.

Tabela 4.4: Tensão e corrente de operação dos componentes do sistema proposto.

Componente	Corrente de operação (mA)	Tensão de operação (V_{DC})
Módulos controle, detecção de movimento e comunicação		
Teensy 3.0	90	5
MPU6050	2,5	5
Módulo Bluetooth	40	5
Módulo Gerador de sinal		
DAC124s085	4	5
Amplificador operacional	± 80	± 15
Módulo estimulador		
Conversor V/I	± 80	± 15
Espelho de corrente (alta potência)	± 200	± 150
Outros componentes		
Outros	100	± 15

Colocando como cenário o momento em que todos os componentes e módulos do sistema estejam energizados e em funcionamento, o consumo de corrente total aproximado é de $\pm 400mA$ para baixa tensão e $\pm 200mA$ para alta tensão. Além disso, é possível identificar que são necessários três valores de tensão na fonte de alimentação: uma fonte simples de +5 e duas simétricas de ± 15 e uma de $\pm 150V_{DC}$. Com estas especificações é possível identificar os parâmetros da fonte de alimentação de todo o sistema, evitando sobre-dimensionar o referido componente.

Inicialmente foi levado em consideração desenvolver o projeto e fabricação da fonte de alimentação. Para isto foram pensadas duas soluções: uma fonte de alimentação com todas as tensões necessárias baseada em

transformador com retificação não linear e uma fonte chaveada com todas as tensões necessárias e alta eficiência.

A primeira fonte possui a vantagem de ser simples, mas em contrapartida ao usar transformador e capacitores de alta tensão, a energia residual/armazenada supõe um problema de segurança elétrica, além disso a topologia da fonte não é o suficientemente robusta, o que traz consigo vários problemas (*e.g.* proteção contra curto-circuito), possivelmente desrespeitando as condições da norma particular para equipamentos eletromédicos de eletroestimulação (ABNT NBR IEC 60001-2-10). Como consequência, foi eliminada essa opção. A segunda fonte possui uma complexidade maior e uma topologia do circuito mais robusta fazendo com que cumpra com os requisitos de segurança elétrica da referida norma, mas ao mesmo tempo há uma desvantagem com relação à complexidade de desenho e fabricação para este sistema.

Então, por questões de eficiência e segurança elétrica foi escolhida a fonte chaveada, mas pela complexidade da mesma, não foi projetada, não obstante escolheu-se adquirir a fonte pronta com as características pertinentes. Dessa forma, buscando-se informações sobre fontes chaveadas no mercado nacional, foi encontrada uma solução que atende os requisitos de projeto da fonte. Esta solução utiliza o mesmo princípio da fonte chaveada, mas funciona como um conversor CC/CC alta tensão. Isto fornece várias vantagens ao sistema, como isolamento da rede elétrica.

Resumidamente a Tabela 4.5 apresenta os requisitos do projeto para a fonte de alimentação do sistema proposto.

Tabela 4.5: Requisitos mínimos de projeto das fontes de alimentação.

Parâmetro		Valor
Baixa potência	Tensão	$+5, \pm 15V_{DC}$
	Corrente	$\pm 400mA$
Alta potência	Tensão	$\pm 122V_{DC}$
	Corrente	$\pm 200mA$

Dois opções que atendiam os requisitos de projeto foram encontradas: a B058 e a B096, ambas pertencentes ao fabricante Tecnotrafo. A Tabela 4.6 mostra suas características [133]. Outras características importantes são o isolamento de $2kV$, um ripple nas suas saídas de $\pm 2\%$ e uma eficiência de 90%.

Tabela 4.6: Fontes de alimentação estudadas.

Código fonte	Entrada		Saída principal		Saída Auxiliar	
	Tensão (V_{DC})	Corrente (A)	Tensão (V_{DC})	Corrente (A)	Tensão (V_{DC})	Corrente (A)
B058	9-36	2	250	0,1	15	0,02
B096	9-36	2	160	0,5	15	0,5

Conforme evidenciado nos requisitos de projeto da fonte de alimentação do sistema, há a necessidade de implementar duas fontes simétricas, uma de $\pm 15V_{DC}$ e outra de $\pm 150V_{DC}$. Por conseguinte, é preciso utilizar dois conversores CC-CC para implementar as duas tensões simétricas. Para isto é usada a topologia de fontes em série como mostrado na Figura 4.24.

Como é possível observar na Figura 4.24, para energizar o conversor CC/CC foi utilizada uma fonte para aplicações médicas de alta confiabilidade do fabricante MeanWell, EUA (referência GSM160B15-R7B). Nesta fonte a faixa de tensão de entrada é de 80 a 264V_{AC} e sua saída é de 15V_{DC} e 9.6A. Possui isolamento de 4kV, um ripple na tensão de saída de ±3% e uma eficiência de 94%. É de notar que o uso combinado da fonte médica e os conversores CC/CC confere ao sistema proposto um nível de segurança além dos limites preconizados pelas normas ABNT NBR IEC 60601-1 e 60601-2-10.

Observe-se também que os conversores possuem terras separados (entrada GND, saída GND₂), o que possibilita implementar a configuração das fontes em série.

Por outro lado, testes controlados de bancada foram realizados para conferir a eficiência e o comportamento nos limites de tensão e corrente das fontes. Isto permitiu identificar que a fonte B096 teve o melhor desempenho e conseqüentemente foi escolhida para energizar o sistema de eletroestimulação.

Por último, a tensão de 5V_{DC} faltante cujos conversores não fornecem, é implementada a partir da tensão +15V_{DC} por meio de um regulador de tensão linear 78LS05, componente colocado na PCI geral do sistema proposto.

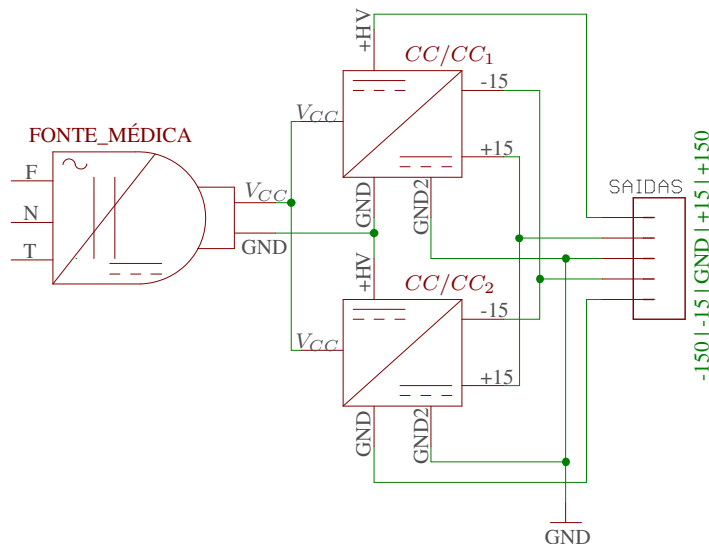


Figura 4.24: Conexões das fontes de alimentação.

4.2.6 SELETOR DA SAÍDA DOS CANAIS DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

O seletor da saída dos canais do sistema de estimulação tem a tarefa de chavear entre uma resistência de pré-carga ($R_{Précarga}$) e a saída de cada canal de estimulação do eletroestimulador. Isto é implementado devido ao fato de que os transistores Q_4 e Q_7 no ECW na Figura 4.11, sofrem sobretensão na ausência de uma resistência de carga (carga flutuante) e, dessa forma, não conseguem dissipar a potência, condição em que podem ser danificados. O diagrama do seletor é apresentado na Figura 4.25.

O seletor que usa os sinais digitais RELAY_CH é gerenciado pela unidade de controle. O seu funcionamento depende de dois estados. O primeiro estado ativa o R_{L2} e ao mesmo tempo desativa R_{L1} . Isto faz com que o sinal do ECW (OUT_ECW) seja entregue na R_CARGA por meio da SAIDA_CHX (onde o X é o canal). A SAIDA_CHX é o ponto onde os eletrodos serão conectados. O segundo estado ativa o R_{L1} e

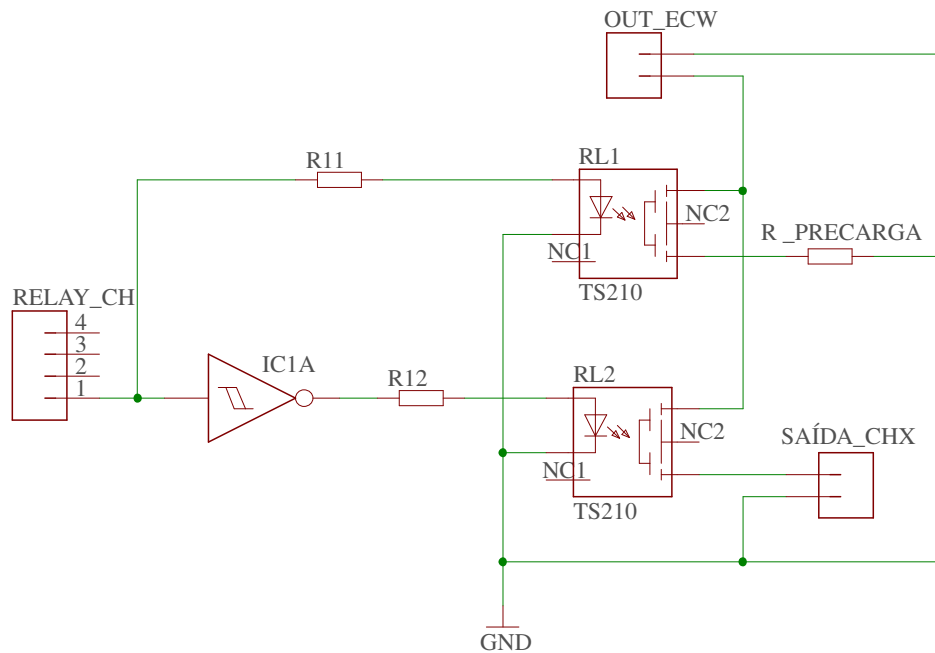


Figura 4.25: Diagrama do seletor de saída.

desativa R_{L2} , fazendo com que o sinal OUT_ECW seja colocado na $R_{Precarga}$ e evitando que o espelho de corrente não possua corrente devido a ausência de carga. R_{L1} e R_{L2} são relés de estado sólido MOS $TS210$ (Metaltex, Brasil). Eles são componentes essenciais no circuito do seletor, pois trabalham com altas tensões e baixas correntes. O circuito do seletor de canal é implementado para cada um dos canais do eletroestimulador.

É de aclarar que no caso em que houver uma desconexão acidental dos eletrodos no paciente em quanto está sendo realizado um procedimento de estimulação elétrica, ainda não é tratada neste trabalho como uma identificação automatizada feita pelo sistema (ver seção 6.1). Nesse contexto, o usuário do equipamento teria a opção de acionar o botão de emergência para parar manualmente qualquer tipo procedimento ativo de eletroestimulação.

4.2.7 BOTÃO DE EMERGÊNCIA

Levando-se em consideração os requisitos estabelecidos na norma ABNT NBR IEC 60601-1 e ABNT NBR IEC 60601-2-10, os equipamentos eletromédicos de eletroestimulação muscular têm que contar com um sistema de parada de emergência que desative o processo de estimulação. Neste contexto, o sistema proposto conta com um botão de emergência que, ao ser pressionado, interrompe todas as saídas/canais de estimulação do dispositivo conectadas na carga e, em seguida, chaveia o estímulo para $R_{Precarga}$ colocando um sinal de estimulação de $1mA$ com o intuito de circular uma pequena corrente pelo ECW. É de esclarecer que o sistema não faz detecção automatizada da desconexão acidental de eletrodos, porém no caso de se evidenciar algum tipo de desconexão a finalização do procedimento de estimulação deve ser feita manualmente pelo usuário do sistema por meio do botão de emergência.

A UC é a responsável por gerenciar este recurso, dando prioridade a uma parada de emergência, desativando os processos de eletroestimulação que vão para a carga quando o botão é pressionado, evitando possíveis acidentes tanto com o paciente quanto com a eletrônica do dispositivo.

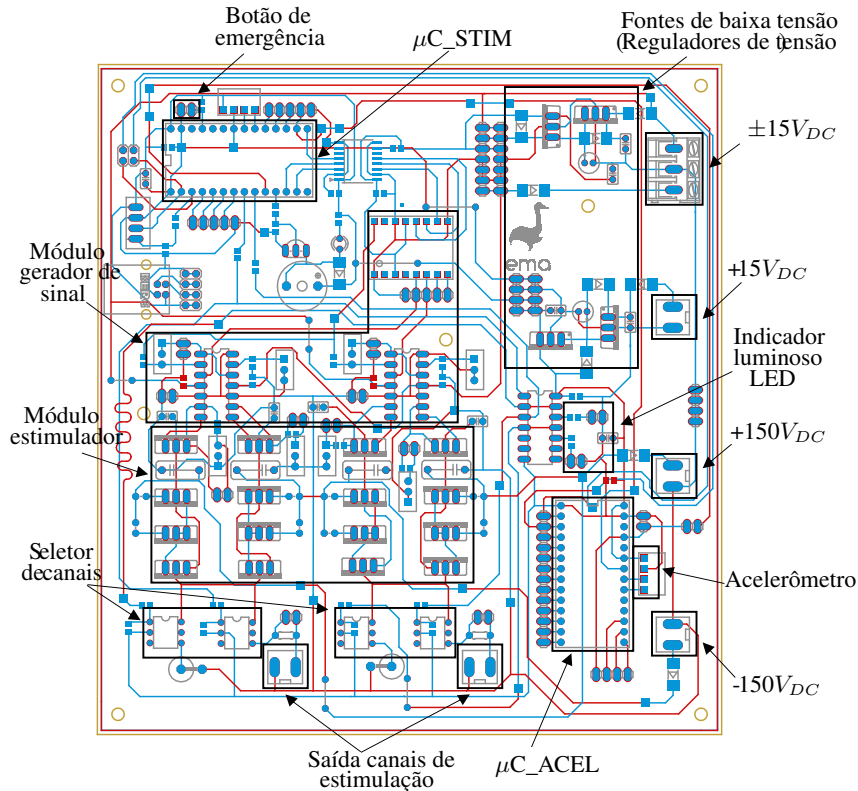


Figura 4.26: Projeto da PCI do estimulador.

4.2.8 LED INDICADOR

Da mesma forma como evidenciado anteriormente, existe um item na norma ABNT NBR IEC 60601-2-10 onde é pedido que dispositivos de eletroestimulação muscular devem possuir um indicador luminoso de cor amarela, isto com o intuito de acusar que a saída do canal que está sendo usado no momento está ativado. Sendo assim, neste trabalho é usado como indicador luminoso um LED amarelo de 5mm para cada canal, sendo posicionado no painel frontal do equipamento, diretamente acima da conexão do cabo do eletrodo.

4.2.9 PCI DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

O PCI do sistema proposto foi prototipado no programa Autodesk Eagle V9.2 (Autodesk, EUA), levando-se em consideração os diagramas esquemáticos dos módulos que compõem o dispositivo. Foram, então, colocados dois canais de estimulação junto aos terminais para a conexão das fontes de alta tensão e baixa tensão, botão de emergência, seletor da saída dos canais de estimulação, sensor de aceleração, conexão para módulo *Bluetooth* (módulo opcional para futuras aplicações) e conectores da saída dos canais assim com seus indicadores luminosos. A Figura 4.26 mostra o projeto da PCI e a Figura 4.27 a implementação (simulação e montagem).

Pela complexidade do projeto foi necessário utilizar duas camadas de cobre para realizar o roteamento das conexões na PCI. Foram levados em consideração os pontos de sinais e altas tensões para otimizar o roteamento das trilhas na PCI da versão final. É necessário aclarar que a confecção da PCI foi feita pelo autor utilizando um método artesanal, além disso, no Apêndice A são mostradas as PCIs das versões anteriores do estimulador.

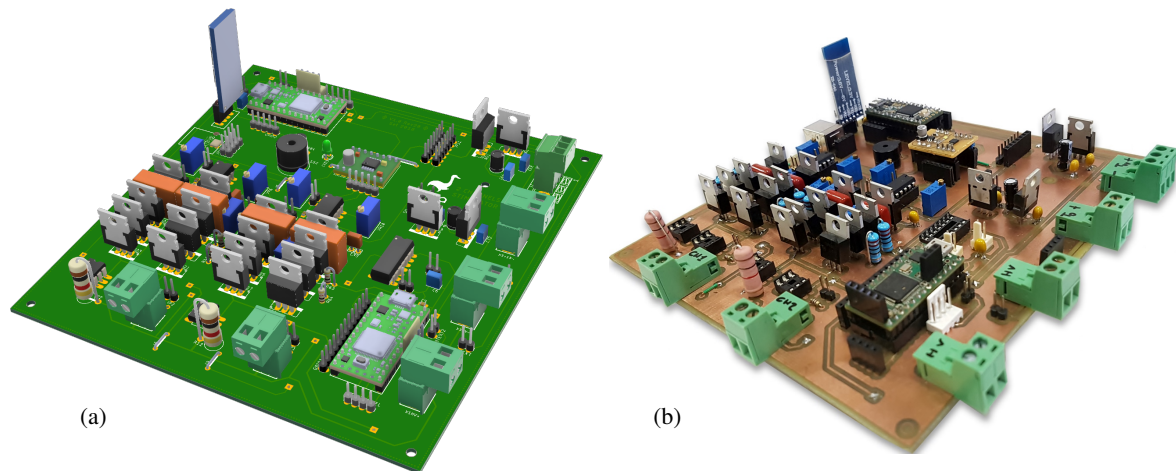


Figura 4.27: Simulação (a) e Montagem (b) da PCI do estimulador.

4.2.10 MONTAGEM E FINALIZAÇÃO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

A montagem e finalização do sistema de eletroestimulação proposto deve ser realizada levando-se em consideração todos seus componentes. Desta forma, os elementos apresentados nos itens anteriores do presente capítulo devem ser integrados e colocados dentro de um ambiente (caixa ou gabinete) que permita a fixação dos mesmos, e contenha suporte para os conectores dos acessórios do eletroestimulador (partes aplicadas segundo a norma ABNT NBR IEC 60601-1).

Mais especificamente, o gabinete do sistema proposto tem que cumprir com várias condições, tais como: acomodar os componentes eletrônicos dos diversos módulos, assim como os conversores CC-CC, conectores para os cabos dos eletrodos, sensor de aceleração, botão de emergência, chave liga/desliga, LEDs indicadores de funcionamento, porta fusíveis, entre outros. Para este fim, foram encontradas várias opções, entre elas o gabinete modular da empresa Bopla (Alemanha). Este foi escolhido para acondicionamento do sistema pela sua modularidade e pela sua característica principal de ser usado em equipamentos eletromédicos.

Levando-se em consideração as exigências da norma ABNT NBR IEC 60601-1-2 (Norma colateral de Compatibilidade eletromagnética), a parte interna do gabinete foi submetida a um tratamento com pintura condutiva para isolamento eletromagnético do sistema. Com esta adequação pretende-se que o gabinete tenha o comportamento de uma “gaiola de Faraday”. Dessa forma, toda a superfície interna do equipamento apresentará campo elétrico nulo uma vez que as cargas se distribuem de forma homogênea na parte mais externa da superfície. Esse equipotencial fornecerá duas funções ao sistema: atenuar as interferências eletromagnéticas induzidas por outros equipamentos que operem na vizinhança, impedindo que os ruídos interfiram no correto funcionamento do sistema de eletroestimulação. A outra função é enclausurar as interferências eletromagnéticas de alta frequência geradas pelos elementos chaveadores do hardware, como a fonte médica e os conversores CC/CC de alta tensão. Isso impedirá que o equipamento interfira no correto funcionamento de outros equipamentos eletromédicos que estejam próximos, considerando sobretudo um contexto hospitalar.

Na Figura 4.28 a seguir, observa-se a disposição dos componentes do sistema de eletroestimulação no gabinete. A Figura 4.29 mostra a identificação das partes do painel frontal e os componentes na parte interna do gabinete.

Finalmente, na Figura 4.30 é apresentado o gabinete fechado e seus acessórios. Nesse contexto, o sistema

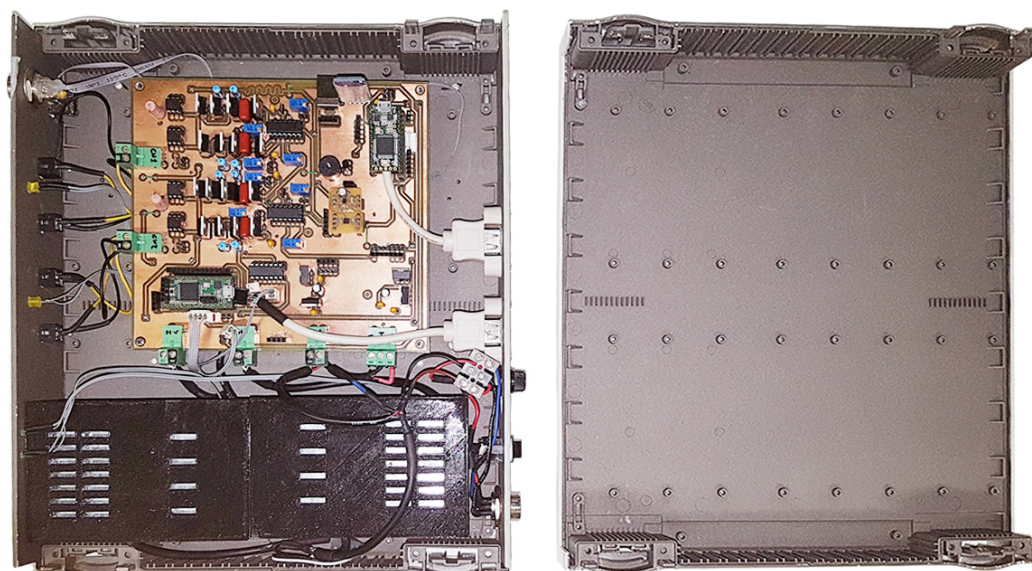


Figura 4.28: Disposição dos componentes sistema do eletroestimulador no gabinete.

conta com os seguintes acessórios: cabo e botão de emergência, cabos dos eletrodos, cabo de extensão do acelerômetro, acelerômetro e fonte medica (exibidos na Figura 5.1).

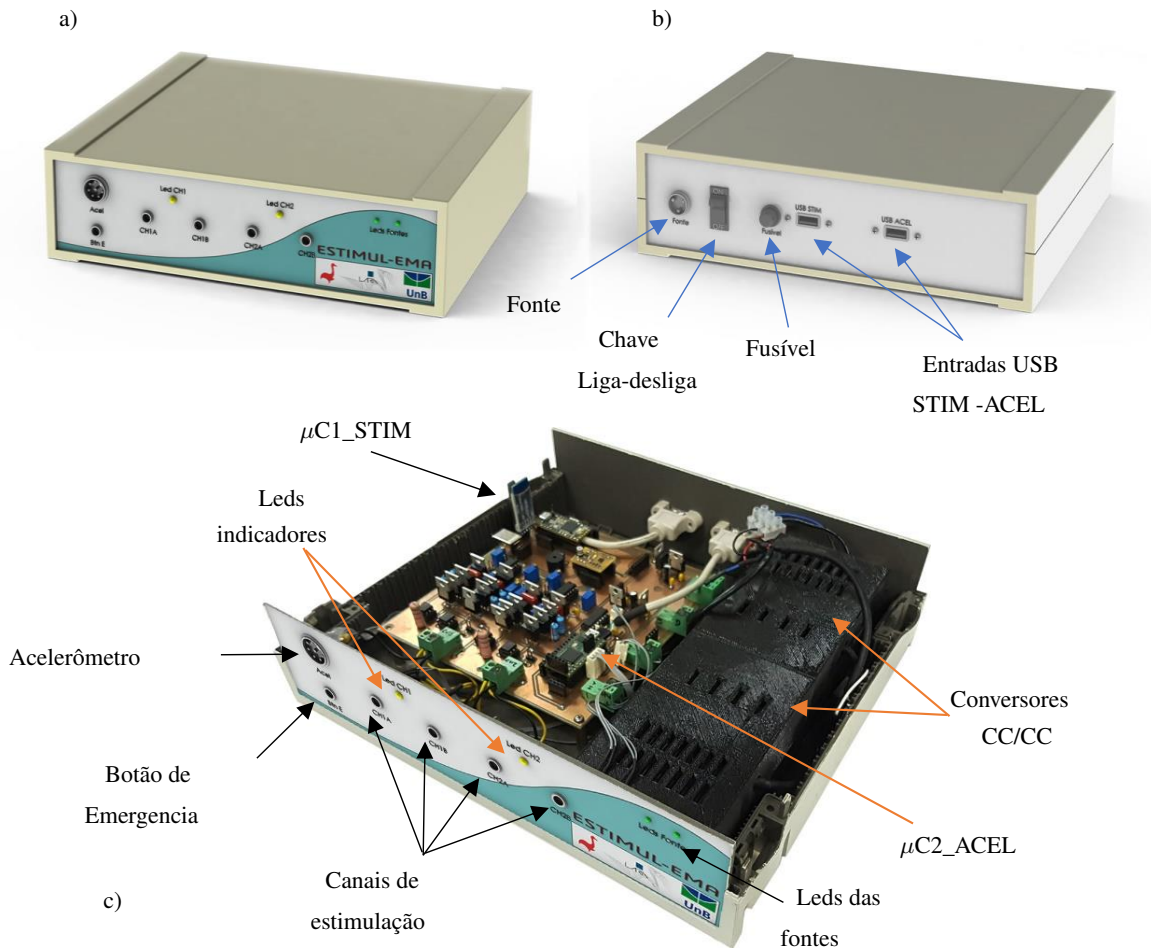


Figura 4.29: Identificação dos componentes do eletroestimulador. a) Vista frontal, b) vista traseira e c) vista isométrica (disposição dos componentes internos).

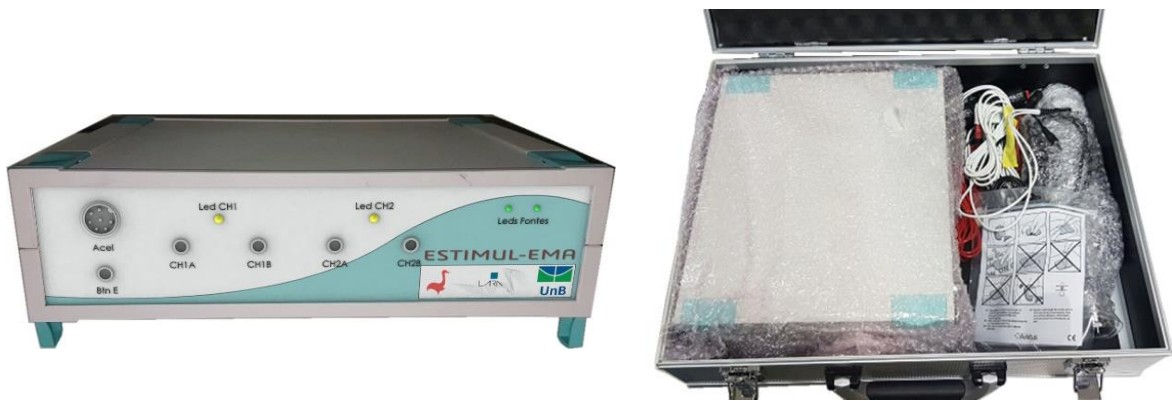


Figura 4.30: Gabinete fechado do eletroestimulador à esquerda e eletroestimulador na sua maleta de transporte com todos seus acessórios à direita.

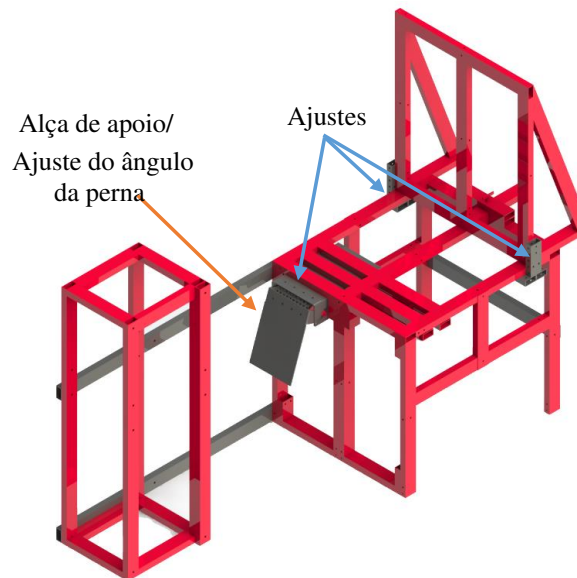


Figura 4.31: Conceito da cadeira para comportar o paciente e o dinâmômetro.

4.2.11 EQUIPAMENTO DE AFERIÇÃO DE FORÇA

O equipamento de aferição de força (EAF) está composto por um dinâmômetro (célula de carga) e uma cadeira regulável que o comporta. Um dos requisitos para o desenvolvimento do equipamento é que seja ergonômico, com pontos de apoio estáveis, além de ser de fácil acesso para a transferência da pessoa cadeirante. As Figuras 4.31 e 4.32 apresentam o conceito da cadeira e do dinâmômetro, respectivamente.

Cadeira

Para o desenho e as dimensões da cadeira, foi levado em consideração as proporções de uma pessoa adulta promédio. Nesse contexto, a cadeira possui vários tipos de regulagem que permitem o acoplamento e fixação do torso e da perna (Ver Figura 4.31 - alça de apoio e ajuste do ângulo da perna) do voluntario em que irá ser aplicado o teste.

Dinâmômetro

O dinâmômetro foi prototipado a partir da geometria do sensor (célula de carga) escolhido. Além disso, escolheu-se que o sensor fosse modular para poder ser fixado na cadeira de diferentes formas. Isto permite que um único dinâmômetro possa ser usado para medir a força de cada perna, simplesmente mudando o sensor de posição. A seguir é descrito o circuito que incorpora o dinâmômetro. Finalmente o dinâmômetro é fixado na cadeira por meio de um suporte como mostrado na Figura 4.33.

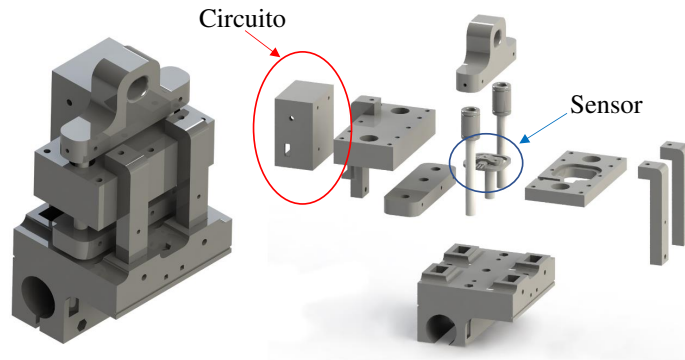


Figura 4.32: Conceito da célula de carga (dinamômetro). O circuito de controle do dispositivo encontra-se no *case* destacado na elipse vermelha.

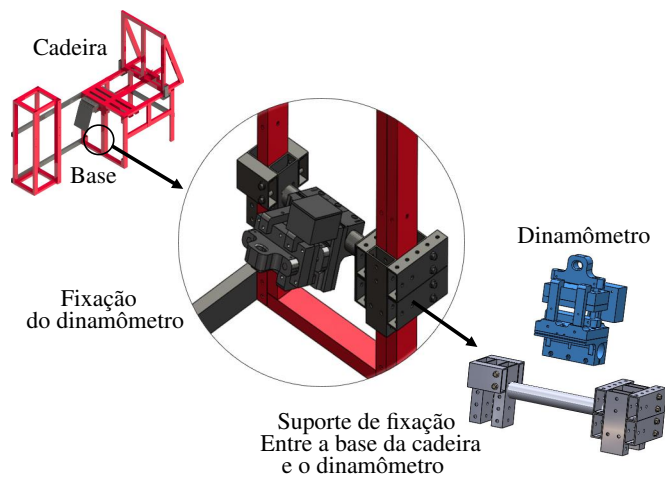


Figura 4.33: Suporte de fixação para o dinamômetro e a base da cadeira.

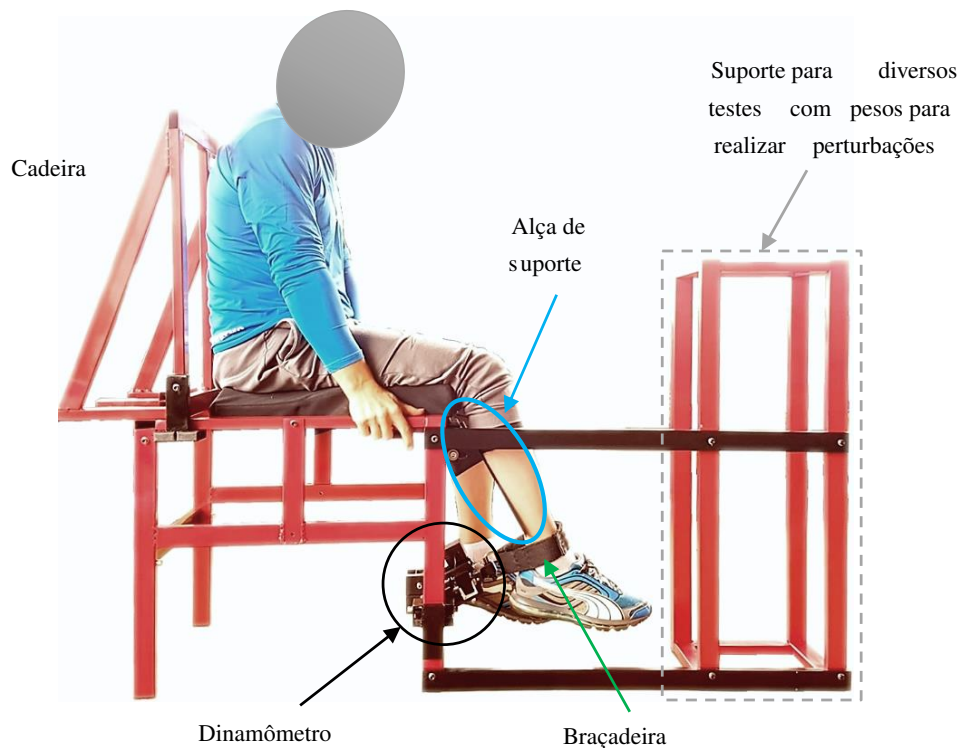


Figura 4.34: Implementação da cadeira e exemplo de fixação do paciente.

Circuito do dinamômetro para registro da força

O circuito do dinamômetro possui dois componentes: uma célula de carga e um módulo conversor e amplificador. Para o registro da força foi utilizada uma célula de carga *LC Straight Bar 50kg*, da Sparkfun, com uma tolerância na medição de $\pm 0.2\%$ segundo especificado pelo fabricante no *Datasheet*. O sensor é formado por meia ponte de *Wheatstone*². Um CI *HX711* é usado para amplificar os sinais da ponte de *Wheatstone*, além de realizar a conversão analógica digital a 24bits. Este CI se comunica com o microcontrolador via interface serial proprietária e realiza o registro das mudanças de resistência na ponte de *Wheatstone*, o que posteriormente no firmware se traduz na medição de força. O microcontrolador escolhido para o dinamômetro foi o Teensy 3.0, especificamente por seu tamanho e funcionalidades. A Figura 4.37 mostra o esquemático e sua implementação.

É de aclarar que o *firmware* do dinamômetro possui uma biblioteca que permite ajustar um fator de calibração, isto quer dizer que é possível calibrar o dinamômetro via *firmware*. Para realizar a calibração, o dinamômetro é submetido a uma bateria de testes com pesos conhecidos de entre *1kg* a *10kg* e, conseqüentemente, o fator de calibração, é ajustado para coincidir com o valor de referência até obter uma tolerância de $\pm 5\%$ do valor conhecido. A Figura 4.35 mostra os valores dos pesos conhecidos usados e as medidas proporcionadas pelo sensor antes da calibração. A Figura 4.36 mostra a mesma relação da Figura anterior, porém com o fator de calibração ajustado.

Com a implementação do EAF mostrado na Figura 4.34, com um exemplo de uso onde é fixada uma pessoa com LM, pode-se dar o seguinte passo, principalmente a realização de testes de medição de força, entre outros.

²O circuito ou ponte de *Wheatstone* é um arranjo de elementos elétricos normalmente resistivos que permite a medição do valor de uma resistência elétrica desconhecida [87]

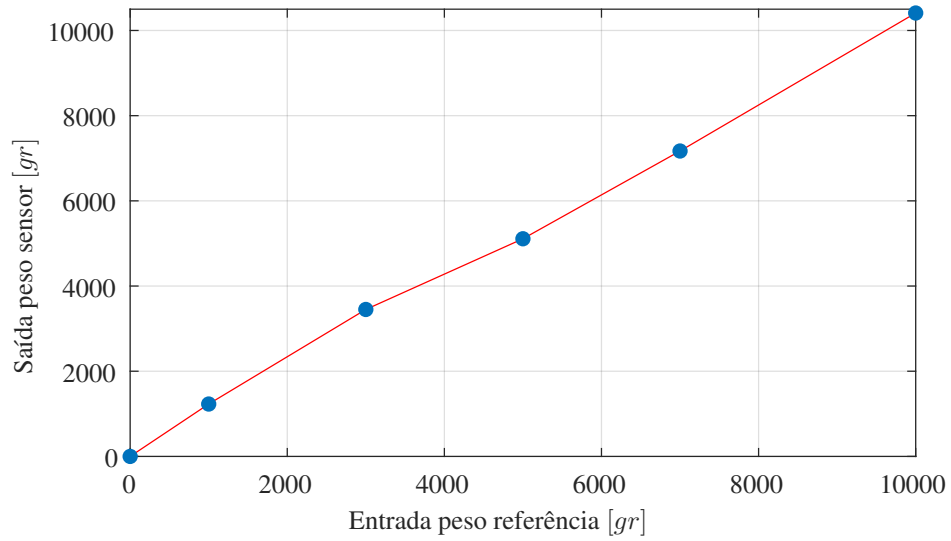


Figura 4.35: Saída do dinamômetro sem calibração versus peso de referência.

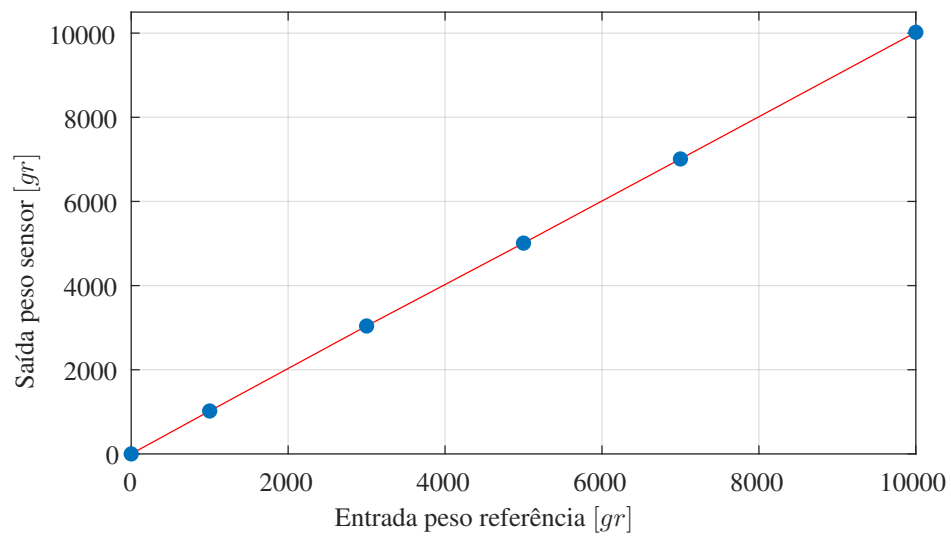


Figura 4.36: Saída do dinamômetro calibrado versus peso de referência.

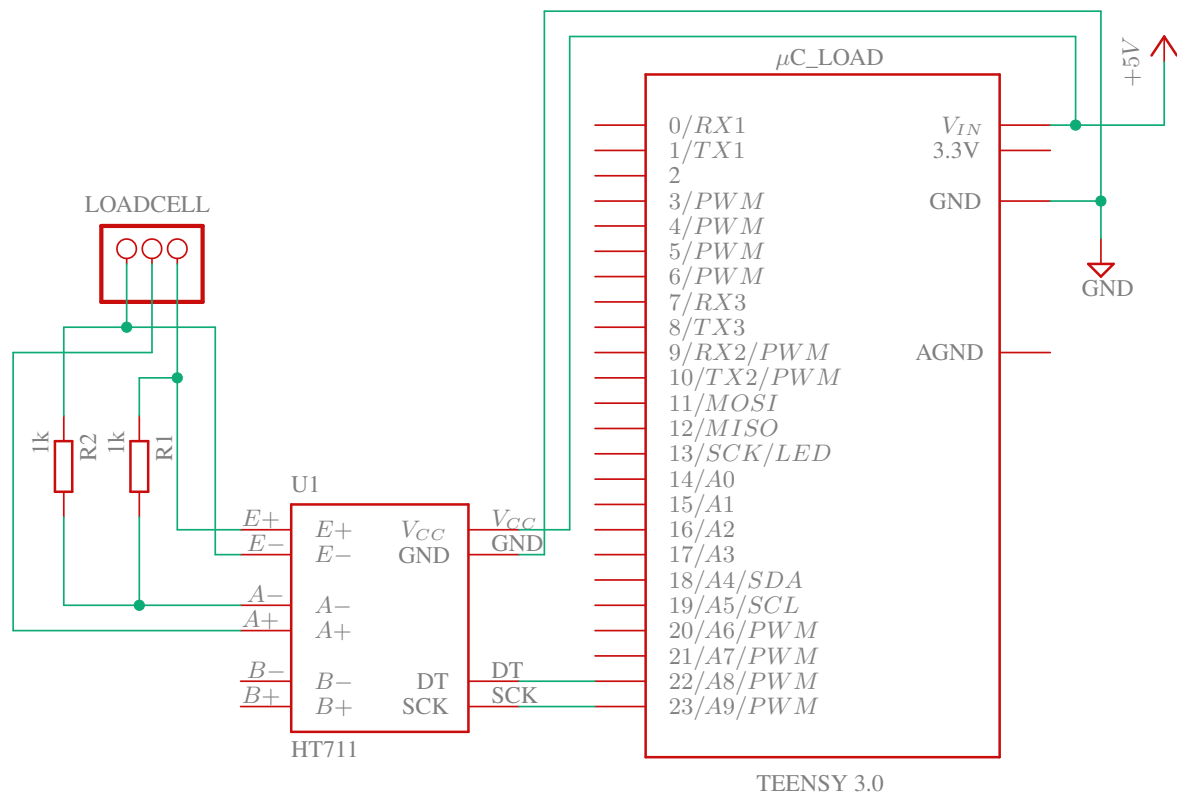


Figura 4.37: Esquemático do Circuito do dinamômetro

Por fim, é necessário articular o uso do EAF com um protocolo de eletroestimulação (Ver secção 4.4) para que se determine a correlação do resultado do teste de excitabilidade com a medição das vibrações musculares detectadas pela MMG e a medição do pico de força durante um período de treinamento/terapia.

4.3 SOFTWARE

Existem, basicamente, dois itens que integram o software do sistema proposto: uma interface gráfica implementada em PC para controlar o eletroestimulador e o firmware da unidade de controle do mesmo.

4.3.1 FIRMWARE DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

Como mencionado nos itens anteriores, a UC é responsável por gerenciar os recursos e características físicas do sistema de eletroestimulação. Desta forma, o fluxograma da Figura 4.38 mostra as características principais do firmware da UC, tanto do $\mu C1_STIM$ quanto do $\mu C2_ACEL$.

Antes de qualquer procedimento o firmware da UC ($\mu C1_STIM$) realiza algumas funções iniciais que permitem o correto funcionamento do estimulador. Primeiramente são configuradas as vias de comunicação serial: (UART), SPI e I2C, inicializando estruturas de dados onde se guardam as configurações tanto da terapia/treinamento quanto do teste de excitabilidade. Outra função do $\mu C1_STIM$ é ativar o módulo seletor de

canais para garantir que a saída do EPS esteja conectada às pré-cargas, ao mesmo tempo em que estabelece um valor de 1mA para cada canal, evitando a falta de circulação de corrente no espelho de corrente. Isto é implementado conforme explicado na Seção 4.2.6. Uma função chamada “*zeroChannels()*” é implementada para o procedimento anterior, a qual é usada em diversas situações. Na sequência de exceção do firmware, é ativada a comunicação serial com o computador. Assim que uma conexão é estabelecida entre o MC e PC o controle do estimulador é possível. Portanto, se não há conexão, nenhum procedimento é realizado, mantendo a saída dos canais ligados na pré-carga, evitando o fluxo de corrente para o paciente.

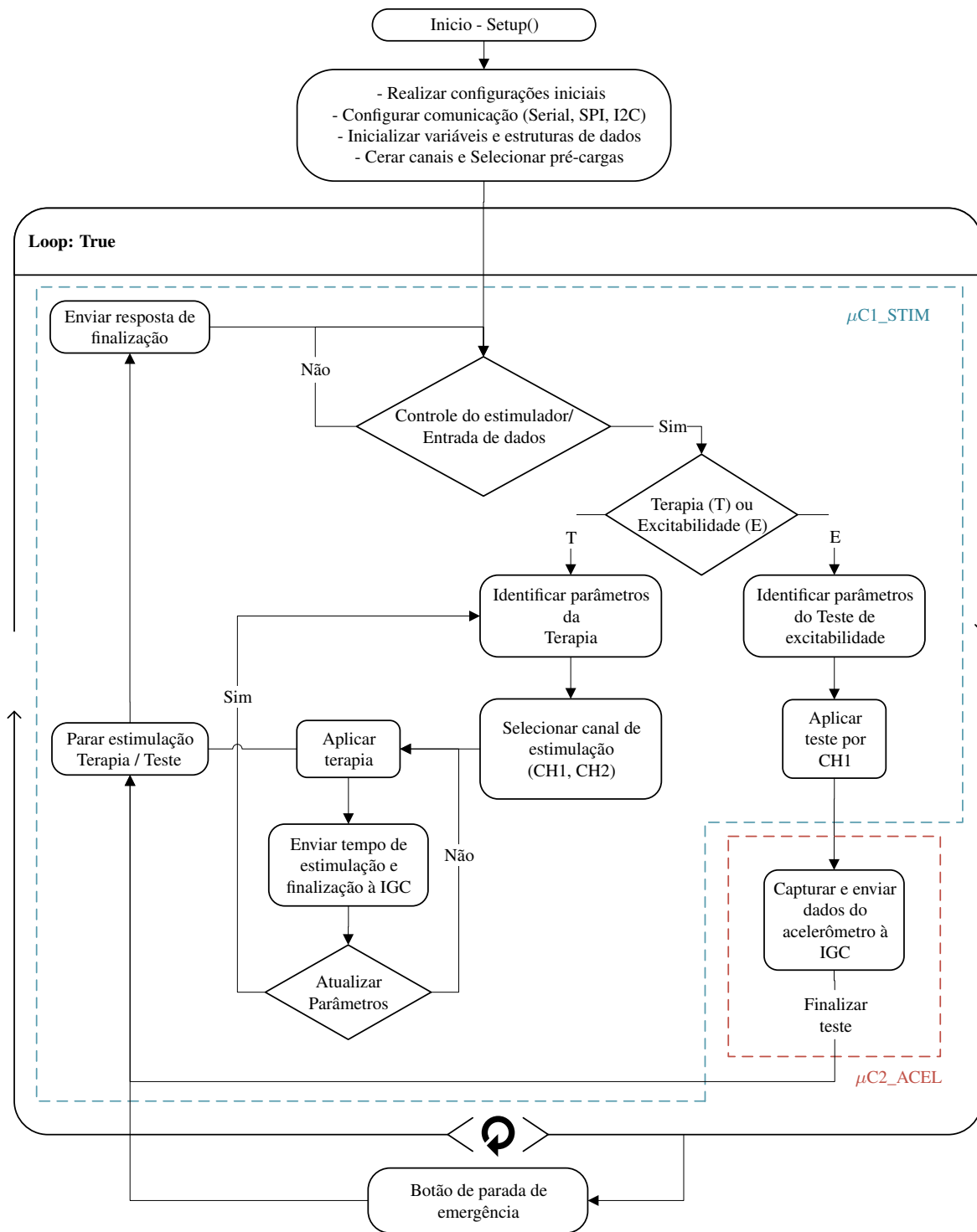


Figura 4.38: Fluxograma do firmware do estimulador.

Em seguida, a lógica do firmware entra em um *loop* baseado em uma máquina de estados. Nela, são esperadas instruções sobre o início de uma sessão. Neste ponto, a UC recebe informações contendo valores e instruções (tipo de sessão³ e parâmetros de estimulação) que o usuário estabeleceu na Interface Gráfica de

³Uma sessão pode se caracterizar como um treinamento/terapia ou um teste de excitabilidade neuromuscular

Controle (IGC) de controle do eletroestimulador.

De acordo com o tipo de sessão selecionada é possível iniciar um treinamento/terapia ou um teste de excitabilidade neuromuscular. As sessões de treinamento/terapia são realizadas em malha aberta. Uma sessão de teste é realizada com o apoio do MDM. Em qualquer caso, o firmware executa as instruções requeridas e atualiza os valores dos parâmetros de estimulação ajustados para o canal ou canais que estiverem ativados, e retorna informações na IGC sobre o funcionamento do estimulador e/ou respostas do MDM na detecção das contrações quando realizado o teste de excitabilidade.

Dentro do firmware existe uma rotina que sempre está em execução. Ela é responsável pela finalização de qualquer tipo de procedimento caso o botão de parada de emergência seja pressionado (interrupção externa) ou caso a comunicação com a IGC seja perdida. Isto representa uma medida de segurança implementada no firmware. Finalmente, quando uma sessão termina, ou alguma das condições anteriores acontece, a UC envia uma mensagem ao aplicativo informando o resultado da operação (*e.g.* que a sessão foi finalizada, que o botão de emergência foi apertado, entre outras).

4.3.2 INTERFACE GRÁFICA DE CONTROLE DO ESTIMULADOR

No desenvolvimento das primeiras versões do estimulador, a interface era analógica (Apêndice A), contando com alguns botões para controlar somente a intensidade e a frequência de um canal. A interface de controle evoluiu de analógica a digital, implementando-se por meio de um aplicativo que era executado em um dispositivo móvel tipo *Tablet* (Apêndice A). O aplicativo seria usado para maior portabilidade e contava, então, com uma IGC para o novo sistema de eletroestimulação. Nela, era possível identificar duas operações: terapia (Operando na versão do estimulador de quatro canais) e diagnóstico (operação em um canal).

Com a evolução do novo sistema de estimulação foi evidenciado que uma IGC executada em PC também atendia as características e necessidades do projeto, além de permitir um paralelismo e velocidades maiores na transmissão e recepção de dados entre o estimulador e o PC conectados via USB.

Frente o anterior contexto, a IGC foi desenvolvida fazendo uso da linguagem Python 3.7 (*Python Software Foundation*, USA) para implementação dos algoritmos e Qt5 (*Qt Company Ltd*, FIN) para implementação da interface gráfica. A Figura 4.39 mostra a IGC do estimulador.

A interface de controle da versão final é multiplataforma, podendo se executar em sistemas operacionais (*e.g.* Windows, Linux ou MAC) que comportem Python 3.7. Além disso, o PC deve possuir duas portas USB, pois o estimulador usa dois microcontroladores ($\mu C1_STIM$, $\mu C2_ACEL$) para gerenciar suas funções. Ademais, para visualizar adequadamente a interface de controle, é necessária uma resolução mínima de 800x600p.

No funcionamento da IGC estão involucrados tanto os parâmetros de estimulação de alto nível e baixo nível, como por exemplo: Tempo de sessão; Tempo de estimulação (T-On); Tempo de repouso (T-Off); rampa de subida e rampa de decida, entre outros.

Desde o ponto de vista do desenvolvimento de software, foram escolhidas as soluções de código aberto Python 3.7 e QT5 por causa do seu licenciamento *General Public License* (GPL) e *Lesser General Public License* (LGPL), respectivamente.

Por outro lado, a interface de usuário se desenhou com a finalidade de poder parametrizar cada valor, de cada variável, e ao mesmo tempo apresentar informações relevantes, como o tempo de estimulação e a representação gráfica dos dados adquiridos pelo MDM imediatamente depois de aplicar o teste de excitabilidade (ver Botão

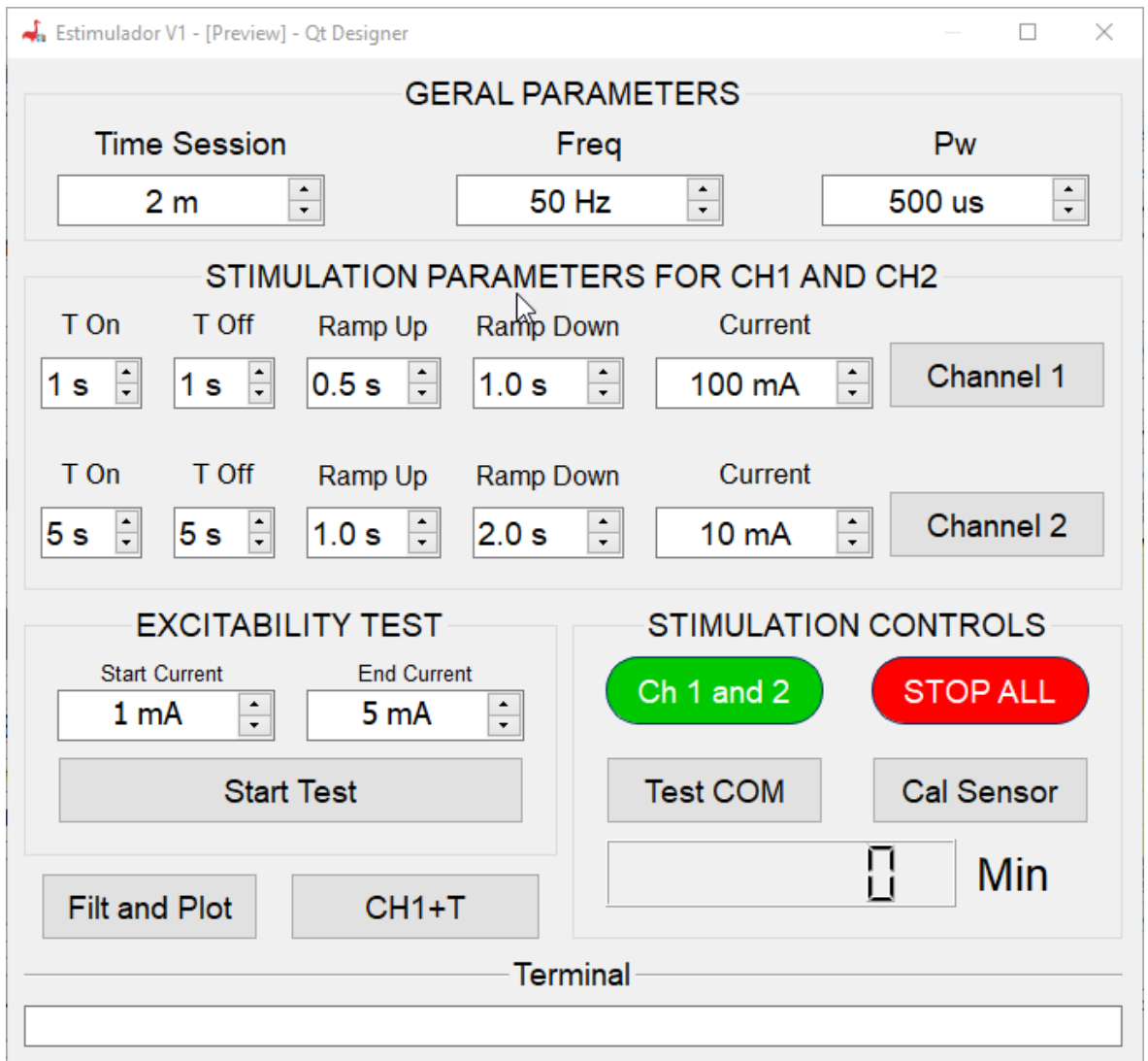


Figura 4.39: IGC do estimulador.

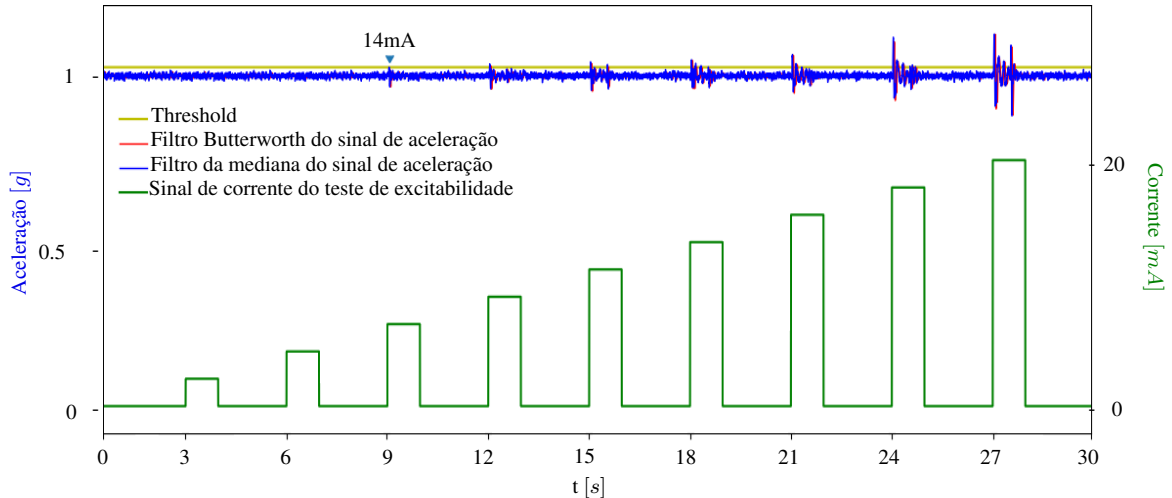


Figura 4.40: *Plot* dos dados do teste de excitabilidade.

"*Filt and Plot*" na Figura 4.39). Um exemplo de representação dos dados adquiridos no MDM é apresentado na Figura 4.40. É de esclarecer que tanto $\mu C1_STIM$ quanto $\mu C2_ACEL$ retornam informações para IGC, a qual registra e armazena estas informações em arquivos de texto separados, para posterior tratamento.

A IGC também comporta uma conexão com um dinamômetro para a medição de força. O dinamômetro desenvolvido (ver item 4.2.11) precisa de uma conexão USB para transferir os dados capturados de força para a IGC, na qual, esses dados são armazenados em um arquivo texto para posterior tratamento.

Em resumo, dentro das funcionalidades que possui a interface de controle, estão:

- Verificar comunicação/conexão com $\mu C1_STIM$, $\mu C2_ACEL$ e dinamômetro;
- Controlar início e finalização da eletroestimulação;
- Controlar parâmetros de eletroestimulação de alto e baixo nível;
- Controlar os parâmetros do teste de excitabilidade;
- Armazenar informações da $\mu C1_STIM$, $\mu C2_ACEL$ e dinamômetro;
- Controle da calibração do sensor de aceleração;
- Filtragem do sinal do acelerômetro e detecção do pico de vibração da primeira contração claramente visível;
- Plotagem dos dados capturados durante o teste de excitabilidade;

Finalmente, com o sistema de eletroestimulação completo e o sistema de aferição de força desenvolvido, pretendeu-se investigar a relação entre as características mecanomiográficas do músculo e a fadiga evocada pela eletroestimulação em pessoas com comprometimento neuromuscular como as com LM. A seguir é descrita a metodologia empregada para a seleção de voluntários e o protocolo usado para estimulação elétrica e captura de dados.

4.4 ESTUDO EXPERIMENTAL

Esta seção descreve experimental em que o sistema descrito, e em especial o MDM integrado ao sistema de eletroestimulação, é utilizado para estimar a fadiga produzida por ES em pessoas com lesão medular.

O estudo aqui descrito é parte integrante de um projeto de pesquisa relacionado ao uso da estimulação elétrica para reabilitação sensório-motora de pessoas com LM. Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (CEP/FS) da Universidade de Brasília, sob o número CAAE 11717119.3.0000.0030 (Apêndice C).

O recrutamento de participantes no protocolo se deu de acordo com os seguintes critérios de inclusão:

- Pessoas com lesão medular completa há mais de 12 meses e comprometimento motor tipo paraplegia com nível neurológico de lesão entre T1 e T12;
- Pessoas cuja LM é classificada como AIS A, B ou C;
- Pessoas cuja recuperação neurológica esteja estagnada, ou seja, que não esteja mais apresentando melhora decorrente de tratamento tradicional prescrito;
- Pessoas com idade mínima de 18 anos e máxima de 60 anos;
- Pessoas com quadro de saúde estável e sem outras comorbidades músculo-esqueléticas;
- Pessoas sem déficit cognitivo que possa prejudicar o entendimento da tarefa e a concentração durante a realização das atividades.

Foram estabelecidos os seguintes critérios de exclusão:

- Não apresentar contração muscular de grau 2 (de acordo com escala de avaliação de força muscular do *Medical Research Council*) em resposta à estimulação elétrica funcional;
- Pessoas que apresentem peso corporal maior de 100 Kg;
- Mulheres grávidas;
- Pessoas que apresentem osteoporose detectada por meio de exame de densitometria óssea;
- Pessoas que apresentem histórico de fratura por fragilidade;
- Pessoas com alto risco de evento cardiovascular;
- Usuários de marcapasso ou outros dispositivos ativos implantáveis;
- Pessoas que apresentem epilepsia;
- Pessoas que apresentem disreflexia autonômica não controlada;
- Pessoas que apresentem reações cutâneas exacerbadas devido à corrente elétrica;
- Pessoas que possuam fobia à eletricidade;
- Pessoas que apresentem desconforto com a estimulação elétrica;

- Pessoas que apresentem severa espasticidade e contraturas;
- Pessoas que apresentem bloqueios articulares em membro inferior ou superior;
- Pessoas com outras condições de saúde adversas que possam influenciar a mobilidade do membro inferior ou superior.

As pessoas que cumpriram com todos os requisitos, passam a ser voluntários aptos, e puderam participar no presente trabalho, onde é executado o protocolo apresentado a seguir.

4.4.1 SUJEITOS

Os cinco indivíduos participantes deste estudo são descritos no Quadro 4.1. Cada voluntário recebeu informações sobre a pesquisa e registrou sua participação via termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice D).

Quadro 4.1: Características dos participantes do estudo experimental.

Voluntário	Sexo	Idade	Peso kg	Classificação da lesão	Tempo de lesão	Etiologia
1	M	41	58	T8 - AIS A	4 anos 4 meses	Agressão por projétil de arma de fogo
2	F	27	45	T4 - AIS A	4 anos 4 meses	Acidente automobilístico
3	F	35	61	T1 - AIS A	4 anos 11 meses	Agressão por projétil de arma de fogo
4	F	34	56	T8 - AIS C	16 anos	Acidente automobilístico
5	F	35	54	T2 - AIS A	5 anos	Agressão por projétil de arma de fogo

4.4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Nessa etapa da pesquisa a participação de cada sujeito se deu em uma única sessão realizada na Universidade de Brasília. O experimento, com duração entre 40 minutos a uma hora, serviu também para avaliar o nível de condicionamento muscular de cada participantes com vista a etapas futuras do protocolo.

No início da sessão, o sujeito recebeu informações adicionais acerca do procedimento e, em seguida, se deu sua transferência para o equipamento de aferição de força. O quadril do voluntario é posicionado em um ângulo entre 90° a 100° em relação ao tronco. O eixo do joelho segue a linha do quadril, sendo posicionado e fixado sobre a alça de apoio a 45°. Além disso, o dinamômetro segue o mesmo eixo do quadril e é fixado na perna por meio de uma abraçadeira. Isto é feito para que se obtenha estabilidade dos segmentos e maior transferência do torque do joelho à unidade de medição.

Após verificação do posicionamento do participante, fixou-se a braçadeira do dinamômetro entre o tornozelo e a parte média da perna do participante. Na sequência, foi realizado o posicionamento dos eletrodos (autoadesivos, 5x10 cm) na porção anterior da coxa seguindo o ventre muscular do reto femoral, tendo como orientação a origem e inserção do mesmo. Nesse momento, realizou-se avaliação empírica do nível de contra-

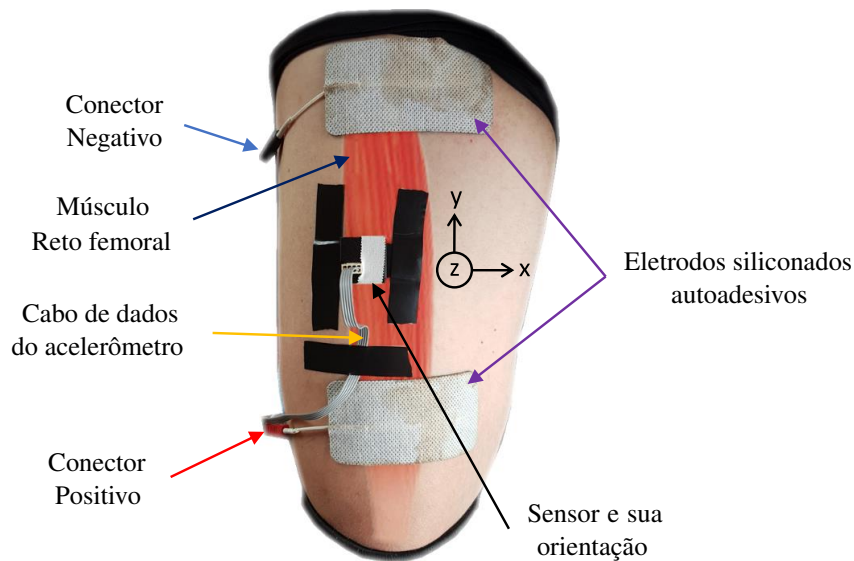


Figura 4.41: Exemplo de posicionamento de eletrodos e acelerômetro. O primeiro eletrodo é colocado entre 10 cm a 15 cm abaixo da crista ilíaca, enquanto o segundo a 5 cm acima da borda supra-patelar.

ção muscular usando o sistema de estimulação descrito nas seções anteriores, a fim de identificar amplitude de estimulação inicial. A frequência e largura de pulso são mantidos fixos em 50 Hz e $500\ \mu\text{s}$, respectivamente. Para aqueles indivíduos já usuários da eletroestimulação, foram buscados níveis de contração semelhantes aos utilizados cotidianamente. Para os outros, utilizou-se como alvo uma força inicial de cerca de 20 N . Em ambos casos, considera-se que trata-se de contração isométrica submáxima.

A próxima etapa envolveu a fixação do acelerômetro que compõe o MDM. O sensor foi posicionado entre os eletrodos com seu eixo Z orientando perpendicularmente ao ventre do músculo, conforme demonstrado na Figura 4.41). Uma vez concluída a fixação, realizou-se procedimento de ajuste do sinal registrada pelo sensor de aceleração (cálculo do vector da magnitude da aceleração resultante, filtragem e retirada do nível médio), bem como cálculo do *threshold* que auxilia na identificação da primeira contração claramente visível (ver seção 4.2.4).

A Figura 4.42 ilustra as etapas do protocolo que permitem efetivamente a aquisição de dados relacionados à força isométrica e correspondente fadiga induzida. Inicialmente é realizado o primeiro teste de excitabilidade e, uma vez concluído, inicia-se a primeira sequência de estimulação, cujos parâmetros foram obtidos na etapa anterior. São realizadas 6 contrações com duração de 5 s cada, observado um repouso de 5 s entre elas, totalizando um minuto. A estimulação observa também uma rampa de subida e uma rampa de descida, ambas com 1 s de duração. Durante as contrações, a força específica resultante é adquirida com uma frequência de 1 kHz . Uma vez concluída as 6 contrações, realiza-se outro teste de excitabilidade. Essa sequência é repetida até a interrupção do teste, cuja condição é uma redução da força gerada atinge $1/5$ do valor inicial.

O teste de excitabilidade é caracterizado por um pulso bifásico de estimulação com uma largura de 1 s , seguido de 2 s de repouso. Isto acontece de forma sequencial, no qual o nível da corrente do pulso cresce em passos de 1 mA . O teste pára uma vez que detecta-se a vibração muscular. O valor de corrente do pulso nesse momento é registrado e tomado como resultado do teste de excitabilidade. Com exceção do primeiro teste, o valor de início do teste de excitabilidade é reconfigurado automaticamente. A reconfiguração do valor inicial é baseado no valor do último teste subtraído de 1 mA , enquanto que valor final segue a logica de somar 10 mA ao valor inicial. Tal medida foi tomada para reduzir a duração do teste de excitabilidade e, assim, reduzir o tempo

entre as sequências de contrações, visto que nessa etapa pretende-se induzir a fadiga muscular periférica por meio da contração contínua sem período de recuperação metabólica das fibras musculares.

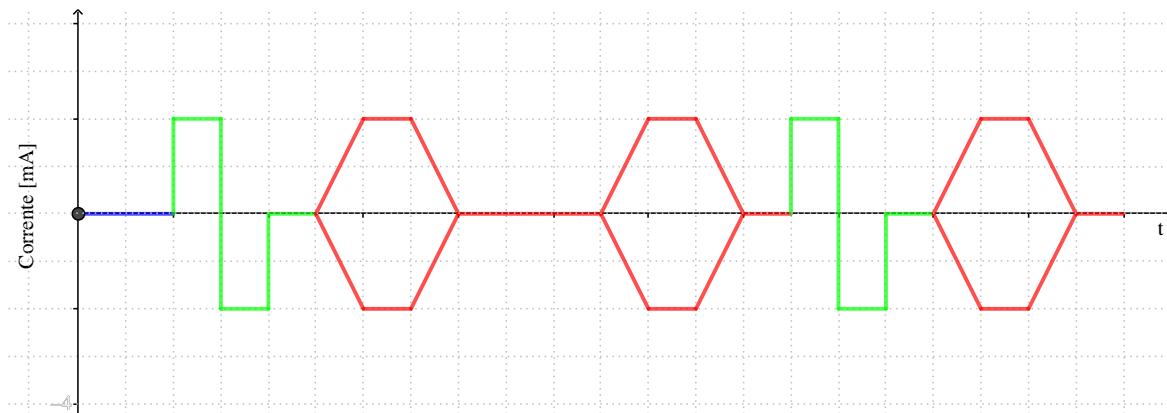


Figura 4.42: Exemplo gráfico da sequência de aplicação do protocolo proposto, em que porção azul representa o tempo de calibração e cálculo do *threshold* durante 1s, o sinal verde indica o teste de excitabilidade (cuja duração depende da resposta muscular do participante) e o sinal vermelho ilustra a intervenção em si (com duração fixa de um minuto).

Ao final da sequência de estimulação, são retirados o sensor e eletrodos, bem como a braçadeira da perna. Em alguns casos houve realização de procedimento em ambos membros inferiores. Quando este foi o caso, o sensor de força foi transferido para a outra posição e o procedimento foi repetido na outra perna. Quando concluídas todas etapas, realiza-se a transferência do participante de volta para sua cadeira de rodas.

4.4.3 ANÁLISE DOS DADOS

O objetivo principal do procedimento para análise dos dados obtidos nesse estudo experimental reflete o objetivo clínico principal deste trabalho de doutorado, i.e. investigar a relação entre a redução da força em contrações isométricas produzidas por estimulação elétrica e a corrente obtida em testes de excitabilidade em pessoas com lesão medular. Em especial, deseja-se utilizar medidas obtidas por meio de acelerômetro, dispositivo que poderia ser integrado a sistemas de eletroestimulação por pessoas sem conhecimento técnico especializado. Nesse contexto, nesta seção discute-se metodologia para obtenção de modelos que, a partir de medidas do acelerômetro no teste de excitabilidade, permitam prever a redução da força produzida pelo estímulo elétrico.

A etapa inicial desse processamento refere-se à segmentação dos dados coletados pelo sistema proposto nesse trabalho. De fato, o teste de excitabilidade fornece como saída valor numérico definitivo referente a aquela etapa do protocolo. Entretanto, os dados provenientes do sensor de força e do acelerômetro referem-se a cada sequência na qual foram aplicadas as 6 contrações de 5 s característica desse protocolo, como pode ser observado nas Figuras 4.43 e 4.44. Como o sistema foi desenvolvido de maneira a registrar os períodos de estimulação, essa etapa da análise dos dados envolve sobretudo separar os dados em variáveis que permitem o cálculo de características específicas relativas a aquela contração. Além disso, tivemos cuidados adicionais nessa etapa do trabalho. Primeiramente, analisou-se visualmente cada dado adquirido para identificar erros ou outros eventos indesejados, como espasmos e outros movimentos que poderiam afetar a variável medida. Como os sensores utilizados podem apresentar variações no viés (*offset*), acompanhou-se as medidas de cada sensor para identificar tais variações de viés e automaticamente compensar tais efeitos na medida fornecida

pelo sensor.

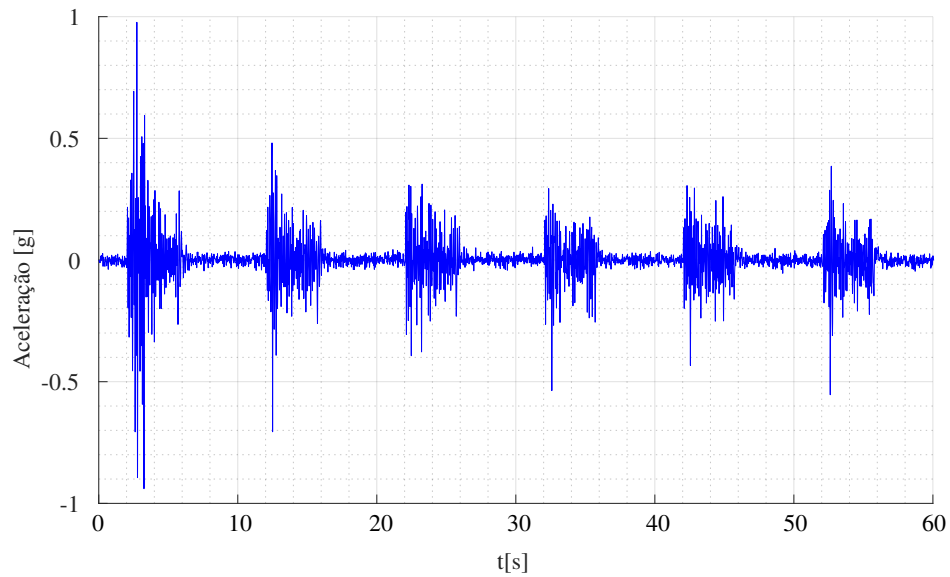


Figura 4.43: Exemplo de sinal adquirido do acelerômetro durante etapa de treinamento. Percebe-se a sequência de seis contrações característica do protocolo realizado.

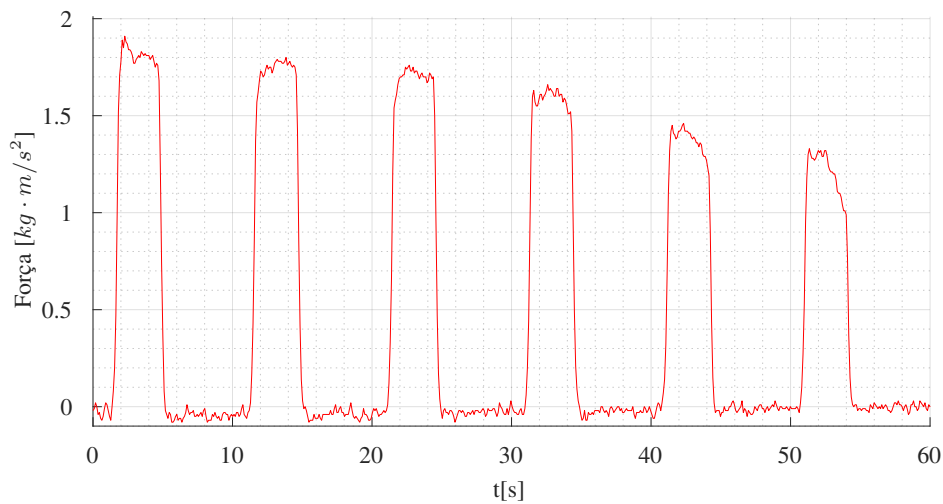


Figura 4.44: Exemplo de sinal adquirido do sensor de força durante etapa de treinamento. Percebe-se a sequência de seis contrações característica do protocolo realizado.

A partir dos sinais segmentados, pode-se organizar os dados em termos da sequência a qual o dado pertence no protocolo de treinamento, bem como a contração a que se refere. O número de contrações em cada sequência é fixa (6), mas o número de sequências em cada sessão experimental é variável, pois depende do número de sequências para se alcançar estado empírico de fadiga. Dessa forma, para cada sessão experimental define-se um número N_{seq} relacionado ao número de sequências realizadas. Um processamento adicional feito nessa etapa refere-se à obtenção do sinal de MMG a partir dos dados do acelerômetro. Nesse trabalho, é realizada a retificação do sinal e em seguida é aplicado filtro passa-faixa (Butterworth, 6^a ordem, frequências de corte 4 e 40Hz, não-causal) [124].

Uma vez concluída a organização dos dados, pode-se calcular características correspondentes a cada con-

tração e sequência individualmente. Por exemplo, em relação ao sinal de MMG, características típicas são o valor RMS, a frequência mediana e a frequência média. A lista a seguir descreve as características calculadas para cada contração:

- MMG
 - Valor eficaz (*RMS*) de $\|\mathbf{a}\|$
 - Frequência mediana de $\|\mathbf{a}\|$
 - Frequência média de $\|\mathbf{a}\|$
 - Valor eficaz de a_z filtrado usando filtro passa-baixa (Butterworth, 4ª ordem, frequência de corte $5Hz$, não-causal).
- Sensor de força
 - Valor máximo
 - Valor médio
 - Integral

Como pode ser observado na lista, foi utilizada característica atípica para o MMG, notadamente o valor eficaz relativo ao eixo Z. Essa característica foi calculada por representar alta correlação com a orientação da coxa durante o protocolo, e hipotetizamos que a orientação poderia ser um bom preditor da fadiga.

Em relação ao teste de excitabilidade, não há necessidade de se calcular nenhuma característica, visto que o valor escalar é obtido diretamente entre cada sequência de estimulação. Entretanto, um problema adicional surgiu. Visto que o teste de excitabilidade é realizado entre sequências, houve necessidade de se delimitar qual momento da força seria estimado por determinada excitabilidade. Quatro opções foram selecionadas: a excitabilidade pode ser utilizada para estimar características da força na contração imediatamente anterior ou posterior ao teste, bem como a média das últimas 3 ou próximas 3 contrações⁴. De maneira a padronizar a análise dos dados, tais características foram usadas inclusive em modelos cuja variável de entrada é decorrente do MMG. Com base nessa escolha, a lista abaixo apresenta os acrônimos utilizados para descrever todas características provenientes da força estimadas:

- UP: último pico de força
- 3UP: média dos três últimos picos de força
- PP: próximo pico de força
- 3PP: média dos três próximos picos de força
- UM: última média de força
- 3UM: média das três últimas médias de força
- PM: próxima média de força
- 3PM: média das três próximas médias de força
- UI: última integral de força

⁴O número três foi escolhido justamente porque cada sequência é constituída por seis contrações.

- 3UI: média das três últimas integrais de força
- PI: próxima integral de força
- 3PI: média das três próximos integrais de força

Uma vez escolhidas as características e os detalhes adicionais, pode-se finalmente estimar parâmetros de modelos que podem ser utilizados para estimar a redução de força a partir das variáveis obtidas do acelerômetro, i.e. a excitabilidade e as características provenientes do MMG. Foram escolhidos dois tipos de modelo: linear (i.e. $ax + b$) e exponencial (i.e. ae^{bx}). Os parâmetros de cada modelo para cada caso são estimados por meio da minimização do erro quadrático de predição. No processo de identificação dos parâmetros, bem como na posterior validação dos modelos, as variáveis de entrada e saída foram normalizadas a partir da primeira medida obtida. Entendeu-se que a normalização por meio do primeiro elemento é de mais fácil translação à aplicação clínica, quando comparadas a normalizações pelo valor máximo, por exemplo.

Dessa forma, considerando-se a quantidade de variáveis de entrada (cinco no total, i.e. excitabilidade e quatro características provenientes do MMG) e variáveis de saída (os doze valores listados acima), cada análise gera 60 modelos lineares e 60 modelos exponenciais.

Por fim, para analisar a qualidade da estimativa gerada por tais modelos, são utilizados dois critérios de desempenho: o coeficiente de determinação (referido nesse texto como R^2) e o desvio padrão do erro de predição (referenciado nesse texto pelo termo equivalente em inglês RMSE, de *Root-Mean-Square Error*).

5

RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos em cada um dos testes de desempenho realizados ao sistema de eletroestimulação proposto, assim como a sua validação mediante testes clínicos em voluntários com lesão medular.

5.1 TESTES DO SISTEMA PROPOSTO

Neste trabalho foi projetado, implementado e testado um novo sistema eletrônico de estimulação neuromuscular. Com ele é possível controlar os parâmetros de estimulação em uma grande faixa de operação. No sistema está incluído um subsistema de MMG e com ele foi implementada uma técnica de medição e detecção de movimento com o intuito de auxiliar na realização do teste de excitabilidade e detecção de redução da força.

O sistema desenvolvido é composto pelo eletroestimulador e seus acessórios (ver Figura 5.1). O eletroestimulador é o elemento principal identificado pelo gabinete onde estão encapsulados os módulos de controle, gerador de sinais, estimulação e detecção de movimento. Dentre os acessórios encontram-se: fonte médica, cabos USB, botão de emergência, acelerômetro e seu cabo de extensão, eletrodos e seus cabos de extensão. A interface gráfica de controle foi implementada para ser executada em PC.



Figura 5.1: Eletroestimulador e acessórios.

O sistema final possui 2 canais de estimulação por corrente constante. Também é implementado um subsistema de MMG que auxilia na aplicação do teste de excitabilidade. Este subsistema está composto da saída *CH1* e um sensor de aceleração triaxial. Os canais e a configuração dos seus parâmetros de estimulação são controlados por meio da interface gráfica de controle. Nela, são mostradas informações referentes tanto ao processo de estimulação quanto à realização do teste de excitabilidade neuromuscular.

Por meio de diferentes tipos de testes do estimulador (descritos a seguir), foi possível evidenciar os valores

máximos dos parâmetros de estimulação que podem ser controladas pelo sistema proposto. Na Tabela 5.1 mostra em resumo as características desses valores.

Tabela 5.1: Valores máximos dos parâmetros configuráveis do estimulador proposto.

Parâmetro	Grandeza	Ajuste
T_s	1 – 24h	1min
Freq	0,33 – 250Hz	5Hz
Pw	0,1 – 1000ms	50us
T_{On}	1 – 30s	1s
T_{Off}	1 – 30s	1s
R_{Up}	0,5 – 10s	0.5s
R_{Dw}	0,5 – 10s	0.5s
R_{Load}	até 1k Ω	—
mA	até 100mA	1mA

Inicialmente foram realizados testes de bancada dentro de um ambiente controlado, resultando na validação do funcionamento e conferimento das limitações do sistema de eletroestimulação proposto.

5.1.1 HARDWARE INTERNO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

Como evidenciado no capítulo 4, um sistema de eletroestimulação está composto por diversos módulos. A seguir são apresentados testes e os resultados dos módulos do estimulador proposto.

Testes do módulo gerador de sinal e do estágio de potencia de saída

Usando a IGC foi iniciada uma terapia aberta onde se configuraram os seguintes parâmetros: CH1 ativado, forma de onda quadrada bipolar simétrica balanceada com amplitude de corrente $\pm 10mA$, largura de pulso de 20ms e repouso de 20ms, o que resulta em uma frequência de 16,66Hz. O estímulo criado pelo EPS foi aplicado em uma carga de 1k Ω com $\pm 5\%$ de tolerância. Foi registrado o sinal por meio de um osciloscópio (Tektronix, DPO2012, CN) durante 500ms usando uma frequência de amostragem de 100MHz. A Figura 5.2 mostra uma parte do sinal gerado (janela de tempo de 200ms) e um sinal de referência com os mesmos parâmetros. Foi usado o registro de todo o sinal para realizar os cálculos de erro médio da amplitude de corrente do sinal e do desvio padrão da largura de pulso. O erro médio absoluto da amplitude de corrente foi 19,57 μA , valor que corresponde a aproximadamente 0,2% de erro na amplitude configurada para o estímulo elétrico. A largura de pulso média mostrou ser 20,015ms, sendo que o valor configurado foi 20ms. Finalmente o desvio padrão do período resultou em 6,165 μs , indicando que o sinal gerado está muito próximo do sinal de referência ajustado na IGC. Conseqüentemente, analisando o sinal todo, outras características também foram avaliadas e validadas, tais como: frequência, tempos de estimulação T_{On} e T_{Off} , todas elas baseadas nos resultados do teste anterior.

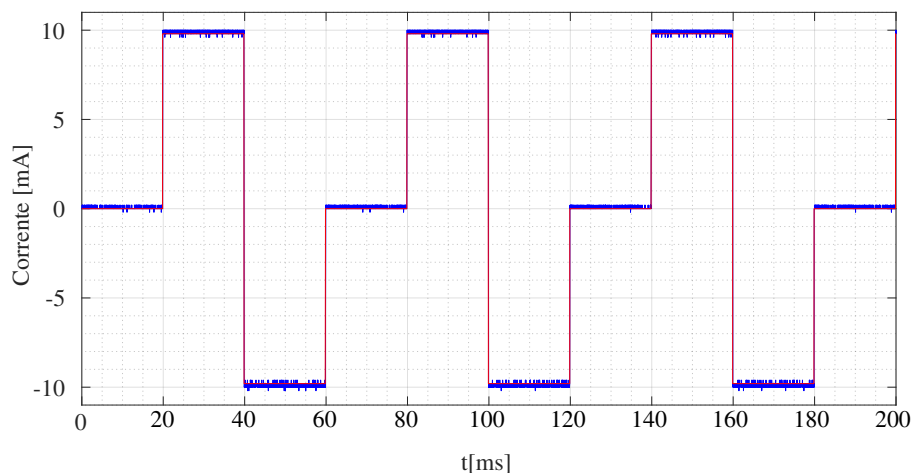


Figura 5.2: Sinal gerado pelo EPS com sinal de referência superposto.

Testes de controle de corrente

Este teste visou avaliar e validar o modulo estimulador, sobre tudo o componente mais relevante, o EPS. por exemplo, para evidenciar o limite de corrente que o EPS de cada canal pode fornecer de forma constante na carga, foram executados três testes: $mA1 = 80mA$, $mA2 = 100mA$ e $mA3 = 120mA$. Além do anterior, foi configurado de igual forma para cada teste um sinal quadrado bifásico simétrico e balanceado de $50Hz$, PW de $200\mu s$ e uma carga de $1k\Omega$. O valor da carga foi escolhido propositalmente com o intuito de se observar o comportamento do EPS em condição um pouco além máximo do projetado.

Os testes foram aplicados tanto a $CH1$ quanto ao $CH2$, colocando ao eletroestimulador no máximo estresse, porém os resultados aqui apresentados representam o comportamento do $CH1$. Na Figura 5.3 pode-se observar os resultados dos testes do EPS verificando seu desempenho na relação entre carga e corrente constante.

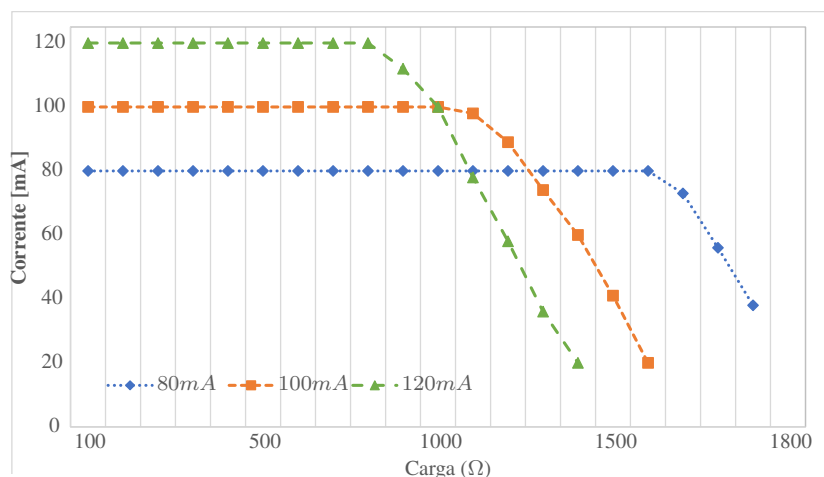


Figura 5.3: Resultados dos testes do EPS.

Dos resultados obtidos, observou-se que o conversor tensão-corrente e o EPS do ME de cada canal, funciona dentro do projetado. Além disso, observa-se na Figura 5.3 que correntes menores podem estimular cargas de

maior valor com a mesma fonte de alta tensão. No entanto na versão final do eletroestimulador o firmware garante que o maior valor de corrente que pode ser parametrizado seja $100mA$. Na IGC esse valor também é limitado a $100mA$. Um resultado esperado do comportamento do EPS é que a corrente sofra uma queda quando a carga aumenta além do limite suportado. Isto é devido a que a tensão necessária para manter a corrente de referência constante na carga ultrapassa o valor da fonte de alta tensão que energiza o EPS. Nesse caso a tensão que recebe a carga é o valor da fonte de alta tensão enquanto que a corrente vai diminuindo.

Por outro lado, verificou-se e validou-se a linearidade da corrente de saída do EPS a cargas variáveis. Isto tem como objetivo analisar a performance do sistema e conferir se o desempenho apresentado está de acordo com as especificações propostas no desenho.

No anterior contexto, existem duas formas de calcular a linearidade. Primeiro, o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM) define que a linearidade é normalmente especificada em termos do percentual de não linearidade. A não linearidade é calculada pela equação 5.1¹. Segundo, a linearidade é analisada pelo maior desvio entre os pontos medidos da saída do ME e a reta ajustada por mínimos quadrados.

$$N\tilde{a}o\ linearidade\ (\%) = \frac{Erro_{M\acute{A}X}}{Norm} \cdot 100\% \quad (5.1)$$

A linearidade da corrente de saída foi validada realizado dois testes do EPS do eletroestimulador usando corrente fixa de $100mA$, carga variável de 10Ω a $1k\Omega$, largura de pulso fixa de 500μ . Com relação à frequência, foram usados $50Hz$ e $250Hz$ respectivamente.

As Figuras 5.4 e Figura 5.5 mostra dois exemplos onde é colocado no eixo horizontal o valor variável da carga [Ω] e no eixo vertical a saída em tensão V_{CC} do EPS medida na carga.

Em cada uma das Figuras pode se evidenciar duas retas, uma resultado dos valores de tensão medidos (V_{Carga}) na saída do EPS sobre a carga (variável) e a outra, resultado do ajuste da reta anterior por mínimos quadrados. Analisando as figuras supracitadas pode-se evidenciar primeiramente por inspeção visual que a saída de corrente do sistema tende a ser linear. Além disso, uma análise quantitativa leva aos seguintes valores de desempenho: o maior desvio entre os pontos da reta medida e a reta ajustada por mínimos quadrados para $50Hz$ foi de $1,1V_{DC}$, resultando em um índice de não linearidade de $0,11\%$. Os resultados do segundo teste foram muito parecidos: o maior desvio foi de $1,42V_{DC}$ e o índice de não linearidade de $0,14\%$.

Comportamento térmico interno do estimulador

Dentro do estimulador os componentes que mais potência dissipam são os transistores que fazem parte do espelho de corrente no EPS, em especial os transistores que ficam diretamente conectados à carga (i.e. $PNP - Q10$ e $NPN - Q8$ na Figura 4.11). Nesse contexto, três testes foram executados para monitorar comportamento térmico.

Durante $30min$ foi conduzido um teste térmico onde foram usados o canal 1 ajustando a uma corrente de $100mA$, empregado um sinal quadrado simétrico de $250Hz$, largura de pulso de $500\mu s$ e carga de $1k\Omega$. Assim, após a ligação do aparelho, espera-se $2min$ para iniciar o a medição da temperatura interna. Um sensor posicionado diretamente sobre um dos transistores que mais dissipam potencia registrou a temperatura (como mostrado na Figura 5.6) durante o experimento todo, em seguida foi possível observar o comportamento

¹Da equação 5.1, o $Erro_{M\acute{A}X}$ é o erro máximo de saída entre o valor medido (real) e a reta de referência ajustada por mínimos quadrados. O $Norm$ é um normalizador que pode ser a saída atual ou o fundo de escala de saída (valor máximo da reta).

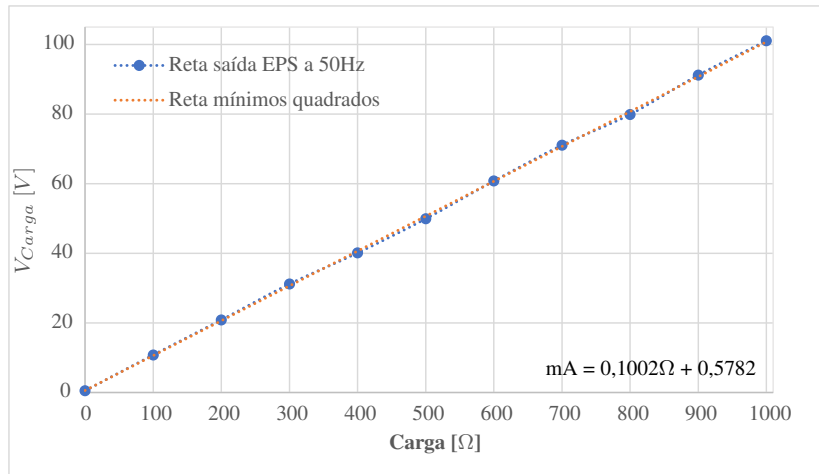


Figura 5.4: Saída de corrente versus carga usando sinal quadrado a 50Hz.

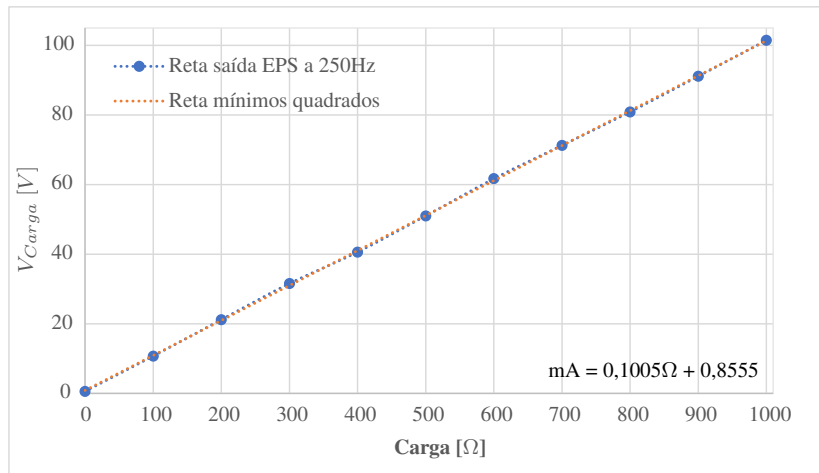


Figura 5.5: Saída de corrente versus carga usando sinal quadrado a 250Hz.

mostrado na Figura 5.7, onde propositalmente foi escolhida a faixa de 35,2°C a 36,6°C para representar os dados registrados.

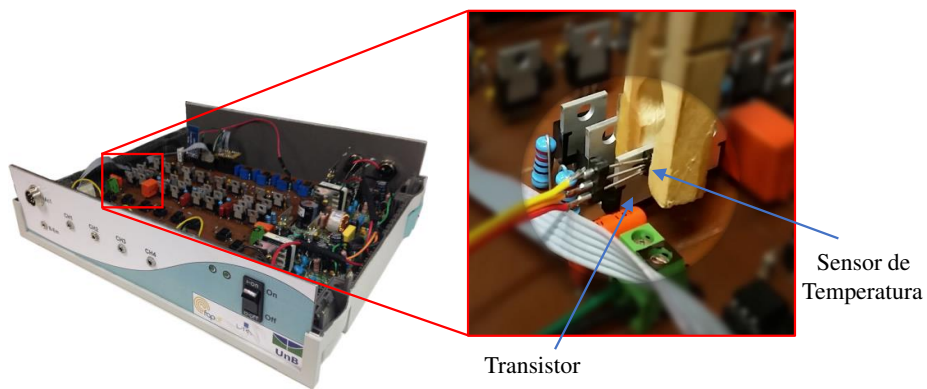


Figura 5.6: Sensor de temperatura fixado no transistor de potência.

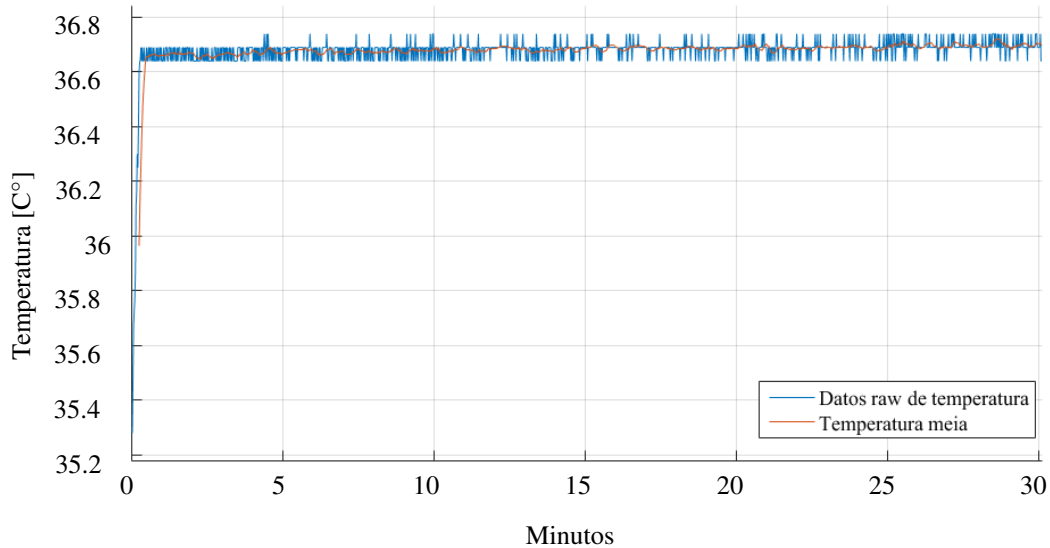


Figura 5.7: Comportamento térmico do transistor no interior do estimulador.

Observa-se que a temperatura começou rapidamente a se elevar a partir da temperatura ambiente, aumentando até alcançar $\approx 36,55^{\circ}C$ no primeiro minuto. No tempo restante, nota-se uma leve tendência no aumento da temperatura chegando, no final do experimento a uma média de $\approx 36,72^{\circ}C$, praticamente mantendo-se estável. O experimento foi repetido nos demais componentes do espelho de corrente e foram obtidos na média valores entre $36,55^{\circ}C$ e $37,16^{\circ}C$. Esses dados mostram que o circuito possui um comportamento estável com relação à temperatura e a potência dissipada pelos seus componentes.

5.1.2 VALIDAÇÃO DO MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO

Na seção 4.2.4 Cap 4, diversos testes foram idealizados para verificar o funcionamento do MDM. Neste ponto, foi possível verificar o funcionamento do acelerômetro com relação à detecção de pequenas variações de aceleração. Essas variações podem ser emuladas seguindo o protocolo do teste apresentado na seção 4.4 e usando a plataforma experimental desenvolvida (ver Apêndice B).

Primeiramente se identificou que $6,5V_{DC}$ é a menor tensão que energiza o solenoide que gera a vibração da plataforma, gerando uma perturbação mecânica o suficientemente forte para ser detectada pelo sensor de aceleração do MDM.

O deslocamento (Δx na Figura 5.8) gerado na plataforma foi de aproximadamente $0,5mm$. A determinação do delta da distância gerada na plataforma experimental pela perturbação foi medida por meio de análise de vídeo onde foi colocada uma referência métrica do lado da plataforma. A Figura 5.8 ilustra a medição do deslocamento e a Figura 5.9 apresenta o registro da vibração nos três eixos do acelerômetro. O resultado supracitado permite evidenciar que o acelerômetro possui sensibilidade suficiente para registrar pequenas vibrações mecânicas/musculares como as que acontecem no teste de excitabilidade quando se estuda a primeira contração claramente visível.

Um teste clínico no qual foi utilizado o protocolo descrito da seção 4.4 e o *setup* da seção 4.2.4 auxiliou na validação do MDM, da técnica de MMG e do método proposto para aplicação do teste de excitabilidade. O

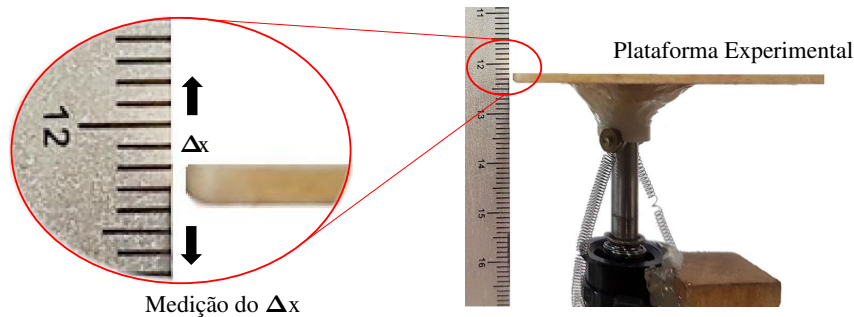


Figura 5.8: Medição do deslocamento da plataforma.

teste de excitabilidade usando MMG foi aplicado a um voluntário de 30 anos de idade, de sexo masculino e praticante regular de atividades físicas. Ele manteve-se sentado frente uma mesa apoiando o braço direito em posição supinada sobre ela.

Seguindo o protocolo descrito na 4.4, foi posicionado e fixado o sensor de aceleração no braço, sobre os músculos que produzem a flexão ulnar, na sequência, foram posicionados os eletrodos. Na IGC, foram configurados os valores do início e fim da corrente usada no teste de excitabilidade. Foram coletados os dados do acelerômetro, os quais são apresentados na forma bruta na Figura 5.9. Na figura, ilustra-se como vibração muscular registrada enquanto era realizado o teste de excitabilidade afeta os sinais. É de esclarecer que a IGC faz a detecção automática da primeira contração, interrompendo o teste. No entanto, o algoritmo de detecção foi modificado para permitir capturar e evidenciar mais vibrações musculares.

A partir dos sinais brutos coletados dos eixos XYZ do acelerômetro é calculada a magnitude do vetor $3D$ de aceleração e subtraído o valor médio do sinal. O sinal obtido é ilustrado na Figura 5.10. Na sequência, a Figura 5.11 apresenta o sinal anterior, porém filtrado (ver secção 4.2.4 para ver os parâmetros do filtro) junto com o sinal de controle de estimulação. Isto tem a finalidade de dar suporte no entendimento do janelamento dos dados de acordo com a amplitude de corrente usada no teste. Por fim, na Figura 5.12 é mostrada a janela de dados referente aos $4mA$ onde o algoritmo detectou a primeira contração muscular baseado no *threshold* calculado (linha azul na Figura 5.12).

Ao mesmo tempo em que foi realizado o teste de excitabilidade, foi registrada a amplitude de corrente que gerou uma contração visualmente perceptível, segundo profissional de saúde que supervisionou o teste, sendo ela $4mA$. Em consequência, isto confere validade ao MDM, à técnica de MMG e ao método proposto para aplicação do teste de excitabilidade.

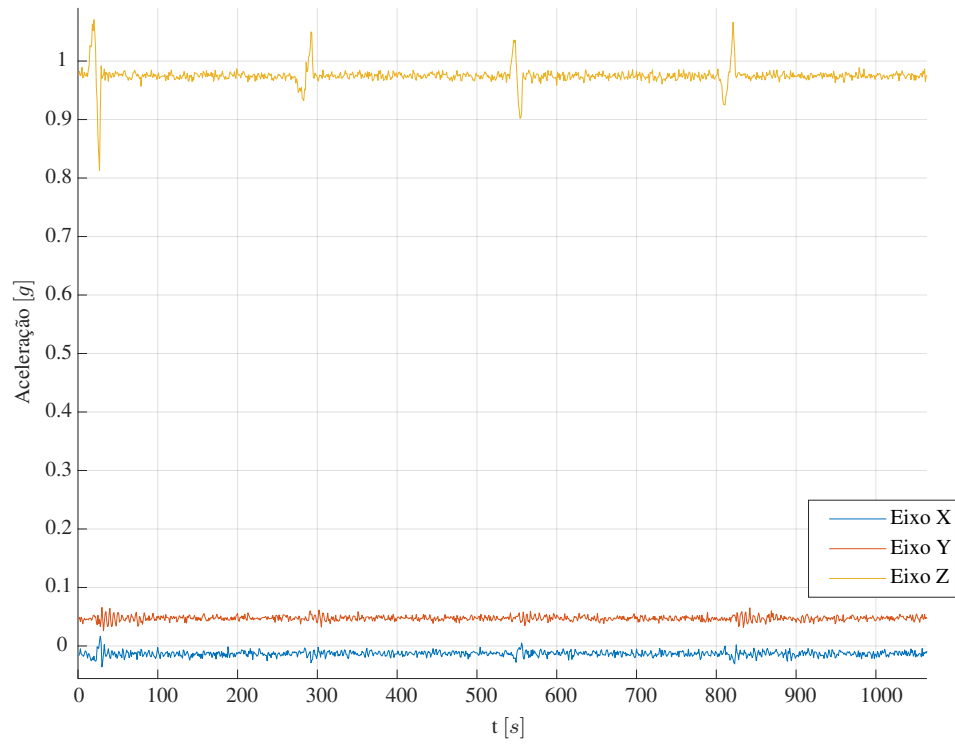


Figura 5.9: Sinais brutos dos eixos do acelerômetro registradas pelo MDM.

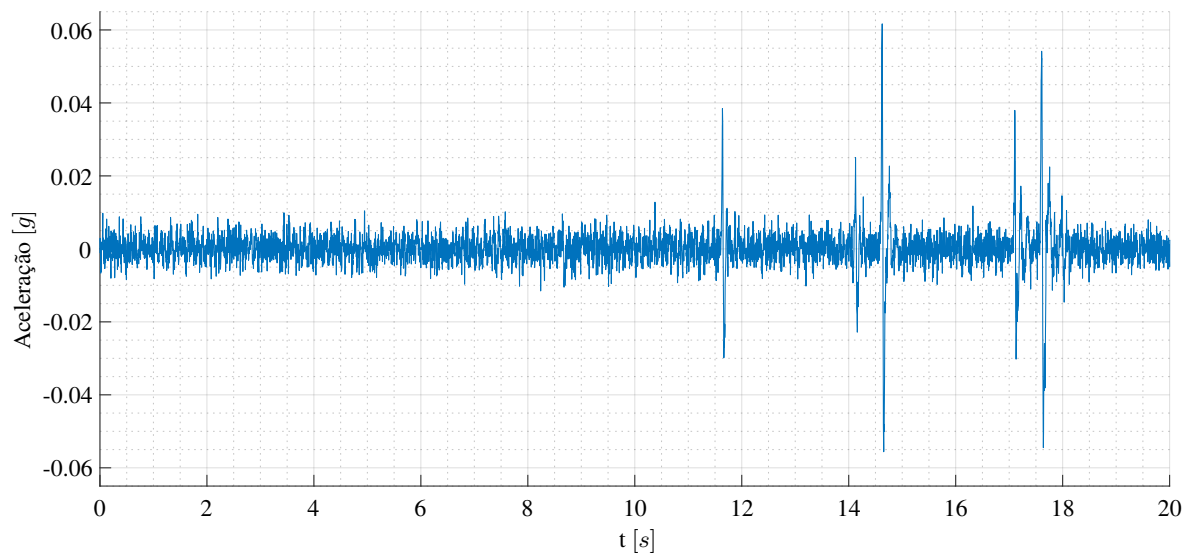


Figura 5.10: Sinal referente à magnitude dos três eixos do acelerômetro e posterior subtração da média durante o teste de excitabilidade.

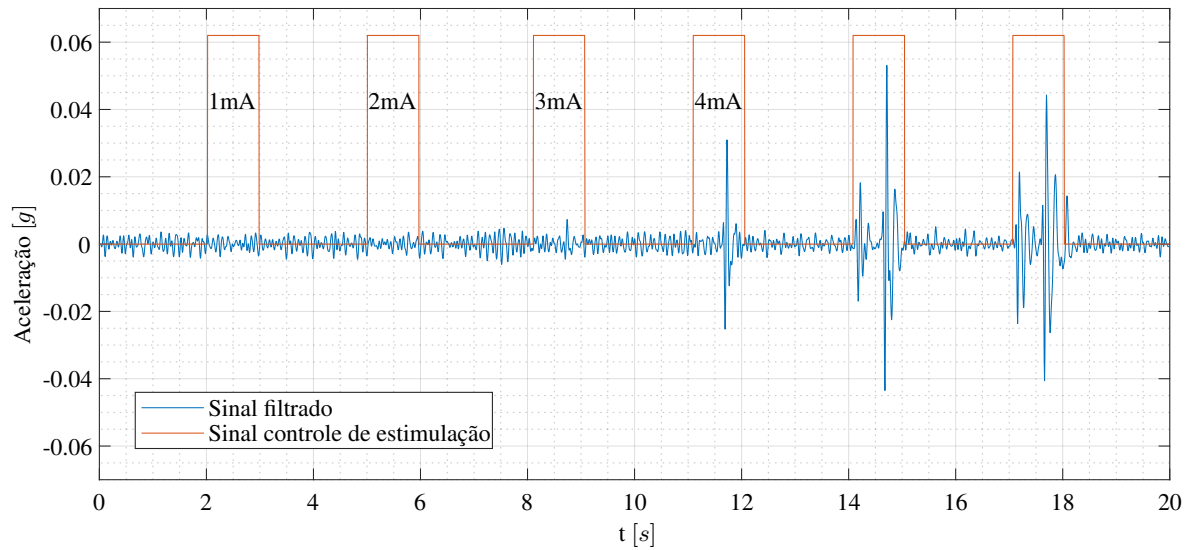


Figura 5.11: Sinal referente à magnitude dos três eixos do acelerômetro, subtração da média durante o teste de excitabilidade, além de filtragem. É mostrada também por superposição o sinal de controle de estimulação.

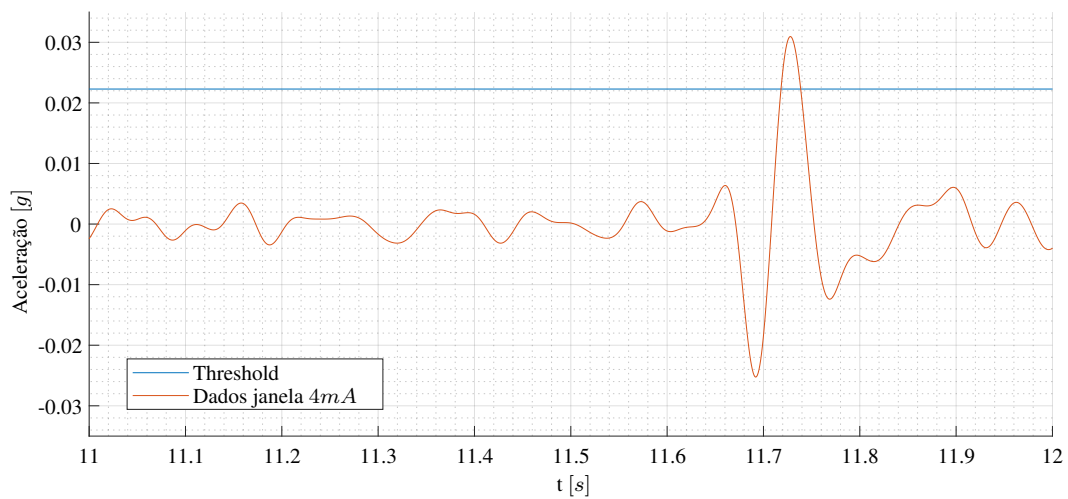


Figura 5.12: Detecção do aparecimento do pico de aceleração referente à primeira contração muscular claramente visível. A linha azul indica o limiar para detecção de contração calculado durante procedimento de inicialização.

5.1.3 TESTE DO HARDWARE EM CONDIÇÕES EXTREMAS DE OPERAÇÃO

Para avaliar a robustez do sistema proposto, o mesmo foi submetido a uma bateria de testes de bancada usando uma carga resistiva fixa em cada canal. Com essa condição foi realizada eletroestimulação simultânea com o valor máximo de corrente igual a $100mA$, durante um período de tempo de 1 hora. No transcurso dos testes foram monitorados a temperatura dos componentes eletrônicos e a geometria das formas de onda dos estímulos nas cargas. Como resultado o sistema se mostrou capaz de realizar todo o teste sem alterações nos estímulos e mantendo a temperatura dos componentes que mais dissipam potência próxima aos $37,5^{\circ}C$.

5.1.4 TESTES NORMATIVOS

Visando o uso do sistema proposto em ambientes como a UTI e em conjunto com outros dispositivos, foram efetivados testes normativos de compatibilidade eletromagnética de emissão irradiada e emissão conduzida (norma ABNT IEC NBR 60601-1-2). Os testes foram realizados graças à parceria com laboratório de certificação de equipamentos eletromédicos (LabCert) da UnB. Para realizar os testes foram usados: câmara anecoica de radio frequência² MYS310 (Micronix, Japão) e estabilizador de impedâncias MPW210B (Micronix, Japão).

Testes de emissão irradiada

O teste de emissão irradiada é feito na câmara anecoica de radio frequência de duas formas: primeiro colocando o sistema com a tampa do gabinete aberta e segundo com o gabinete fechado. Com a tampa do gabinete aberta o equipamento já apresentou um excelente comportamento, ultrapassando (em menos de $1dB$) os valores normativos em apenas uma condição: o sistema ligado em terapia aberta com $150Hz$, $40mA$ e $500\mu s$ de largura de pulso e posicionado na câmara anecoica direcionado na antena em uma posição 180° . Já com a carcaça fechada, os valores de interferência irradiada ficaram bem abaixo daqueles preconizados pela norma. A Figura 5.13 apresenta o equipamento fechado e aberto dentro da câmara anecoica sendo submetido ao teste de interferência irradiada de acordo com a norma NBR IEC 60.601-1-2.

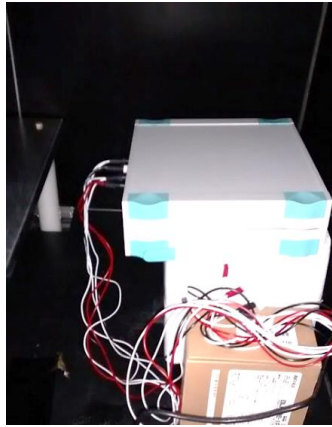
Os ruídos irradiados pelo equipamento ficaram bem abaixo dos valores preconizados pela norma (linha vermelha), conforme observado na Figura 5.13. Tal resultado (linha laranja) é de suma importância para este projeto, levando em consideração que o novo sistema proposto poderá ser utilizado dentro de ambientes como a UTI, o que evidencia que o estimulador pode ficar próximo de vários equipamentos de suporte a vida sem interferir e ser interferido em e por eles.

Testes de emissão conduzida

Nos testes de emissão conduzida é feito usando o estabilizador de impedâncias colocado o equipamento sobre uma mesa com todos seus acessórios. A configuração do equipamento de medição e do sistema de eletroestimulação podem se observar na Figura 5.15 onde ele é submetido ao teste de interferência conduzida, realizado de acordo com a norma ABNT IEC NBR 60.601-1.

É de mencionar que, nesses testes, o engenheiro responsável pelo laboratório de certificação nos informou

²Uma câmara anecoica (sem eco) é um espaço/sala projetada para conter reflexões, tanto de ondas sonoras quanto eletromagnéticas.



Gabinete fechado



Gabinete aberto

Figura 5.13: Dispositivo de estimulação dentro da câmara anecoica durante a realização de testes normativos.

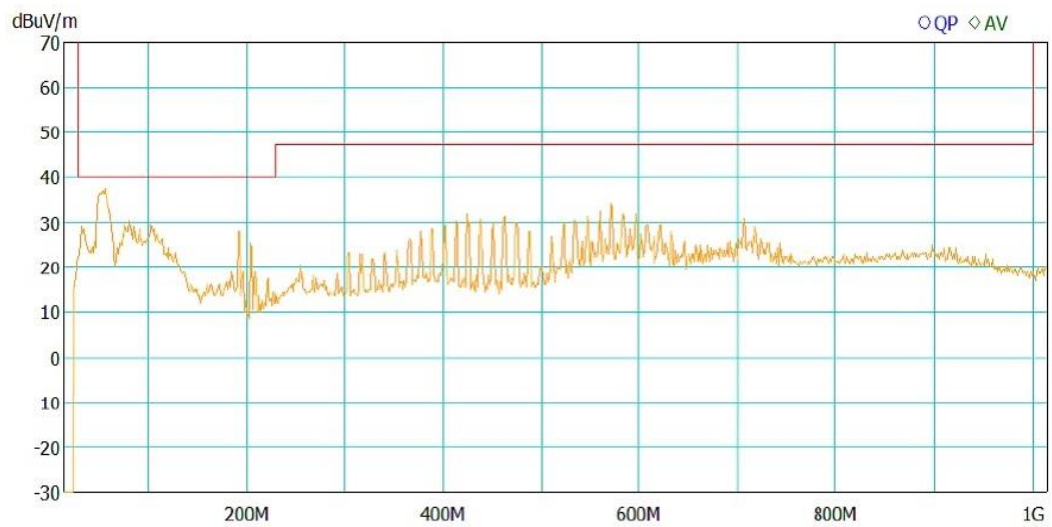


Figura 5.14: Resultado do teste de emissão irradiada. A linha vermelha indica os limites de irradiação previsto na norma NBR IEC 60.601-1-2, enquanto a linha laranja representa a emissão irradiada do estimulador durante o teste.

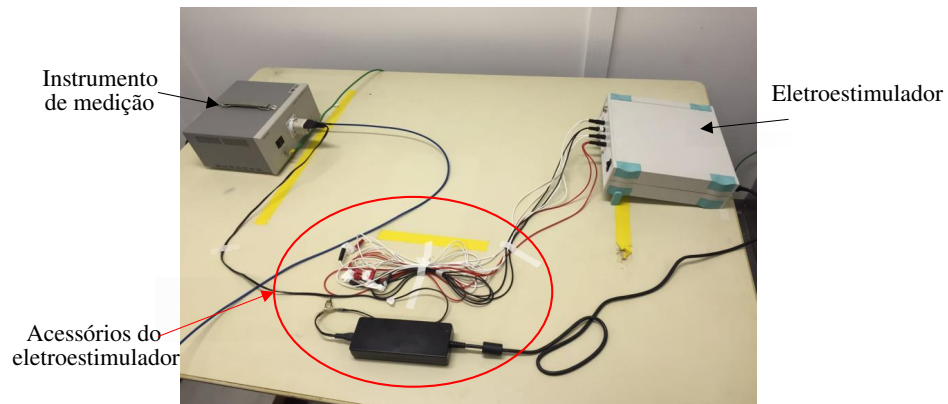


Figura 5.15: Configuração do teste de emissão conduzida.

que deveríamos desconsiderar os valores dos primeiros 5MHz. Dessa forma, é possível observar que o equipamento ficou dentro dos valores preconizados pela norma. Os ruídos gerados pelo equipamento e conduzidos através do cabo de alimentação ficaram abaixo dos valores preconizados (linha vermelho a partir de 5MHz), conforme pode ser observado na Figura 5.16.

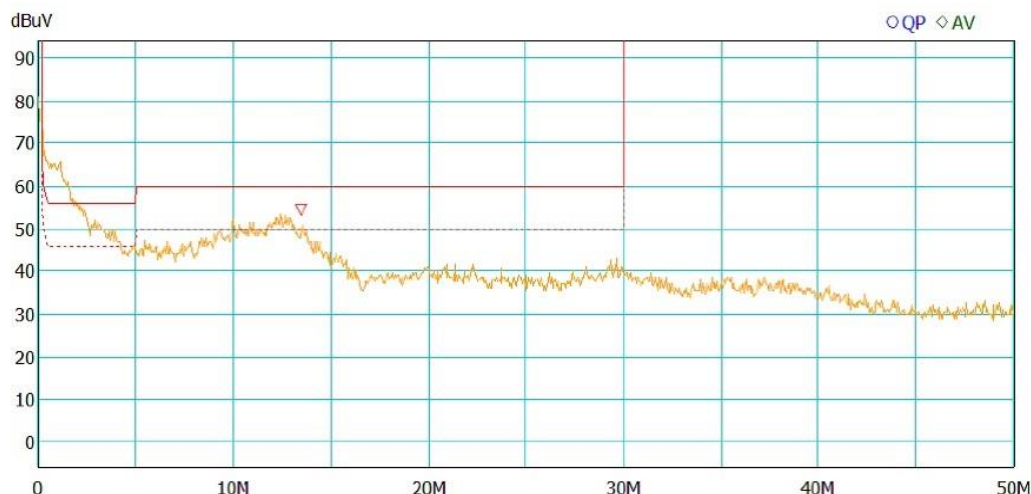


Figura 5.16: Resultado do teste de emissão conduzida. A linha vermelha indica os limite de interferência conduzida previsto na norma NBR IEC 60.601-1, enquanto a linha laranja representa o comportamento da interferência conduzida do estimulador durante o teste.

5.1.5 TESTE DE ISOLAMENTO ENTRE O ELETROESTIMULADOR PROPOSTO E O PACIENTE

Levando em consideração a norma ABNT IEC NBR 60601-2-10 que evidencia os requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de estimuladores de nervos e músculos, foi conduzido diferentes tipos de teste, incluindo especialmente o teste de isolamento elétrico entre as partes aplicadas do estimulador elétrico proposto, o paciente e o usuário que manipula/controla o estimulador. Os testes foram realizados graças à parceria com LabCert da UnB. Para realizar os testes foi usado o aparelho para teste de segurança elétrica para dispositivos médicos ESA620 (Fluke, USA).

O seguintes itens foram verificados e testados:

- Cabo de conexão de eletricidade da entrada de alimentação corretamente isolado;
- Cabo de ligação dos eletrodos corretamente isolado (Parte aplicada);
- Cabo de ligação do sensor de aceleração corretamente isolado (Parte aplicada);
- Cabo de ligação do botão de emergência corretamente isolado (Parte aplicada);
- Cabos de ligação USB corretamente isolados (Parte aplicada);
- Isolamento entre do gabinete, fonte de alimentação e partes aplicadas;
- Isolamento entre as fontes de alta tensão e baixa tensão e partes aplicadas;

- Proteção contra saída perigosa devido a flutuações na tensão de alimentação;
- Intertravamento de saída. Os canais de estimulação não fornecem nenhum tipo estimulação elétrica sem que antes sejam ajustados os parâmetros de estimulação na IGC;
- Indicador de saída (*Led* amarelo que indica atividade na saída do canal de estimulação);
- Limitação dos parâmetros de saída tanto no firmware quanto na UC tanto na IGC;
- Correto funcionamento em modo de operação contínua.

5.1.6 USABILIDADE DA INTERFACE GRÁFICA DE CONTROLE

O primeiro componente testado foi a interface de controle juntamente com a comunicação USB da UC. Verificou-se o correto funcionamento, inclusive no momento em que o aplicativo perde a comunicação com o sistema. Como consequência se evidenciou a necessidade de manter a segurança do paciente frente a anterior situação. Portanto foi implementado no firmware da UC uma rotina que constantemente verifica a conexão entre a IGC e o dispositivo. Em caso que a comunicação seja perdida ou desconectada de forma não controlada, o aparelho interrompe toda classe de atividade de estimulação nos seus canais e o aplicativo acusa a perda de conexão com o dispositivo. A Figura 4.39 no Cap 4 mostra a IGC da versão final do sistema proposto.

O teste da interface de usuário e controle começa realizando a conexão entre IGC e o estimulador via USB. Diversos testes de usabilidade foram conduzidos com a finalidade de validar se a interface é fluida, segura e intuitiva. O aplicativo resultou estar dentro do escopo para que projetado. Alguns erros acusados durante os testes foram corrigidos aumentando a estabilidade do aplicativo, habilitando-o para uso na versão final.

Um teste de controle do estimulador e a saída dos seus canais foi realizado na sequência. O controle e os limites de cada parâmetro de estimulação modificados aleatoriamente responderam adequadamente, conferindo seu correto funcionamento quando ativados os canais para realizar a estimulação elétrica. Ao final de uma sessão seja ela de terapia/treinamento ou mesmo na execução do teste de excitabilidade, na pasta do aplicativo ficam salvos os dados referentes à medição da aceleração, força (equipamento de aferição de força) e parâmetros de controle do estimulador, tudo em arquivos separados para cada set de estimulação, nomeados de forma sequencial tendo a data e hora de finalização do set.

Do teste anteriormente descrito, foi selecionados o canal 1, configurando os seguintes parâmetros: forma de onda quadrada simétrica de $66Hz$ com largura de pulso de $5ms$ e amplitude de corrente igual a $10mA$ visando estimular uma carga simulada fixa de $1k\Omega$. A forma de onda resultante pode ser observada na Figura 5.17. Ela foi registrada no osciloscópio (Tektronix, EUA). Do sinal resultante, valida-se o correto funcionamento da IGC para canal 1, conferindo que os valores escolhidos estavam de acordo com o parametrizado.

Com a aplicação dos anteriores testes e analisando seus resultados, queda validada a interface gráfica de controle do aplicativo. Ela apresentou fácil manuseio, permitindo ao usuário final o controle de todo o sistema. Também as informações recebidas e exibidas no aplicativo permitem monitorar o funcionamento do sistema quando realizado o teste de excitabilidade.

É de se esclarecer que as mudanças de valor dos parâmetros: corrente, frequência e largura de pulso foram implementadas para ser manipuladas separadamente, *i.e.* a corrente pode ser ajustada linearmente em passos de $1mA$, a frequência linearmente em passos de $5Hz$ e a largura de pulso começando em $50\mu s$ até $1s$. É de se

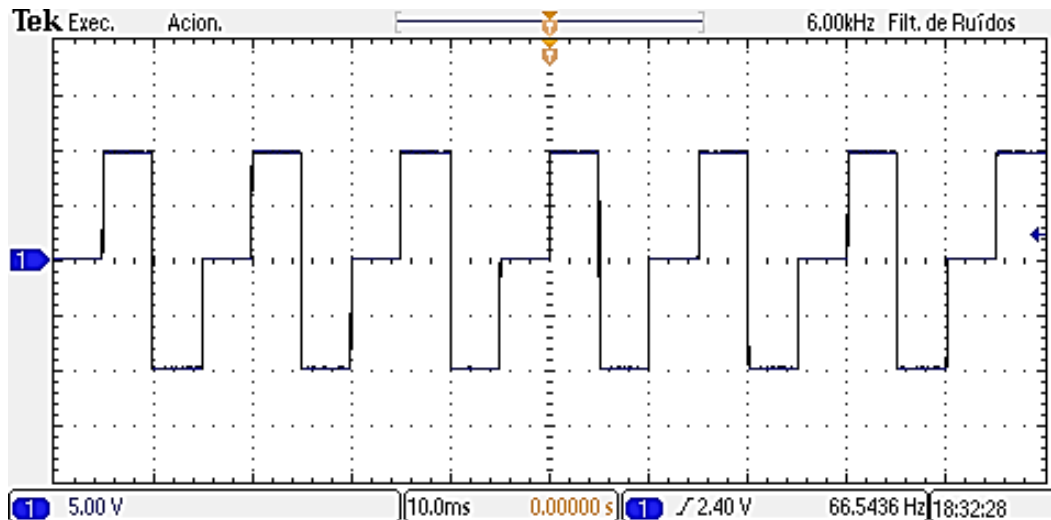


Figura 5.17: Forma de onda quadrada de 10V relacionada a uma carga resistiva de $1k\Omega$ produzida durante validação do dispositivo.

destacar que mesmo podendo implementar passos de 1 em 1 para cada um dos parâmetros, foi evidenciado que era pouco prático realizar isto para a frequência e a largura de pulso. Outra característica da IGC é o registro dos dados resultantes dos diferentes testes e terapias finalizadas. Isso pode ser relevante para o profissional que usa nosso sistema, pois contar com o histórico das terapias e resultados do teste de excitabilidade pode auxiliar na tomada de decisões mais acertadas com relação a manter ou não o protocolo de estimulação usado para aplicação das terapias/treinamentos.

5.2 COMPARAÇÃO TÉCNICA ENTRE O SISTEMA PROPOSTO E OUTROS DISPOSITIVOS COMERCIAIS

Uma comparação entre as características técnicas do equipamento proposto frente a dois dispositivos comumente encontrados no mercado é ilustrada no Quadro 5.1. Muitas das características apresentadas no Quadro são compartilhadas entre os dispositivos comparados. Mesmo que estejam entre um menor ou maior intervalo, cada fabricante fornece soluções diferentes, para aplicações similares como evidenciado no quadro. Como exemplo, o Compex SP 8.0 é muito usado em ambientes esportivos para auxiliar no fortalecimento muscular. Por outro lado, o Neurodyn é usado em ambientes estéticos.

Revisando a documentação fornecida pelo fabricante sobre esses dispositivos, não foram encontradas evidências que validem o funcionamento o seu funcionamento. Por outro lado a documentação do Dualpex 071 são apresenta várias informações que remetem à literatura científica sobre o uso adequado de estímulos elétricos para terapia.

O desempenho eletroestimulador construído neste trabalho foi comparado com outros disponíveis no mercado, além da comparação das características técnicas apresentadas no Quadro 5.1. Como desempenho foi considerado a qualidade da geometria do estímulo gerado e o erro máximo do valor de corrente de saída quando comparado com um valor configurado de referência.

Quadro 5.1: Comparação entre três equipamentos comerciais e o equipamento proposto.

Característica	Equipamento			Sistema proposto
	Brasil Fabricante: IBRAMIED Modelo: Neurodyn	Brasil Fabricante: QUARK Modelo: Dualpex 071	Estados unidos Fabricante: COMPEX Modelo: Compex SP 8.0	
Energização	110 / 220VAC - 60Hz	115 / 230VAC - 60Hz	Bateria recarregável de 3.7V a 1500mAh	115 / 240VAC - 60Hz
Consumo	20VA	20VA	6VA	40VA
Faixa de frequências de operação	até 2500Hz	até 2500Hz	até 2500Hz	até 2500Hz
Corrente máxima	80mA	70mA	120mA	100mA
Quantidade de canais	4	4	4	2 (Modular)
Corrente constante para faixa de carga	1000 Ω	1000 Ω	—	1000 Ω
Módulo gerador de sinais	Microprocessado	Analogico	Microprocessado	Microprocessado
Indicação luminosa	Sim	Sim	Sim	Sim
Temporizador	Não	Sim de 1 – 59min	Sim 1 – 30min	Sim 1min – 24h
Parâmetros pré-programados	16 programas	75 programas	4 programas	Não
Armazenamento de dados de sessão de terapia	Não	Não	Não	Sim
Funções adicionais	Nenhuma comparada ao dispositivo proposto	Nenhuma comparada ao dispositivo proposto	Nenhuma comparada ao dispositivo proposto	Sistema integrado de medição de movimento
Desligamento automático ao final da terapia	Sim	Sim	Sim	Sim
Tipos de Forma de onda	Quadrada monofásica, bifásica balanceada simétrica e assimétrica	Quadrada e exponencial monofásica, bifásica balanceada simétrica	Quadrada monofásica, bifásica balanceada simétrica	Quadrada, bifásica balanceada simétrica e assimétrica
Técnicas terapêuticas	TENS, FES e RUSSA	TENS, FES, SMS, Interferencial, RUSSA, reobase, cronaxia e acomodação	FES	TENS, FES, SMS, NMES, MES, Interferencial, RUSSA, reobase, cronaxia e acomodação
Normas de referencia	NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-2-10	NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-2-10, NBR IEC 60601-1-2	NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-2-10, NBR IEC 60601-1-2	NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-2-10, NBR IEC 60601-1-2
Classificação de segurança	Classe I tipo BF	Classe II tipo BF	Classe II tipo BF	Classe II tipo BF

Testes de simulação de carga (uma 100 Ω e outra de 1k Ω), mostraram o desempenho de cada estimulador. A Tabela 5.2 apresenta a comparação da medição do pico de corrente das saídas de cada estimulador respondendo a diferentes níveis de corrente para a carga resistiva de 100 Ω , o mesmo aplica para a Tabela 5.3 relacionada à carga resistiva de 1k Ω . Além disso, é ressaltado nas tabelas, o erro máximo dentre todos os resultados que possui a saída do canal de estimulação.

Tabela 5.2: Carga simulada de 100Ω versus picos de corrente registrados na faixa de $\pm 10mA$ até $\pm 100mA$.

Estimulador	Corrente [mA]								
	Referência	10.00	-10.00	30.00	-30.00	60.00	-60.00	100.00	-100.00
Estimulador A	10.32	-10.80	29.31	-29.73	60.21	-59.34	67.26	-66.73	33.27
Estimulador B	10.61	-10.04	24.04	-23.44	48.55	-46.09	60.58	-57.21	42.79
Estimulador C	2.42	-0.12	29.30	-20.10	67.05	-30.17	86.60	-27.71	72.29
Estimulador D	10.54	-9.70	29.22	-29.97	60.56	-59.82	100.39	-99.60	0.78
Estimulador Proposto	10.12	-10.25	29.81	-30.11	60.25	-59.93	100.63	-100.33	0.63

Tabela 5.3: Carga simulada de $1k\Omega$ versus picos de corrente registrados na faixa de $\pm 10mA$ até $\pm 100mA$.

Estimulador	Corrente [mA]								
	Referência	10.00	-10.00	30.00	-30.00	60.00	-60.00	100.00	-100.00
Estimulador A	10.16	-10.70	30.15	-30.38	61.22	-60.52	68.33	-66.26	33.74
Estimulador B	10.10	-11.06	23.45	-23.38	36.97	-33.88	40.72	-37.24	62.76
Estimulador C	9.00	-0.09	34.30	-1.01	67.05	-1.48	89.10	-2.67	97.33
Estimulador D	10.76	-10.00	30.51	-28.44	61.12	-57.37	101.97	-96.12	3.88
Estimulador Proposto	10.02	-10.36	29.97	-30.71	61.05	-59.98	101.63	-100.83	1.63

Na Tabela 5.2, pode-se evidenciar que os estimuladores A, B e C tem um erro máximo muito grande quando comparado a sua saída com o valor de referencia, isto pode ser, devido a que o pico do sinal de corrente medido (não necessariamente a totalidade da sua geometria), não representa uma boa qualidade do sinal, sendo ele desbalanceado. O mesmo comportamento aparece na Tabela 5.3, só que, desta vez o erro é um pouco maior. Finalmente, para ter uma melhor ideia da qualidade da geometria do formato de onda dos estimuladores testeados, um conjunto de figuras é apresentado a seguir.

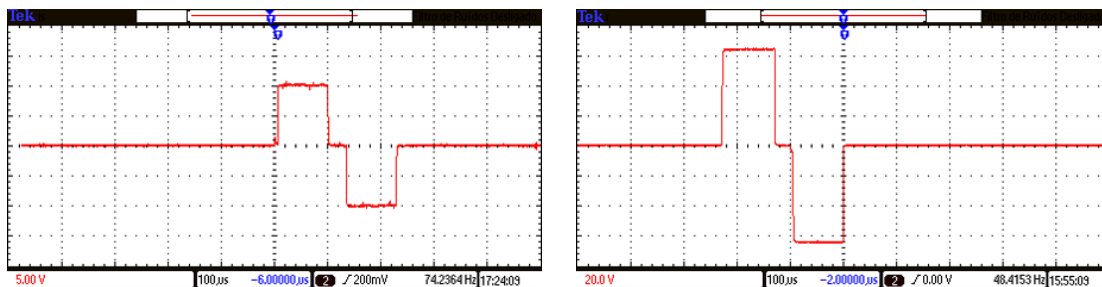


Figura 5.18: Sinal de tensão de saída do estimulador A. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Pode se evidenciar um tempo morto no meio entre a transição do pulso positivo e o negativo, além de que o valor máximo de corrente para a carga de $1k\Omega$ é de $69mA$

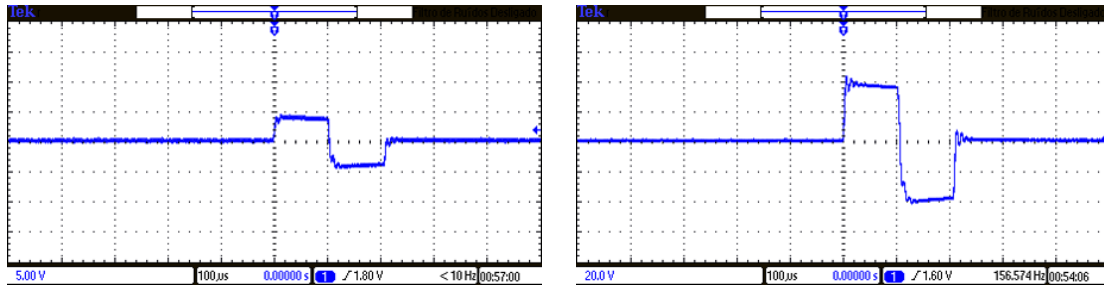


Figura 5.19: Sinal de tensão de saída do estimulador B. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Pode se evidenciar que o sinal possui deformações em ambos resultados. Além disso, a imagem da direita, mostra que o valor máximo que o estimulador consegue é $\simeq 40$.

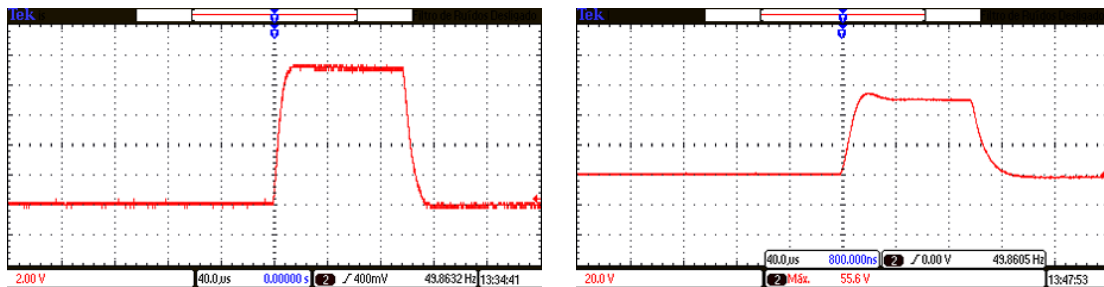


Figura 5.20: Sinal de tensão de saída do estimulador C. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Este estimulador, na sua saída gera uma forma de onda que não segue o padrão, mostrando um comportamento quase monofásico. Além disso, a imagem da direita, mostra que o valor máximo que o estimulador consegue é $\simeq 56,6$.

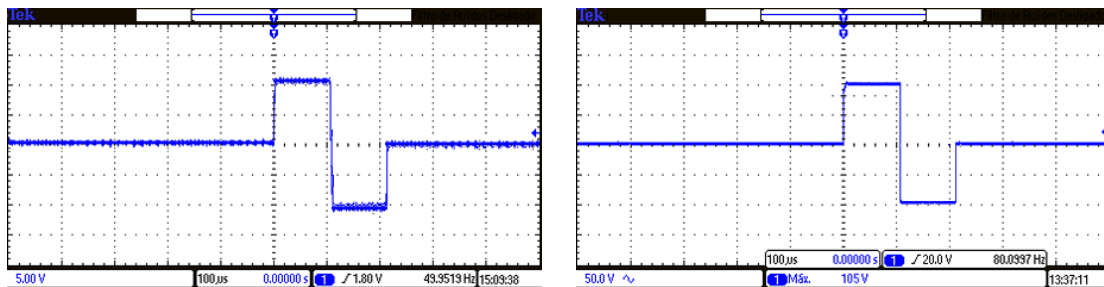


Figura 5.21: Sinal de tensão de saída do estimulador D. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Em ambas imagens se apresenta um pequeno deslocamento no tempo da largura do pulso, sobre tudo na imagem do lado esquerdo.

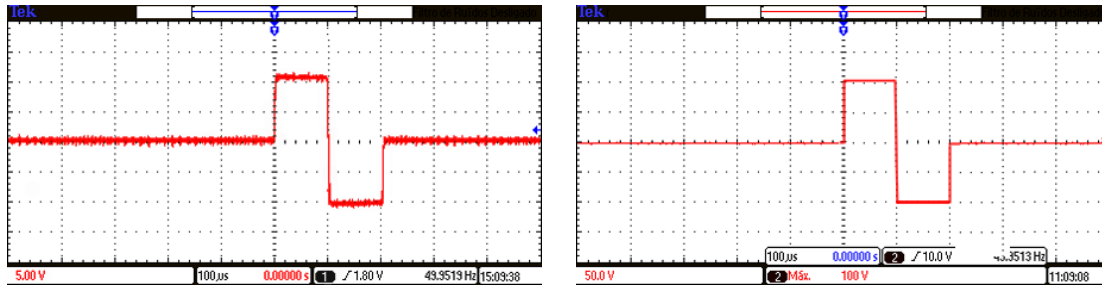


Figura 5.22: Sinal de tensão de saída do estimulador proposto. Esquerda, resposta a 100Ω . Direita, resposta a $1k\Omega$. Conferindo o sinal apresentado nas imagens, evidencia-se que esta de acordo com o parâmetro para cada carga.

Depois de analisar os resultados apresentados na Tabela 5.2 e na Tabela 5.3, mais o conjunto de imagens apresentadas anteriormente na Figura 5.18 até a Figura 5.22, pode-se evidenciar que o sistema de eletroestimulação proposto neste trabalho foi avaliado e validado para ser utilizado tanto em pesquisa quanto em ambientes clínicos.

5.3 ESTUDO EXPERIMENTAL

Nesta seção são apresentados resultados e discussão referentes a estudo experimental realizado para investigar métodos de estimacão da reduçã da força em pessoas com lesão medular realizando exercício isométrico assistido por estimulação elétrica. O sistema proposto neste trabalho, cujo conjunto de resultados foi apresentado na seção anterior, foi utilizado. Cabe mencionar também que o método empregado nesse estudo é descrito na Seção 4.4. Além disso, na mesma seção são apresentadas as diferentes variáveis e acrônimos utilizados a seguir. Por exemplo, utiliza-se a mesma identificação para os participantes da pesquisa empregada na Tabela 4.1, na qual são apresentados os sujeitos.

5.3.1 RESULTADOS

Os principais resultados obtidos no estudo experimental estão listados nas Tabelas 5.4 a 5.13³. Nelas, são apresentados as medidas de desempenho R^2 e $RMSE$ para os modelos linear e exponencial, tendo todas combinações de variáveis de entrada e saída. São 240 medidas de desempenho para cada participante. Devido à grande quantidade de dados, organizou-se os resultados em 10 tabelas, em que cada tabela refere-se a uma única variável de entrada e contém apenas um tipo de medida de desempenho (i.e. todos valores em uma tabela podem ser diretamente comparados entre si). Além disso, utilizou-se um código de cores para facilitar a interpretação de tal quantidade de dados. Assim, em todas tabelas a cor clara refere-se à baixo desempenho, enquanto cores escuras indicam desempenho superior. As cores inclusive apresentam o mesmo significado entre diferentes tabelas, ou seja, é possível rapidamente comparar os resultados das medidas de desempenho entre os variáveis de entrada, variáveis de saída e entre os modelos linear e exponencial.

³Vale lembrar aqui os acrônimos usados nas tabelas sendo eles: UP: último pico de força, 3UP: média dos três últimos picos de força, PP: próximo pico de força, 3PP: média dos três próximos picos de força, UM: última média de força, 3UM: média das três últimas médias de força, PM: próxima média de força, 3PM: média das três próximas médias de força, UI: última integral de força, 3UI: média das três últimas integrais de força, PI: próxima integral de força, 3PI: média das três próximos integrais de força.

Tabela 5.4: RMSE obtidos ao se utilizar a frequência mediana de $\|a\|$ como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.222	0.235	0.223	0.227	0.232	0.240	0.226	0.232	0.233	0.242	0.228	0.234
		Exp.	0.222	0.235	0.227	0.231	0.231	0.240	0.230	0.236	0.232	0.242	0.233	0.238
	E	Linear	0.093	0.093	0.214	0.223	0.112	0.134	0.219	0.262	0.112	0.137	0.220	0.266
		Exp.	0.079	0.086	0.221	0.228	0.104	0.085	0.228	0.270	0.103	0.085	0.229	0.274
2	D	Linear	0.154	0.158	0.138	0.152	0.185	0.188	0.181	0.185	0.185	0.192	0.195	0.193
		Exp.	0.153	0.156	0.137	0.151	0.181	0.185	0.179	0.183	0.181	0.188	0.193	0.191
3	D	Linear	0.036	0.034	0.109	0.126	0.028	0.034	0.151	0.173	0.028	0.034	0.151	0.172
		Exp.	0.041	0.037	0.105	0.122	0.036	0.043	0.142	0.166	0.036	0.043	0.142	0.166
4	E	Linear	0.157	0.172	0.220	0.210	0.179	0.194	0.234	0.231	0.179	0.195	0.234	0.231
		Exp.	0.158	0.172	0.220	0.210	0.180	0.195	0.234	0.232	0.180	0.195	0.234	0.232
5	D	Linear	0.174	0.181	0.177	0.181	0.171	0.178	0.190	0.193	0.171	0.178	0.190	0.193
		Exp.	0.168	0.175	0.179	0.184	0.165	0.171	0.192	0.195	0.165	0.171	0.192	0.195
Média			0.138	0.145	0.181	0.187	0.150	0.157	0.200	0.213	0.150	0.158	0.203	0.215
Desvio padrão			0.062	0.068	0.047	0.040	0.067	0.069	0.033	0.035	0.067	0.070	0.032	0.035

Tabela 5.5: Coeficientes de determinação obtidos ao se utilizar a frequência mediana de $\|a\|$ como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.011	0.006	0.269	0.210	0.022	0.010	0.265	0.202	0.023	0.009	0.260	0.202
		Exp.	0.012	0.007	0.243	0.188	0.028	0.012	0.238	0.180	0.028	0.010	0.233	0.178
	E	Linear	0.875	0.892	0.311	0.214	0.874	0.835	0.344	0.238	0.874	0.829	0.348	0.231
		Exp.	0.909	0.908	0.266	0.178	0.893	0.934	0.291	0.193	0.894	0.934	0.293	0.186
2	D	Linear	0.181	0.165	0.327	0.262	0.155	0.148	0.252	0.230	0.189	0.162	0.215	0.209
		Exp.	0.198	0.182	0.343	0.275	0.185	0.176	0.271	0.247	0.220	0.193	0.228	0.225
3	D	Linear	0.960	0.962	0.615	0.547	0.988	0.980	0.609	0.492	0.988	0.980	0.609	0.494
		Exp.	0.948	0.956	0.648	0.574	0.979	0.969	0.653	0.532	0.979	0.969	0.653	0.533
4	E	Linear	0.134	0.105	0.015	0.011	0.079	0.072	0.020	0.022	0.079	0.072	0.020	0.022
		Exp.	0.125	0.095	0.013	0.010	0.071	0.063	0.017	0.019	0.071	0.063	0.017	0.019
5	D	Linear	0.203	0.175	0.181	0.146	0.205	0.195	0.137	0.106	0.205	0.195	0.137	0.107
		Exp.	0.257	0.225	0.160	0.127	0.267	0.257	0.118	0.090	0.267	0.257	0.118	0.091
Média			0.401	0.390	0.283	0.229	0.395	0.388	0.268	0.213	0.401	0.389	0.261	0.208
Desvio padrão			0.392	0.404	0.196	0.176	0.405	0.408	0.199	0.161	0.402	0.406	0.200	0.161

Tabela 5.6: RMSE obtidos ao se utilizar a frequência média de $\|a\|$ como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.187	0.196	0.207	0.214	0.190	0.195	0.207	0.217	0.191	0.198	0.210	0.219
		Exp.	0.189	0.200	0.211	0.217	0.190	0.198	0.212	0.221	0.192	0.201	0.215	0.223
	E	Linear	0.140	0.139	0.246	0.247	0.178	0.168	0.257	0.293	0.177	0.169	0.259	0.296
		Exp.	0.141	0.140	0.246	0.247	0.180	0.151	0.258	0.293	0.180	0.150	0.260	0.297
2	D	Linear	0.168	0.171	0.160	0.169	0.197	0.202	0.199	0.199	0.199	0.206	0.211	0.206
		Exp.	0.168	0.171	0.159	0.168	0.197	0.201	0.197	0.197	0.199	0.206	0.210	0.203
3	D	Linear	0.073	0.045	0.144	0.162	0.070	0.073	0.198	0.217	0.070	0.073	0.198	0.217
		Exp.	0.070	0.043	0.144	0.163	0.063	0.068	0.199	0.218	0.063	0.068	0.199	0.218
4	E	Linear	0.164	0.178	0.221	0.211	0.185	0.200	0.235	0.232	0.185	0.200	0.235	0.232
		Exp.	0.165	0.179	0.221	0.211	0.185	0.200	0.235	0.232	0.185	0.200	0.235	0.232
5	D	Linear	0.193	0.198	0.180	0.183	0.191	0.197	0.192	0.193	0.191	0.197	0.192	0.193
		Exp.	0.193	0.198	0.182	0.185	0.191	0.197	0.194	0.195	0.191	0.197	0.194	0.195
		Média	0.154	0.155	0.193	0.198	0.168	0.171	0.215	0.225	0.168	0.172	0.218	0.228
		Desvio padrão	0.043	0.056	0.037	0.031	0.048	0.049	0.025	0.034	0.048	0.050	0.024	0.035

Tabela 5.7: Coeficientes de determinação obtidos ao se utilizar a frequência média de $\|a\|$ como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.295	0.309	0.367	0.304	0.345	0.347	0.380	0.302	0.341	0.338	0.372	0.300
		Exp.	0.281	0.281	0.341	0.284	0.346	0.322	0.353	0.280	0.340	0.312	0.343	0.276
	E	Linear	0.714	0.759	0.092	0.037	0.683	0.741	0.094	0.051	0.684	0.739	0.095	0.047
		Exp.	0.712	0.756	0.086	0.034	0.676	0.791	0.088	0.047	0.677	0.793	0.089	0.043
2	D	Linear	0.026	0.019	0.101	0.087	0.036	0.025	0.100	0.108	0.048	0.033	0.081	0.102
		Exp.	0.027	0.020	0.117	0.101	0.039	0.027	0.115	0.128	0.050	0.035	0.094	0.125
3	D	Linear	0.837	0.936	0.334	0.249	0.922	0.911	0.324	0.200	0.922	0.910	0.324	0.201
		Exp.	0.852	0.939	0.336	0.243	0.936	0.924	0.320	0.192	0.936	0.924	0.320	0.193
4	E	Linear	0.059	0.034	0.006	0.006	0.024	0.018	0.010	0.015	0.024	0.018	0.010	0.015
		Exp.	0.054	0.030	0.006	0.006	0.021	0.015	0.010	0.014	0.021	0.015	0.010	0.014
5	D	Linear	0.015	0.008	0.151	0.135	0.014	0.013	0.117	0.106	0.014	0.013	0.117	0.106
		Exp.	0.016	0.009	0.133	0.118	0.015	0.014	0.102	0.091	0.015	0.014	0.102	0.091
		Média	0.324	0.342	0.173	0.134	0.338	0.346	0.168	0.128	0.339	0.345	0.163	0.126
		Desvio padrão	0.351	0.391	0.134	0.110	0.372	0.387	0.136	0.097	0.370	0.386	0.135	0.097

Tabela 5.8: RMSE obtidos ao se utilizar o valor eficaz de f_x filtrado usando filtro passa-baixa (Butterworth, 4^ª ordem, frequência de corte 5Hz, não-causal) como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.162	0.160	0.167	0.167	0.177	0.163	0.167	0.167	0.169	0.178	0.164	0.168
		Exp.	0.130	0.115	0.147	0.133	0.152	0.120	0.144	0.130	0.144	0.130	0.151	0.118
	E	Linear	0.075	0.044	0.036	0.034	0.083	0.091	0.066	0.053	0.083	0.083	0.095	0.066
		Exp.	0.066	0.058	0.050	0.045	0.092	0.061	0.072	0.052	0.072	0.092	0.061	0.073
2	D	Linear	0.074	0.071	0.098	0.096	0.103	0.096	0.118	0.126	0.109	0.109	0.104	0.123
		Exp.	0.062	0.056	0.093	0.087	0.080	0.069	0.105	0.109	0.109	0.084	0.075	0.106
3	D	Linear	0.047	0.040	0.045	0.033	0.068	0.059	0.036	0.051	0.068	0.068	0.059	0.036
		Exp.	0.040	0.030	0.051	0.023	0.046	0.038	0.046	0.032	0.046	0.038	0.038	0.046
4	E	Linear	0.126	0.145	0.216	0.207	0.157	0.173	0.231	0.232	0.232	0.157	0.173	0.231
		Exp.	0.127	0.146	0.216	0.208	0.157	0.173	0.231	0.232	0.232	0.157	0.173	0.231
5	D	Linear	0.080	0.080	0.084	0.089	0.095	0.097	0.097	0.108	0.097	0.095	0.097	0.097
		Exp.	0.079	0.080	0.087	0.092	0.094	0.097	0.098	0.109	0.098	0.094	0.097	0.098
Média			0.089	0.085	0.107	0.101	0.109	0.103	0.118	0.117	0.110	0.105	0.118	
Desvio padrão			0.038	0.045	0.064	0.065	0.042	0.046	0.065	0.067	0.041	0.045	0.065	

Tabela 5.9: Coeficientes de determinação obtidos ao se utilizar o valor eficaz de f_x filtrado usando filtro passa-baixa (Butterworth, 4^ª ordem, frequência de corte 5 Hz, não-causal) como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.475	0.540	0.590	0.577	0.427	0.542	0.599	0.577	0.577	0.430	0.544	0.582
		Exp.	0.659	0.764	0.681	0.729	0.579	0.752	0.702	0.751	0.751	0.590	0.763	0.709
	E	Linear	0.918	0.977	0.980	0.981	0.931	0.923	0.941	0.968	0.930	0.930	0.917	0.941
		Exp.	0.938	0.958	0.962	0.967	0.915	0.966	0.930	0.970	0.970	0.916	0.966	0.927
2	D	Linear	0.812	0.830	0.665	0.707	0.735	0.779	0.682	0.640	0.714	0.714	0.751	0.690
		Exp.	0.868	0.896	0.696	0.761	0.841	0.886	0.751	0.731	0.831	0.831	0.873	0.768
3	D	Linear	0.933	0.949	0.935	0.969	0.925	0.942	0.977	0.956	0.925	0.925	0.943	0.977
		Exp.	0.950	0.972	0.917	0.985	0.966	0.976	0.963	0.983	0.966	0.966	0.976	0.963
4	E	Linear	0.443	0.363	0.052	0.035	0.297	0.268	0.043	0.013	0.297	0.297	0.268	0.043
		Exp.	0.437	0.356	0.051	0.034	0.294	0.263	0.042	0.012	0.294	0.294	0.263	0.042
5	D	Linear	0.832	0.839	0.815	0.793	0.754	0.759	0.772	0.722	0.754	0.754	0.759	0.772
		Exp.	0.833	0.837	0.803	0.780	0.759	0.768	0.717	0.768	0.717	0.759	0.758	0.768
Média			0.758	0.773	0.679	0.693	0.702	0.735	0.681	0.670	0.701	0.732	0.683	
Desvio padrão			0.201	0.227	0.320	0.334	0.246	0.251	0.322	0.337	0.244	0.250	0.322	

Tabela 5.10: RMSE obtidos ao se utilizar o valor eficaz (RMS) de $\|a\|$ como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.220	0.232	0.250	0.239	0.227	0.236	0.252	0.241	0.229	0.238	0.253	0.242
		Exp.	0.220	0.232	0.237	0.215	0.226	0.235	0.235	0.235	0.211	0.227	0.237	0.234
E	D	Linear	0.148	0.143	0.103	0.113	0.164	0.189	0.112	0.143	0.164	0.192	0.111	0.148
		Exp.	0.121	0.112	0.077	0.099	0.124	0.107	0.083	0.106	0.124	0.108	0.082	0.109
2	D	Linear	0.131	0.130	0.148	0.158	0.169	0.167	0.187	0.194	0.167	0.172	0.197	0.202
		Exp.	0.126	0.122	0.147	0.158	0.162	0.157	0.186	0.194	0.159	0.162	0.196	0.202
3	D	Linear	0.071	0.079	0.156	0.154	0.118	0.108	0.210	0.192	0.118	0.108	0.210	0.192
		Exp.	0.060	0.067	0.153	0.149	0.092	0.081	0.204	0.180	0.092	0.081	0.204	0.180
4	E	Linear	0.163	0.174	0.158	0.146	0.179	0.192	0.167	0.158	0.179	0.192	0.167	0.158
		Exp.	0.163	0.174	0.146	0.135	0.179	0.193	0.152	0.139	0.179	0.193	0.152	0.139
5	D	Linear	0.133	0.131	0.156	0.167	0.144	0.139	0.165	0.176	0.144	0.139	0.165	0.176
		Exp.	0.134	0.132	0.159	0.169	0.145	0.140	0.168	0.178	0.145	0.140	0.168	0.178
Média			0.141	0.144	0.158	0.158	0.161	0.162	0.177	0.176	0.161	0.163	0.178	0.178
Desvio padrão			0.048	0.052	0.047	0.038	0.040	0.049	0.048	0.036	0.041	0.050	0.049	0.036

Tabela 5.11: Coeficientes de determinação obtidos ao se utilizar o valor eficaz (RMS) de $\|a\|$ como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.027	0.027	0.076	0.130	0.059	0.042	0.083	0.141	0.057	0.038	0.090	0.147
		Exp.	0.031	0.032	0.175	0.296	0.073	0.051	0.203	0.340	0.071	0.046	0.222	0.358
E	D	Linear	0.681	0.747	0.839	0.797	0.733	0.672	0.829	0.773	0.730	0.663	0.834	0.762
		Exp.	0.786	0.843	0.910	0.845	0.847	0.894	0.906	0.876	0.846	0.894	0.909	0.870
2	D	Linear	0.408	0.436	0.229	0.205	0.295	0.332	0.206	0.147	0.334	0.326	0.200	0.134
		Exp.	0.452	0.497	0.240	0.208	0.352	0.408	0.214	0.149	0.397	0.404	0.206	0.134
3	D	Linear	0.847	0.798	0.220	0.322	0.774	0.806	0.238	0.371	0.774	0.807	0.238	0.369
		Exp.	0.891	0.852	0.246	0.369	0.864	0.889	0.286	0.448	0.864	0.890	0.286	0.446
4	E	Linear	0.074	0.082	0.491	0.520	0.084	0.091	0.499	0.541	0.084	0.091	0.499	0.540
		Exp.	0.068	0.076	0.564	0.593	0.078	0.084	0.587	0.644	0.078	0.084	0.587	0.644
5	D	Linear	0.530	0.568	0.359	0.275	0.437	0.511	0.345	0.257	0.437	0.512	0.345	0.257
		Exp.	0.526	0.562	0.340	0.256	0.432	0.504	0.326	0.239	0.432	0.505	0.326	0.240
Média			0.443	0.460	0.391	0.401	0.419	0.440	0.393	0.410	0.425	0.438	0.395	0.409
Desvio padrão			0.327	0.328	0.263	0.235	0.317	0.327	0.260	0.251	0.315	0.328	0.260	0.250

Tabela 5.12: RMSE obtidos ao se utilizar a excitabilidade como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.166	0.168	0.097	0.106	0.172	0.167	0.091	0.107	0.174	0.169	0.093	0.107
		Exp.	0.140	0.131	0.083	0.071	0.144	0.124	0.075	0.065	0.146	0.125	0.075	0.064
2	E	Linear	0.155	0.155	0.167	0.184	0.189	0.134	0.172	0.199	0.188	0.132	0.174	0.202
		Exp.	0.149	0.154	0.159	0.179	0.184	0.122	0.163	0.188	0.183	0.119	0.165	0.190
3	D	Linear	0.067	0.073	0.041	0.069	0.091	0.095	0.063	0.094	0.104	0.105	0.075	0.102
		Exp.	0.063	0.068	0.035	0.061	0.080	0.083	0.051	0.080	0.093	0.094	0.063	0.087
4	E	Linear	0.052	0.028	0.121	0.132	0.047	0.047	0.159	0.178	0.047	0.047	0.159	0.178
		Exp.	0.049	0.025	0.125	0.136	0.037	0.040	0.168	0.185	0.037	0.040	0.168	0.185
5	D	Linear	0.063	0.052	0.064	0.060	0.048	0.048	0.065	0.067	0.048	0.048	0.065	0.067
		Exp.	0.064	0.053	0.057	0.052	0.045	0.043	0.055	0.049	0.045	0.043	0.055	0.049
6	E	Linear	0.096	0.094	0.108	0.114	0.095	0.096	0.111	0.120	0.095	0.096	0.111	0.120
		Exp.	0.083	0.081	0.112	0.118	0.075	0.076	0.116	0.125	0.075	0.076	0.116	0.125
Média			0.096	0.090	0.097	0.107	0.101	0.090	0.108	0.121	0.103	0.091	0.110	0.123
Desvio padrão			0.044	0.050	0.043	0.046	0.057	0.041	0.047	0.054	0.057	0.041	0.046	0.054

Tabela 5.13: Coeficientes de determinação obtidos ao se utilizar a excitabilidade como variável de entrada.

Id	Perna	Modelo	UP	3UP	PP	3PP	UM	3UM	PM	3PM	UI	3UI	PI	3PI
1	D	Linear	0.450	0.489	0.862	0.828	0.460	0.521	0.879	0.831	0.454	0.517	0.877	0.833
		Exp.	0.609	0.693	0.898	0.922	0.621	0.733	0.918	0.938	0.619	0.737	0.919	0.941
2	E	Linear	0.651	0.703	0.578	0.465	0.645	0.835	0.594	0.563	0.645	0.840	0.590	0.559
		Exp.	0.678	0.707	0.618	0.495	0.664	0.862	0.637	0.609	0.664	0.871	0.633	0.606
3	D	Linear	0.847	0.820	0.941	0.847	0.793	0.785	0.909	0.799	0.743	0.746	0.883	0.778
		Exp.	0.861	0.846	0.957	0.882	0.840	0.834	0.940	0.855	0.791	0.797	0.917	0.841
4	E	Linear	0.917	0.974	0.531	0.503	0.964	0.963	0.566	0.461	0.964	0.963	0.566	0.462
		Exp.	0.925	0.979	0.495	0.469	0.978	0.974	0.513	0.417	0.978	0.974	0.513	0.418
5	D	Linear	0.863	0.917	0.917	0.920	0.935	0.943	0.925	0.918	0.935	0.943	0.925	0.918
		Exp.	0.858	0.915	0.933	0.940	0.942	0.955	0.956	0.946	0.942	0.955	0.946	0.956
6	E	Linear	0.757	0.775	0.696	0.666	0.756	0.765	0.705	0.652	0.756	0.765	0.705	0.653
		Exp.	0.817	0.834	0.672	0.638	0.848	0.854	0.677	0.624	0.848	0.854	0.677	0.625
Média			0.770	0.804	0.758	0.715	0.787	0.835	0.767	0.719	0.778	0.830	0.763	0.716
Desvio padrão			0.145	0.141	0.177	0.195	0.163	0.128	0.167	0.188	0.163	0.131	0.163	0.187

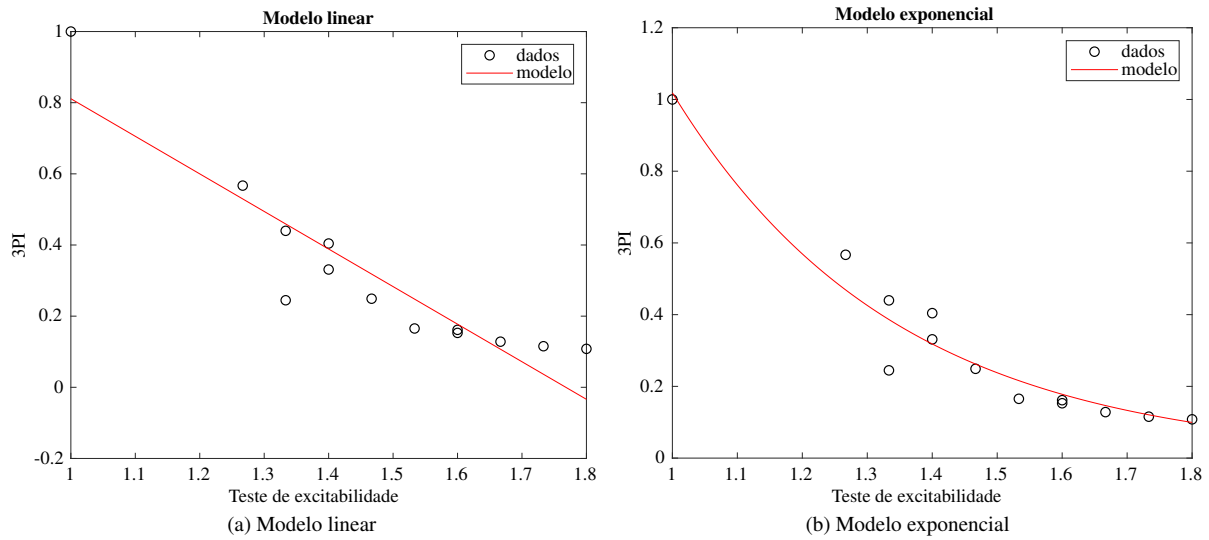


Figura 5.23: Dados de excitabilidade e 3PI normalizados (i.e. adimensionais) obtidos em experimento com perna direita de participante 1. São ilustrados também os modelos linear e exponencial obtidos.

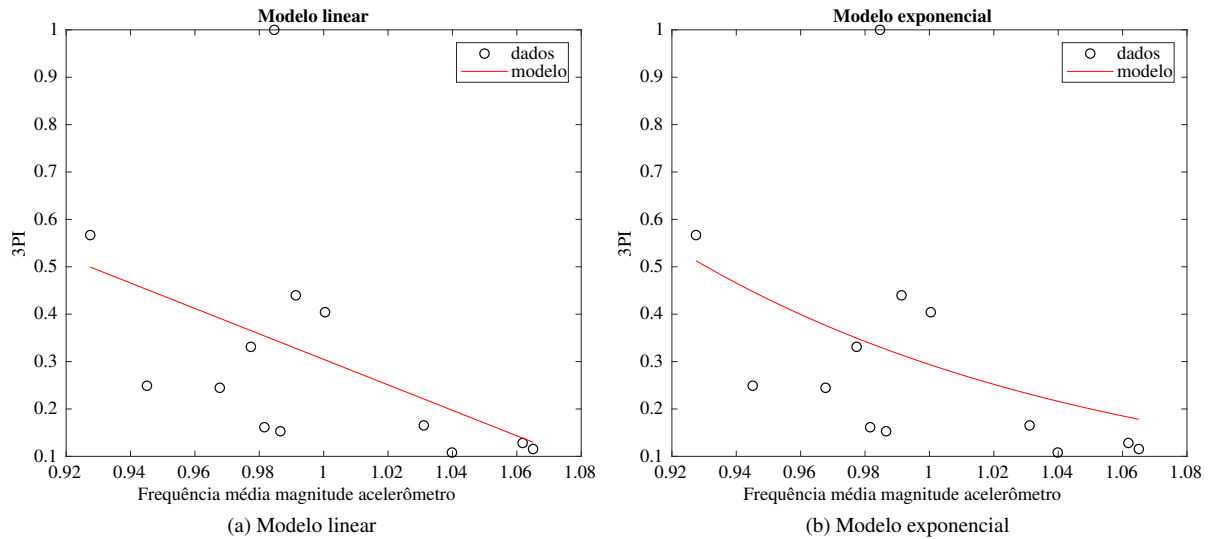


Figura 5.24: Dados de frequência média de $\|a\|$ e 3PI normalizados (i.e. adimensionais) obtidos em experimento com perna direita de participante 1. São ilustrados também os modelos linear e exponencial obtidos.

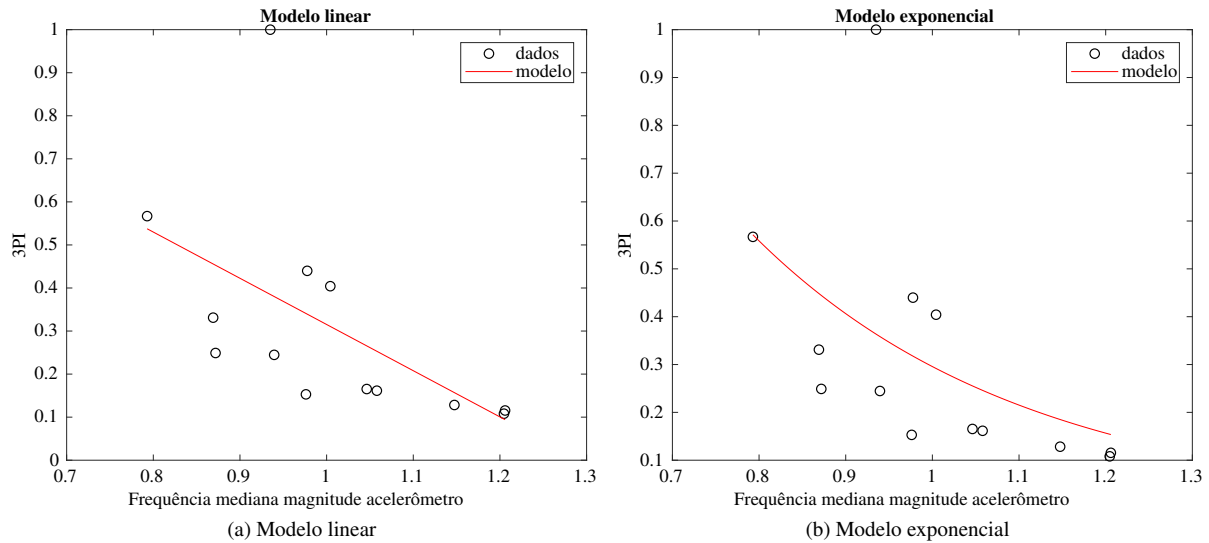


Figura 5.25: Dados de frequência mediana de $\|\mathbf{a}\|$ e 3PI normalizados (i.e. adimensionais) obtidos em experimento com perna direita de participante 1. São ilustrados também os modelos linear e exponencial obtidos.

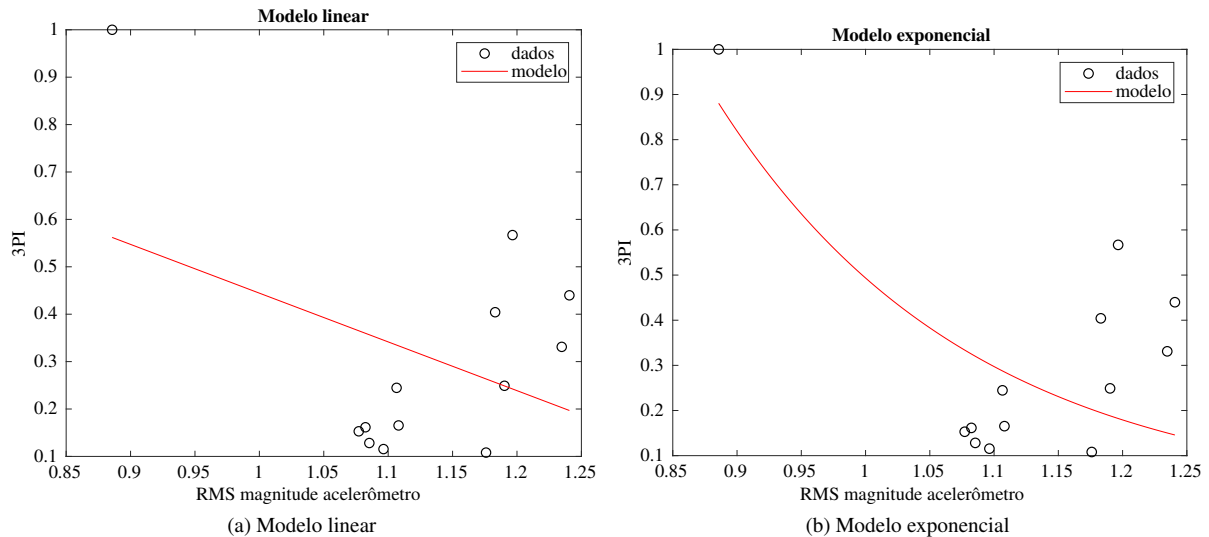


Figura 5.26: Dados de valor eficaz (*RMS*) de $\|\mathbf{a}\|$ e 3PI normalizados (i.e. adimensionais) obtidos em experimento com perna direita de participante 1. São ilustrados também os modelos linear e exponencial obtidos.

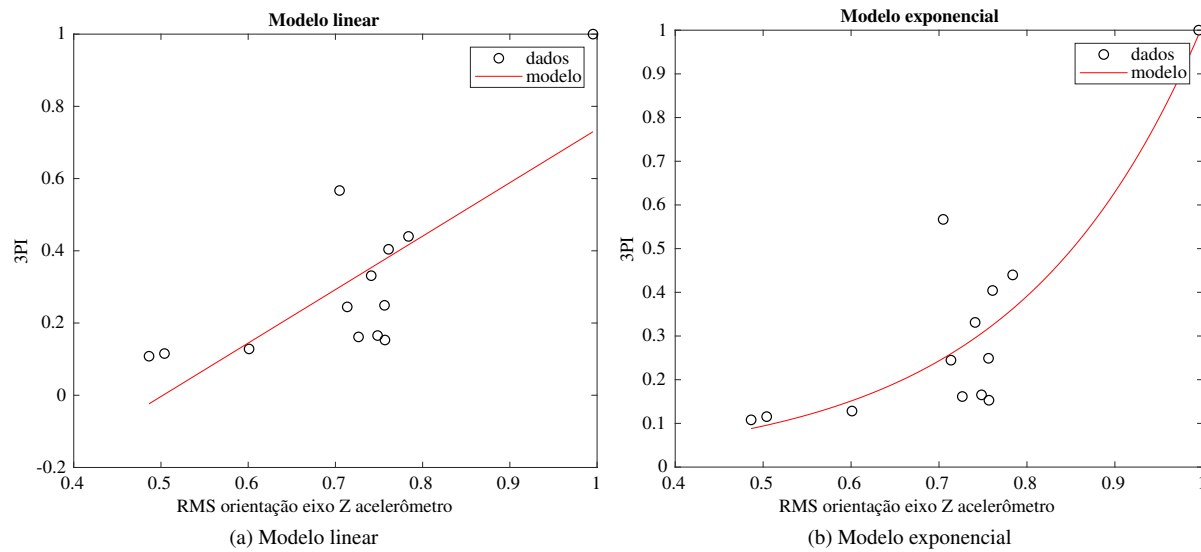


Figura 5.27: Dados de valor eficaz de f_x filtrado usando filtro passa-baixa (Butterworth, 4^a ordem, frequência de corte 5 Hz, não-causal) e 3PI normalizados (i.e. adimensionais) obtidos em experimento com perna direita de participante 1. São ilustrados também os modelos linear e exponencial obtidos.

Tabela 5.14: Estatística de desempenho das variáveis de entrada utilizadas no estudo.

Medida	RMSE		R^2	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Teste de excitabilidade	0,103	0,006	0,770	0,022
RMS de $\ a\$	0,163	0,006	0,419	0,038
Frequência média de $\ a\$	0,175	0,016	0,319	0,116
Frequência mediana de $\ a\$	0,189	0,011	0,244	0,136
RMS de f_x (orientação)	0,107	0,012	0,706	0,050

Para permitir a visualização gráfica dos desempenho dos modelos, as Figuras 5.23a a 5.27b ilustram os dados utilizados e os modelos estimados. Foi escolhido, como exemplo, os dados referentes à perna direita do participante 1, em especial aqueles modelos em que foram escolhidas como variável de saída a característica baseada na média dos três próximos picos de força. Dessa forma, os gráficos ilustrados indicam a relação (e a capacidade preditiva) entre todas variáveis de entrada consideradas no trabalho e a variável de saída 3PI. Adicionalmente, vale destacar que as medidas de desempenho relacionadas às figuras são aquelas posicionadas na última coluna e nas duas primeiras linhas das Tabelas 5.4 a 5.13. Tais dados foram escolhidos justamente por representarem possivelmente aquela variável de saída que apresenta o pior desempenho em termos de RMSE e R^2 , como discutido na Seção 5.3.2.

5.3.2 DISCUSSÃO

Os resultados apresentados na subseção anterior apresentam relativa variabilidade, em termos das duas medidas de desempenho utilizadas, para diferentes participantes. Entretanto, observa-se também que diversos modelos apresentaram alto grau de previsibilidade de características da força produzida (ilustrado por $R^2 > 0,9$).

De maneira a possibilitar discussão com base em aspectos mais quantitativos, umas das primeiras análises que pode ser feita é comparar o desempenho médio das diferentes variáveis de entrada para todas variáveis de saída e modelos entre todos participantes. Os resultados dessa análise estão listados na Tabela 5.14.

A análise da referida tabela demonstra que a medida de excitabilidade neuromuscular apresenta simultaneamente maior R^2 , menor RMSE, bem como menor desvio padrão. Em seguida posiciona-se o valor eficaz de f_x filtrado usando filtro passa-baixa, i.e. medida relacionada à orientação do sensor durante a contração muscular isométrica.

Em seguida, pode-se realizar análise generalizada com base nos RMSE e R^2 para as variáveis de saída relacionadas à redução da força e também para os modelos utilizados. Tais dados estão relacionados nas Tabelas 5.15 e 5.16.

Acerca das variáveis de saída, os dados indicam menor significância estatística relativa a diferenças entre as variáveis. Ambos desvios relativos ao RMSE e ao coeficiente de determinação não permitem conclusão definitiva acerca da variável de saída que proporciona melhor estimativa. Pode-se observar, porém, que a variável 3PI apresentou o pior desempenho em ambas medidas. As variáveis que apresentaram melhor desempenho

Tabela 5.15: Estatística de desempenho das variáveis de saída utilizadas no estudo.

Medida	RMSE		R ²	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
UP	0,124	0,047	0,539	0,283
3UP	0,124	0,054	0,554	0,298
PP	0,147	0,048	0,457	0,218
3PP	0,150	0,044	0,434	0,210
UM	0,138	0,051	0,528	0,300
3UM	0,137	0,051	0,549	0,300
PM	0,164	0,043	0,455	0,217
3PM	0,171	0,045	0,428	0,207
UI	0,138	0,051	0,529	0,299
3UI	0,138	0,051	0,547	0,300
PI	0,166	0,043	0,453	0,216
3PI	0,172	0,045	0,426	0,206

Tabela 5.16: Estatística de desempenho dos modelos utilizados no estudo.

Medida	RMSE		R ²	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Linear	0,151	0,026	0,478	0,115
Exponencial	0,144	0,027	0,505	0,122

foram UP e 3UP.

Em relação aos modelos utilizados nesse estudo, a primeira discussão que pode ser feita com base nos dados da Tab. 5.16 é que as diferenças de desempenho observadas são de magnitude inferior a aquelas observadas em relação às variáveis de entradas, ou seja, os dados apresentados na Tab. 5.14. Não obstante, observa-se também que o modelo exponencial apresentou desempenho superior nas duas medidas empregadas.

Dessa forma, as Tabelas 5.14, 5.15 e 5.16 permitem estabelecer a seguinte conclusão acerca das variáveis e modelos utilizados no estudo. Tais recomendações devem ser entendidas, naturalmente, no contexto das características e limitações dessa investigação. Nesse cenário, a melhor qualidade de estimação da redução da força induzida por eletroestimulação em termos de RMSE e R^2 é obtida ao se utilizar o modelo exponencial empregando a corrente obtida no teste de excitabilidade como variável de entrada e o último pico de força ou a média dos três últimos picos de força como variável de saída.

Outra dimensão de análise envolve analisar os desempenhos obtidos individualmente para cada participante. Um caso notável, por exemplo, é o participante 1, no qual foram realizados testes em ambos membros inferiores. Percebe-se que os resultados obtidos não foram semelhantes entre os membros. Por exemplo, enquanto que os dados da perna direita geraram R^2 máximo de 0,941, um valor máximo de 0,871 foi obtido para a perna esquerda. Ainda mais interessante é o fato de, enquanto o valor máximo para a perna direita foi obtido para se estimar próximas contrações, na perna esquerda os melhores resultados referem-se à estimação dos últimas contrações. Tal diferença poderia ser explicada por diferentes atrasos que podem ter ocorrido no experimento entre o fim da sequência de contrações e o teste de excitabilidade, bem como entre o final do teste de excitabilidade e o início da sequência de contrações. Outras explicações poderiam estar relacionadas a mecanismos que, naquelas condições experimentais, foram mais determinantes para o surgimento da fadiga. Cabe mencionar aqui que o participante 1 é o único que utiliza eletroestimulação regularmente em sua vida cotidiana.

Os dados da participante 4 também apresentaram características marcantes. Notadamente, percebe-se que os resultados obtidos para qualidade da estimação da redução da força usando valores de excitabilidade neuromuscular foram bons (com exceção de UP, todos outros apresentaram $R^2 > 0,9$). Entretanto, os resultados para outras variáveis de entrada foram os piores quando comparados a dados obtidos de outros participantes. Tal fato pode indicar que, muito embora a excitabilidade permita atingir baixos erros de predição da redução da força, características mecânicas do músculo impedem que o resultado obtido a partir do MMG apresente comparável desempenho. Uma das hipóteses para explicar tais diferenças biomecânicas é o tempo de lesão, maior entre todos os participantes.

Um fenômeno diferente pode ser observado nos dados obtidos da participante 3. Nesse caso, observou-se que a qualidade dos modelos obtidos para prever a próxima contração foi baixa quando comparado à qualidade dos modelos que estimam as últimas contrações. De fato, a participante 3 apresentou contrações diferenciadas em relação aos outros participantes, nas quais a relação entre o pico de força e as outras variáveis (média e integral) foi elevada. É possível que os mecanismos que causem tal efeito também contribuam para reduzir a correlação entre a excitabilidade e as características de força das contrações imediatamente subsequentes.

Em relação a comparações com a literatura, infelizmente o número de trabalhos realizados para investigar relações entre sinais obtidos de acelerômetros e a redução da força muscular induzida por eletroestimulação é limitada. O principal trabalho sobre o tema é [124]. Neste, relatam-se altos coeficientes de determinação obtidos a partir do pico e valor médio do sensor de MMG num protocolo também desenhado para produzir fadiga em pessoas com LM. Entretanto, importantes diferenças existem entre o protocolo realizado na Universidade de Sydney e o protocolo descrito nesse trabalho. No trabalho de Zainah et al. é utilizado um sensor de MMG baseado em outra tecnologia, em especial um tensiômetro capaz de medir a força de deslocamento muscular com precisão. Nesse contexto, questiona-se se tal instrumental poderia ser utilizado em procedimentos cotidianos de fisioterapia. Além disso, no protocolo em questão aplicou-se contrações subsequentes, i.e. sem nenhum intervalo. No nosso caso, tal abordagem não foi possível, devido ao interesse em se estudar os efeitos do teste de excitabilidade.

6

CONCLUSÕES

O uso de eletroestimulação como alternativa ao exercício ativo em pacientes com lesão medular ou com doenças como a polineuropatia do doente crítico pode induzir a manutenção ou recuperação do tecido neuromuscular. Nesse contexto, neste trabalho se desenvolveu um sistema de eletroestimulação para ambientes clínicos e de pesquisa que permite a aplicação de terapias personalizadas de curta e longa duração (até 24h), assim como a utilização e aplicação do teste automatizado de excitabilidade neuromuscular baseado em medições de acelerômetro para auxiliar na investigação da redução da força muscular isométrica induzida pelo uso prolongado de eletroestimulação.

Este trabalho passou por diversas etapas até chegar a uma versão final que representa o desenvolvimento de um sistema de eletroestimulação que satisfaz os requisitos propostos na etapa de projeto. O desenvolvimento levou em consideração as normas ABNT NBR IEC 60601-1, ABNT NBR IEC 60601-2-10.

O eletroestimulador implementado permite o uso de 2 canais em sua versão avaliada nesse trabalho, funcionando numa ampla faixa de operação, com um controle versátil dos parâmetros de estimulação. As características de controle do sistema permitiu aplicar diversos tipos de testes que com equipamentos comerciais não são possíveis, como evidenciado no Capítulo 5.

A avaliação e validação do protótipo se deu em testes de desempenho em laboratório, bem como em testes comparativos com dispositivos comercializados no Brasil. Os testes em laboratório incluíram procedimento para verificar características fundamentais do sistema, como isolamento, geometria do sinal, faixa de operação em termos de carga aplicada, compatibilidade eletromagnética, usabilidade da interface de controle, entre outras. Os testes comparativos evidenciaram a maior qualidade do equipamento proposto nessa tese em termos de precisão do valor de corrente aplicada, geometria do sinal e excelente comportamento térmico em tempos prolongado de uso.

Com o sistema proposto e construído nesse trabalho foi possível realizar um estudo experimental onde foram analisadas variáveis que tem relação entre a redução da força muscular isométrica evocada por eletroestimulação em membros inferiores de pessoas com LM e a quantidade de corrente determinada em teste de excitabilidade neuromuscular.

O estudo experimental permitiu analisar tanto variáveis de entrada (nível de corrente do teste de excitabilidade e medidas relacionadas ao sinal de MMG durante contrações isométricas produzida por estimulação elétrica), quanto variáveis de saída relacionadas com força muscular isométrica produzida durante a estimulação elétrica. Tais variáveis foram analisadas empregando-se dois modelos (linear e exponencial).

Apesar da variabilidade em termos de medidas de qualidade dos modelos de estimação obtidos, dados obtidos a partir de experimentos envolvendo cinco participantes demonstram que a excitabilidade neuromuscular pode ser utilizada para prever características relativas à redução da força produzida pela eletroestimulação nesse tipo de exercício ($R^2 = 0,77$). Mais que isso, o desempenho obtido pode indicar que a excitabilidade neuromuscular, sobretudo quanto medida por meio de procedimento automatizado, pode permitir o monitoramento do exercício e, assim, permitir às pessoas com lesão medular a realização de exercícios de fortalecimento mais eficientes e prolongados.

Além disso, uma importante conclusão de tal análise é que o valor de corrente obtida em teste de excitabilidade fornece melhores resultados para estimação da redução de força quando comparado às outras variáveis

relativas ao MMG utilizadas no trabalho.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

O trabalho desenvolvido nessa tese apresenta contribuições nas áreas de projeto de equipamentos eletromédicos, bem como na utilização de tal tecnologia em protocolo específico para estimulação da fadiga. Nesse contexto, são listados abaixo algumas propostas de possíveis trabalhos futuros:

- O sistema eletrônico projetado e implementado nesse trabalho representa apenas uma possibilidade entre diferentes alternativas apresentadas na literatura. Um estudo comparativo completo entre diferentes topologias poderia representar papel importante no potencial futuro de transferência da tecnologia para o setor industrial.
- O sistema desenvolvido não possui um sistema de desconexão automática caso ocorra algum erro entre a conexão dos eletrodos e o paciente, por isso deve-se implementar um sistema de verificação e segurança para proteger o paciente em caso de desconexão acidental dos eletrodos enquanto está sendo realizado um processo de estimulação elétrica.
- A análise dos dados obtidos no estudo experimental realizado nesse trabalho não incorporou uma análise mais profunda dos modelos identificados. Tais modelos poderiam ser utilizados para investigar aspectos adicionais, inclusive questões relacionadas a diferentes mecanismos relacionados à fadiga.
- Considerando o possível uso da excitabilidade neuromuscular para estimar e monitorar o nível da atividade muscular em exercícios isométricos, uma pergunta adicional seria se métodos similares poderiam ser aplicados em exercícios dinâmicos.
- Uma estimativa de nível de fadiga em exercícios assistidos por estimulação elétrica pode ser utilizada de diversas formas. Nesse contexto, estudos poderiam ser realizados para avaliar eficiência do uso de alarmes indicativos de nível de fadiga ao usuário que realiza o exercício, sistemas de controle para regulação da contração muscular a partir da estimulação da fadiga, sistemas de controle para balanceamento do nível de contração em exercícios que envolvem contração simultânea bilateral, como no remo assistido por eletroestimulação.
- Considerando o crescente uso de protocolos de estimulação baseados em matrizes de eletrodos superficiais, uma questão adicional é qual nível de desempenho para predição da fadiga os métodos desenvolvidos nesse trabalho apresentariam nesse novo contexto.

6.2 PUBLICAÇÕES

Além deste trabalho, o desenvolvimento do eletroestimulador e resultados preliminares foram publicados em congresso nacional. Também, o autor, durante seu período de doutorado dedicou-se ao apoio de outras pesquisas, em especial relacionadas ao uso de eletroestimulação em reabilitação do sistema neuromuscular em pessoas com LM. A seguir se apresenta uma lista com as publicações feitas durante o período de doutorado.

- L. O. Fonseca, B. M. Ferreira, M. E. G. Paredes, J. P. Freire, P. Sanches, A. P. L. Bo. Towards indoor rowing assisted by electrical stimulation for persons with paraplegia. In XXVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2018);
- J. A. Guimaraes, L. O. Fonseca, A. C. C. Sousa, M. E. G. Paredes, G. A. Brindeiro, A. P. L. Bo, E. Fachin-Martins. FES Bike Race preparation to Cybathlon 2016 by EMA team: a short case report. *Eur J Transl Myol.* 27(4):7169, December 2017;
- A. P. L. Bo, L. O. Fonseca, J. A. Guimaraes, E. Fachin-Martins, M. E. G. Paredes, G. A. Brindeiro, A. C. C. Sousa, M. C. N. Dorado, F. M. Ramos. Cycling with Spinal Cord Injury: A Novel System for Cycling Using Electrical Stimulation for Individuals with Paraplegia, and Preparation for Cybathlon 2016. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 24(4): 58-65, November 2017;
- L. O. Fonseca, A. P. L. Bo, J. A. Guimaraes, M. E. G. Paredes, E. Fachin-Martins. Cadence tracking and disturbance rejection in FES Cycling for paraplegic subjects: a case study. *Artificial Organs*, 41(11):E185-E195, November 2017;
- M. E. G. Paredes, A. P. L. Bo, L. O. Fonseca, L. L. Oliveira, J. L. Q. Durigan, P. E. Silva, G. H. Theodoro. Desenvolvimento de um sistema eletrônico de estimulação para uso em terapia intensiva para minimizar a disfunção músculoesquelética. In XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2016);
- C. P. O. Diaz, T. S. Rocha, L. L. Oliveira, M. E. G. Paredes, R. Lima, A. P. L. Bó, G. A. Borges. An above-knee prosthesis with magnetorheological variable-damping. In 5th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob 2014);
- L. O. Fonseca, L. L. Oliveira, M. X. Oliveira, M. E. G. Paredes, C. C. S. C. Paz, P. E. Silva, J. L. Q. Durigan, A. P. L. Bo. Estudo sobre o uso de estimulação elétrica funcional de membros inferiores em ciclismo. In XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2014);
- L. O. Fonseca, A. P. L. Bo, J. A. Guimarães, M. E. G. Paredes, U. Araújo, C. Azevedo-Coste, E. Fachin-Martins. Cadence tracking and disturbance rejection in FES cycling for paraplegic subjects: a case study. In 20th Annual International FES Society Conference (IFESS 2016).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 DURAND, D. M.; GRILL, W. M.; KIRSCH, R. *Electrical stimulation of the neuromuscular system*. He, bin. [S.l.: s.n.], 2005. 157–191 p. ISBN 0306486091.
- 2 ASTUR, D. C. et al. Lesão muscular: perspectivas e tendências atuais no brasil. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v. 49, n. 6, p. 573–580, 2014. ISSN 19824378.
- 3 MASINI, M. Estimativa da incidência e prevalência de lesão medular no brasil. *Jornal Brasileiro de Neurocirurgia*, v. 12, n. 2, p. 97–100, 2001.
- 4 FARIA, U. d. C. *Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares*. 222 p. Tese (Tese) — Tese, Universidade Estadual Paulista, 2006.
- 5 ZAMORA, V. E. C.; CRUZ, M. R. Polineuromiopia do paciente crítico: uma revisão da literatura. *Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto*, v. 12, n. 3, p. 118–129, 2013. ISSN 1983-2567.
- 6 MIRANDA, F. E. M. d. H. et al. Eletroestimulação em doentes críticos: uma revisão sistemática. *Revista Pesquisa em Fisioterapia*, v. 3, n. 1, p. 79–91, jul 2013.
- 7 ABELHA, F. J. et al. Fatores associados à maior mortalidade e tempo de internação prolongado em uma uti de adultos. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, v. 56, n. 1, p. 34–45, 2006. ISSN 0034-7094.
- 8 GRILL, W. M.; KIRSCH, R. F. Neuroprosthetic applications of electrical stimulation. *Assistive technology*, v. 12, n. 1, p. 6–20, 2000. ISSN 1040-0435.
- 9 MCDONALD, J. W. et al. Spinal cord injury. *Disability and rehabilitation*, v. 24, n. 13, p. 680–687, 2002.
- 10 POPOVIĆ, D. B.; SINKJAER, T. *Control of Movement for the Physically Disabled*. London: Springer London, 2000. ISBN 978-1-4471-1141-2.
- 11 SILVA, P. E. et al. Safety and feasibility of a neuromuscular electrical stimulation chronaxie-based protocol in critical ill patients: A prospective observational study. *Journal of critical care*, Elsevier Inc., v. 37, p. 141–148, 2016. ISSN 1557-8615.
- 12 DELEY, G. et al. Comparison of low-frequency electrical myostimulation and conventional aerobic exercise training in patients with chronic heart failure. *European journal of cardiovascular prevention and rehabilitation : official journal of the European Society of Cardiology, Working Groups on Epidemiology & Prevention and Cardiac Rehabilitation and Exercise Physiology*, v. 12, n. 3, p. 226–33, 2005. ISSN 1741-8267.
- 13 ZANOTTI, E. et al. Peripheral muscle strength training in bed-bound patients with copd receiving mechanical ventilation: Effect of electrical stimulation. *Chest*, v. 124, n. 1, p. 292–296, 2003. ISSN 00123692.
- 14 NAKI, I. K. et al. Is the use of computerized electrical stimulation associated with cycloergometrics in individuals with medullary lesion beneficial for the muscular parameters? *Acta Fisiátrica*, v. 18, n. 4, p. 211–216, 2011. ISSN 0104-7795.
- 15 FERREIRA, L. L.; VANDERLEI, L. C.; VALENTI, V. E. Neuromuscular electrical stimulation in critically ill patients in the intensive care unit: a systematic review. *Einstein (Sao Paulo, Brazil)*, v. 12, n. 3, p. 361–365, 2014. ISSN 1679-4508.
- 16 KITCHEN, S. *Eletroterapia : Prática Baseada em Evidências*. 11. ed. Solihull: Elsevier Health Sciences, 2003. 3–350 p. ISBN 8520414532.
- 17 VOLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*, v. 74, n. 2, p. 219–227, 1997. ISSN 01650270.

- 18 MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. *Anatomia orientada para a clínica*. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2014. 1142 p. ISSN 0717-6163. ISBN 8527712571.
- 19 BENJAMIN, M. *Encyclopedia and dictionary of medicine, nursing, and allied health*. [S.l.]: W.B. Saunders Company, 1978. 1148 p.
- 20 GERARD, R.; STIRRETT, D. The nervous system. In: *Human Anatomy & Physiology*. [S.l.]: McGraw-Hill Ryerson, 2010. cap. 11, p. 364 – 403.
- 21 MAI, J. K.; PAXINOS, G. *The human nervous system*. [S.l.]: Elsevier Academic Press, 2012. 1415 p.
- 22 LENT, R. *Cem bilhões de neurônios*. [S.l.]: Atheneu, 2002. 698 p. ISBN 9788538801023.
- 23 FONSECA, L. O. Instrumentação e controle em ciclismo assistido por estimulação elétrica para indivíduos com lesão medular (dissertação de mestrado). Universidade de Brasília, p. 100, 2015.
- 24 VANPUTTE, C.; REGAN, J.; RUSSO, A. *Anatomia e Fisiologia de Seeley*. 10. ed. [S.l.]: Mc Graw Hill, 2016. 328 p. ISSN 15216543. ISBN 9728930070.
- 25 GERALDO, D. jose; AMERICO, F. C. *Anatomia humana - sistêmica e segmentar*. 3. ed. [S.l.]: Atheneu, 2007.
- 26 JONES, D.; HAAN, A. D.; ROUND, J. *Skeletal Muscle*. [S.l.]: Churchill Livingstone, 2004. 192 p. ISBN 9780443074271.
- 27 José López Chicharro, A. F. V. *Fisiología del Ejercicio*. [S.l.]: Editora médica panamericana, 2006. ISBN 84-7903-983-3.
- 28 ERICK, C. M. et al. Estimulación eléctrica, aplicaciones y actualidades en urología. *Medigraphoc*, v. 17, n. 4, p. 207–214, 2002.
- 29 HEIDLAND, A. et al. Neuromuscular electrostimulation techniques: Historical aspects and current possibilities in treatment of pain and muscle waisting. *Clinical Nephrology*, v. 79, n. 13, p. 12–23, 2013. ISSN 0301-0430.
- 30 SANCHES, M. A. A. *Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos*. 186 p. Tese (Doutorado) — Tese, Universidade Estadual Paulista, 2013.
- 31 FERNANDO, C. B.; Bezerra da Silva, E. *A eletroestimulação neuromuscular e suas vertentes de aplicação: um estudo de revisão*. *Ef Deportes*, 2017. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd151/a-eletroestimulacao-neuromuscular-aplicacao.htm>>.
- 32 POPOVIC, M. R. et al. Compex motion - new portable transcutaneous stimulator for neuroprosthetic applications. In: *Proceeding of the Eropcean control conference*. [S.l.: s.n.], 2001. p. 3945–3950. ISBN 9783952417362.
- 33 LINARES, M.; ESCALANTE, K.; La Touche, R. Bibliographical review of the currents and parameters more effective in the electrostimulation of the cuadriceps. *Fisioterapia*, Elsevier, v. 26, n. 4, p. 235–244, 2004. ISSN 02115638.
- 34 WU, H.-c. et al. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for fes applications. *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, v. 51, n. 1, p. 2–9, 2002.
- 35 MAFFIULETTI, N. A. et al. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: State-of-the art and unresolved issues. *European Journal of Applied Physiology*, v. 111, n. 10, p. 2391–2397, 2011. ISSN 14396319.
- 36 DELITTO, A. et al. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Physical therapy*, v. 68, n. 5, p. 660–663, 1988. ISSN 0031-9023.

- 37 ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. *Eletrofisiologia Clínica: Eletroterapia e teste eletrofisiológico*. [S.l.]: Artmed, 2002. 560 p. ISBN 9788536323411.
- 38 PAULO, C. M. J. et al. Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular durante a imobilização nas propriedades mecânicas do músculo esquelético. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 13, n. 1, p. 55–59, 2007. ISSN 15178692.
- 39 MAFFIULETTI, N. A. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology*, v. 110, n. 2, p. 223–234, 2010.
- 40 GARCIA, E.; PADILLA, I.; FRANCO, M. A. Electrostimulation methodology in sport. *Federación Española de Atletismo*, v. 23, n. 2, p. 36–47, 2001. ISSN 0211-5638.
- 41 STERIN, G. M. *Los diferentes tipos de electroestimulación en el paciente con dolor*. [S.l.]: Escuela de Kinesiología y Fisiatría, 1966. 4 p.
- 42 CRÉPON, F. et al. Electroterapia. electroestimulación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, v. 29, n. 1, p. 1–20, 2008. ISSN 12932965.
- 43 TEJADA, J. B. Electrodiagnóstico por estimulación. In: *Manuales de fisioterapia*. [S.l.]: Terapia Física, 1997. p. 1–20.
- 44 FERNANDES, L. F. R. M. et al. Stimulus electrodiagnosis and motor and functional evaluations during ulnar nerve recovery. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 20, n. 2, p. 126–132, 2016. ISSN 18099246.
- 45 PATERNOSTRO-SULGA, T. et al. Chronaxie and accommodation index in the diagnosis of muscle denervation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 81, n. April, p. 253–260, 2002.
- 46 KIMURA, J. *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle*. [S.l.]: OXFORD, 2013. 1177 p. ISSN 0736-0258. ISBN 0199738688.
- 47 RUSSO, T. L. et al. Alterações da cronaxia, da reobase e da acomodação no músculo esquelético desnervado submetido à eletroestimulação. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 8, n. 2, p. 169–175, 2004.
- 48 IRNICH, W. The terms "chronaxie" and "rheobase" are 100 years old. *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, v. 33, n. 4, p. 491–496, 2010. ISSN 01478389.
- 49 PIEBER, K. et al. Optimizing stimulation parameters in functional electrical stimulation of denervated muscles: a cross-sectional study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 12, p. 51, 2015. ISSN 1743-0003.
- 50 MARTÍN, R. *Prácticas de electroterapia en fisioterapia*. [S.l.: s.n.], 2014. v. 1. ISSN 1098-6596. ISBN 9788578110796.
- 51 SABATER, E. A. *Efeito do uso da estimulação elétrica muscular durante o processo de reparação tecidual graus distintos de axonotmese experimental do nervo ciático de ratos*. 99 p. Tese (Doutorado) — Dissertação, Universidade de São Paulo, 2012.
- 52 AGARWALA, P. *Programmable Functional Electrical Stimulation System*. 1986. 11 p.
- 53 H., P. S. *Power Muscle Stimulator*. 1990. 15 p.
- 54 GEDDES, L. A. The first stimulators: Reviewing the history of electrical stimulation and devices. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, p. 532–542, 1994. ISSN 0739-5175.
- 55 COMETTI, G. Bibliografía sobre las bases elementales de la electroestimulación. In: *Los métodos modernos de musculación*. [S.l.]: Editorial Paidotribo, 2007. p. 116–121.
- 56 HUDLESON, B. D.; MAHNKE, J. F. *Apparatus and method for transcutaneous electrotherapy nerve stimulator*. 1980. 9 p.

- 57 REISS, H. W. *Combination Neuromuscular Stimulator and Electromyograph System*. 1996. 10 p.
- 58 JAW, F. S. et al. Microcomputer-based pulse stimulator. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 62, n. 1-2, p. 193–197, 1995. ISSN 01650270.
- 59 PHILLIPS, I. T. S. et al. *Apparatus and method for controlling pain by transcutaneous electrical stimulation (TES)*. 1980. 6 p.
- 60 SANTOS, A. C. et al. Equipamentos para estimulação elétrica funcional. *Acta Fisiátrica*, v. 2, n. 3, p. 18–23, 1995.
- 61 POPOVIC, M. R.; KELLER, T. Complex motion: Neuroprosthesis for grasping applications. In: *Enabling Technologies: Body Image and Body Function*. [S.l.]: Churchill Livingstone, 2004. p. 197–215. ISBN 9780702036477.
- 62 BRUNETTI, F. et al. Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011. ISSN 19457898.
- 63 SOUZA, D. et al. Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems. *Research on Biomedical Engineering*, v. 33, n. 2, p. 144–155, 2017. ISSN 24464740.
- 64 ILIC, M.; VASILJEVIC, D.; POPOVIC, D. B. A programmable electronic stimulator for fes systems. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 2, n. 4, p. 234–239, 1994. ISSN 10636528.
- 65 GAIOTTO, M. d. C. C. *Estimulador elétrico neuromuscular bifásico com saída em ponte h isolada eletricamente*. 124 p. Tese (Doutorado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2012.
- 66 BIJAK, M. et al. The vienna functional electrical stimulation system for restoration of walking functions in spastic paraplegia. *Artificial Organs*, v. 26, n. 3, p. 224–227, 2002. ISSN 0160564X.
- 67 KACZMAREK, K. A. et al. *A 16-Channel 8-Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System*. 1991. 933–943 p.
- 68 POPOVIC, M. R.; KELLER, T. Modular transcutaneous functional electrical stimulation system. *Medical Engineering and Physics*, v. 27, n. 1, p. 81–92, 2005. ISSN 13504533.
- 69 ALONSO, L. M.; MINOR, A.; ESCAMILLA, C. Design of a transcutaneous electrical stimulator to avoid the postoperative intestinal effects. *2007 4th International Conference on Electrical and Electronics Engineering, ICEEE 2007*, n. Iceee, p. 90–93, 2007.
- 70 TEIXEIRA, C. C.; NOHAMA, P. *Sistema Portátil de Estimulação Neuromuscular Mult icanal Microcontrolado*. Curitiba: Anais do IV Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, 1998. 175–176 p.
- 71 VELLOSO, J. B.; SOUZA, M. N. A programmable system of functional electrical stimulation (fes). *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, p. 2234–2237, 2007. ISSN 05891019.
- 72 CHENG, K. W. E. et al. Development of a circuit for functional electrical stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 12, n. 1, p. 43–47, 2004. ISSN 15344320.
- 73 MARTINS, H. R. et al. Desenvolvimento de sistema para neuroestimulação elétrica com forma de onda arbitrária. In: *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 4–7. ISBN 9788560064137.
- 74 SOUZA, A. F. C.; PINO, A. V.; SOUZA, M. N. Estágio de saída com isolamento de paciente para eletroestimulador funcional. *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica*, p. 1–3, 2012.
- 75 MASDAR, A.; IBRAHIM, B. S.; JAMIL, M. M. A. Development of wireless-based low-cost current controlled stimulator for patients with spinal cord injuries. *2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, IECBES 2012*, n. December, p. 493–498, 2012.

- 76 JOHNSEN, E. et al. Design and construction of an electrical muscle stimulation system to decrease forearm muscle atrophy post-fracture. *2011 IEEE 37th Annual Northeast Bioengineering Conference, NEBEC 2011*, 2011. ISSN 2160-7001.
- 77 O'KEEFFE, D. T.; LYONS, G. M. A versatile drop foot stimulator for research applications. *Medical Engineering and Physics*, v. 24, n. 3, p. 237–242, 2002. ISSN 13504533.
- 78 NOGUEIRA, R. R. et al. The output circuit of a biphasic constant current electrical stimulator. *VII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2016*, v. 60, p. 621–625, 2017.
- 79 Khosravani Sanaz; Lahimgarzadeh Nasim; Maleki Ali. Developing a stimulator and an interface for fes- cycling rehabilitation system. *18th Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME2011)*, n. December, p. 14–16, 2011.
- 80 VELLOSO, J. B. *Sistema para estimulação elétrica funcional (FES-PEB)*. [S.l.]: Dissertação (Mestrado), Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2007. 162 p.
- 81 QUARK. *Dualpex 071, Estimulador Neuromuscular*. Piracicaba: [s.n.], 2013. 1–31 p. Disponível em: <www.quarkmedical.com.br>.
- 82 CHEN, M. et al. A self-adaptive foot-drop corrector using functional electrical stimulation (fes) modulated by tibialis anterior electromyography (emg) dataset. *Medical Engineering and Physics*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, v. 35, n. 2, p. 195–204, 2013. ISSN 13504533.
- 83 HONGEN, Q. et al. Development of a network fes system for stroke rehabilitation. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, p. 3119–3122, 2011. ISSN 1557170X.
- 84 WILLAND, M. P.; BRUIN, H. de. Design and testing of an instrumentation system to reduce stimulus pulse amplitude requirements during fes. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, v. 2008, p. 2764–2767, 2008. ISSN 1557-170X.
- 85 De Lima, J. A.; CORDEIRO, A. S. A low-cost neurostimulator with accurate pulsed-current control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 49, n. 5, p. 497–500, 2002. ISSN 00189294.
- 86 MASDAR, A. et al. Current source with low voltage controlled for surface electrical stimulation. *International colloquium on signal processing and its applications*, v. 1, n. 13, p. 8–10, 2013.
- 87 BOYLESTAD, R.; NASSHELKY, L. *Dispositivos Eletrônicos e Teoria dos Circuitos*. 12a. ed. [S.l.]: Pearson, 2013. 784 p. ISBN 978-8564574212.
- 88 Nascimento Junqueira, M. V. *Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando Controlador Digital*. 105 p. Tese (CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA) — Dissertação, Universidade Estadual Paulista, 2003.
- 89 PAREDES, M. E. G. et al. Desenvolvimento de um sistema eletrônico de estimulação para uso em terapia intensiva para minimizar a disfunção musculoesquelética. In: *XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. Foz de Iguazu: [s.n.], 2016.
- 90 CATUNDA, J. M. Y. *Estimulação elétrica neuromuscular com controle em malha fechada: desenvolvimento e aplicação em pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral*. 107 p. Tese (Doutorado) — Tese, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2016.
- 91 BRAZ, G. P. *Sistema de eletroestimulação informatizado para o tratamento da dor e para a reabilitação neuromuscular*. 133 p. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.
- 92 NED, M.; M.U.TORE; P.R.WILLIAM. *Power Electronics, Converters, Applications, and Desing*. 2003. 596 – 626 p.

- 93 BÓ, A. P. L.; FONSECA, L. O. da; SOUSA, A. C. C. de. Fes-induced co-activation of antagonist muscles for upper limb control and disturbance rejection. *Medical Engineering and Physics*, v. 38, n. 11, p. 1176–1184, 2016. ISSN 18734030.
- 94 FERRARIN, M. et al. Model-based control of fes induced single joint movements. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 9, n. 3, p. 245–257, 2001. ISSN 1534-4320.
- 95 SHARMA, N. et al. Nonlinear neuromuscular electrical stimulation tracking control of a human limb. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 17, n. 6, p. 576–584, 2009. ISSN 1534-4320.
- 96 SCHAUER, T. et al. Online identification and nonlinear control of the electrically stimulated quadriceps muscle. *Control Engineering Practice*, v. 13, n. 9, p. 1207–1219, 2005. ISSN 09670661.
- 97 KOBRAVI, H.-R.; ERFANIAN, A. Decentralized adaptive robust control based on sliding mode and nonlinear compensator for the control of ankle movement using functional electrical stimulation of agonist–antagonist muscles. *Journal of Neural Engineering*, v. 6, n. 4, 2009. ISSN 1741-2560.
- 98 ZHANG, Q. et al. Fes-induced torque prediction with evoked emg sensing for muscle fatigue tracking. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 16, n. 5, p. 816–826, 2011. ISSN 10834435.
- 99 R, C. *Complex SP 8.0 Instructions for Use*. 2012. 2–36 p. Disponível em: <www.complexstore.com>.
- 100 Arce Rodríguez, E. Physiological mechanisms of neuromuscular fatigue. n. 615, p. 461–464, 2015.
- 101 AMENT, W.; VERKERKE, G. J. Exercise and fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, v. 39, n. 5, p. 389–422, 2009. ISSN 0112-1642.
- 102 ZORY, R. et al. Central and peripheral fatigue of the knee extensor muscles induced by electromyostimulation. *International Journal of Sports Medicine*, v. 26, n. 10, p. 847–853, 2005. ISSN 01724622.
- 103 WESTERBLAD, H.; ALLEN, D. G.; LÄNNERGREN, J. Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? *News in Physiological Sciences*, v. 17, n. 0886-1714 SB - IM, p. 17–21, 2002. ISSN 0886-1714.
- 104 ASCENSÃO, A.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA, J. Fisiologia da fadiga muscular. delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de ...*, v. 3, n. 1, p. 108–123, 2003. ISSN 16450523.
- 105 BABAULT, N. et al. Effects of electromyostimulation training muscle strength and power of elite rugby players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 21, n. 2, p. 431–437, 2007.
- 106 FALLER, L. et al. Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de eenmm. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 13, n. 5, p. 422–429, 2009. ISSN 14133555.
- 107 Essen Van, D. C. The contribution of membrane hyperpolarization to adaptation and conduction block in sensory neurones of the leech. *The journal of physiology*, v. 230, n. 3, p. 509–534, 1973.
- 108 MOORE, P. A. A model of the role of adaptation and disadaptation in olfactory receptor neurons: Implications for the coding of temporal and intensity patterns in odor signals. *Chemical Senses*, v. 19, n. 1, p. 71–86, 1994. ISSN 0379864X.
- 109 SALVINI, T. F. et al. Efeitos da eletroestimulação e do alongamento muscular sobre a adaptação do músculo desnervado – implicações para a fisioterapia Effects of electrical stimulation and stretching on the adaptation of denervated skeletal muscle – implications for physical t. *Rev Bras Fisioter*, v. 16, n. 3, p. 175–83, 2012. ISSN 1413-3555.
- 110 WOODS, B. et al. Mecbanomyography Based Closed-Loop Functional Electrical Stimulation Cycling System. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, IEEE, v. 2018-Augus, p. 179–184, 2018. ISSN 21551774.

- 111 SILVA, S. M. et al. Estudo da fadiga muscular pela eletromiografia e força muscular, após dois protocolos de estimulação elétrica funcional. *ConScientiae Saúde*, v. 9, n. 2, p. 220–226, 2010. ISSN 1677-1028.
- 112 De Oliveira, P. F. A. et al. Neuromuscular fatigue after low- and medium-frequency electrical stimulation in healthy adults. *Muscle and Nerve*, v. 58, n. 2, p. 293–299, 2018. ISSN 10974598.
- 113 TEPAVAC, D.; SCHWIRTLICH, L. Detection and prediction of fes-induced fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 7, n. 1, p. 39–50, 1997. ISSN 10506411.
- 114 LI, Z. et al. Muscle fatigue tracking with evoked emg via recurrent neural network: Toward personalized neuroprosthetics. *IEEE Computational Intelligence Magazine*, v. 9, n. 2, p. 38–46, 2014. ISSN 1556603X.
- 115 MADELEINE, P. et al. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 11, n. 2, p. 113–121, 2001. ISSN 10506411.
- 116 Nogueira Neto, G. N. *Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular*. 166 p. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual de Campinas, 2013.
- 117 BOHÓRQUEZ, I. J. R.; SOUZA, M. N. de; PINO, A. V. Influence of functional electrical stimulation parameters in quadriceps concentric contraction. *Revista Brasileira de Engenharia Biomedica*, v. 29, n. 2, p. 153–165, 2013. ISSN 15173151.
- 118 DUARTE, V.; DIAS, D.; MELO, H. Mecanismos moleculares da fadiga. *Brazilian Journal of Biomotricity*, v. 2, n. 2, p. 3–38, 2008.
- 119 TARATA, M. T. Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *Biomedical engineering online*, v. 2, p. 3, 2003. ISSN 1475-925X.
- 120 AKATAKI, K.; MITA, K.; ITOH, Y. Relationship between mechanomyogram and force during voluntary contractions reinvestigated using spectral decomposition. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 80, n. 3, p. 173–179, jul 1999. ISSN 0301-5548.
- 121 VAZ, M. A.; HERZOG, W. A mecanografia como técnica para o estudo da função muscular. *Movimento*, v. 5, n. 10, p. 15–20, 1999.
- 122 JOTTA, B. et al. Characterization of the mechanomyographic signal of three different muscles and at different levels of isometric contractions. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, v. 17, n. 4, p. 73–84, 2015. ISSN 1509409X.
- 123 KRUEGER, E. et al. Advances and perspectives of mechanomyography. *Brazilian Journal of Biomedical Engineering*, v. 30, n. 4, p. 384–401, 2014.
- 124 ZAINAH, N. M. et al. Mechanomyography and torque during fes-evoked muscle contractions to fatigue in individuals with spinal cord injury. *Sensors (Switzerland)*, v. 17, n. 7, p. 1–15, 2017. ISSN 14248220.
- 125 GOBBO, M. et al. Torque and surface mechanomyogram parallel reduction during fatiguing stimulation in human muscles. *European Journal of Applied Physiology*, v. 97, n. 1, p. 9–15, 2006. ISSN 14396319.
- 126 CAROLINA, A. et al. *Efeitos e modos de aplicação da eletroestimulação neuromuscular em pacientes críticos Resumo*. [S.l.]: Associação Brasileira de Fisioterapia Cardiorrespiratória e Fisioterapia em Terapia Intensiva, 2016. 59–68 p.
- 127 JUNG, W. *Op Amp Application Handbook*. 1. ed. [S.l.]: Elsevier, 2005. 895 p. ISBN 0-7506-7844-5.
- 128 CARTER, B.; BROWN, T. Handbook of operational amplifier applications. *Texas Instruments Application Report*, v. 86, n. October, p. 1–94, 2001.
- 129 DEVICE, A. *Versatile High Precision Programmable Current Sources Using DACs, Op Amps, and MOSFET Transistors*. 2011. 1–3 p.

- 130 INVENSENSE. *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification*. 2013. 1–57 p.
- 131 NAYLAMP, M. *Tutorial MPU6050, Acelerómetro y Giroscopio*. 2016.
- 132 Jeff Rowberg. *i2cdevlib/Arduino/MPU6050 at master · jrowberg/i2cdevlib · GitHub*. 2019. Disponível em: <<https://github.com/jrowberg/i2cdevlib/tree/master/Arduino/MPU6050>>.
- 133 TECNOTRAFO. *Lista de produtos*. 2017. Disponível em: <http://tecnotrafo.ind.br/produtos_lista.php?cat=3>.

APÊNDICES

Lista cronológica das versões do estimulador elétrico

A seguir é apresentado resumidamente o processo de desenvolvimento das diferentes versões que antecederam a versão final apresentada detalhadamente neste trabalho.

Primeira versão

Na Figura A.1 se apresenta a prova de conceito do circuito da primeira versão do sistema.

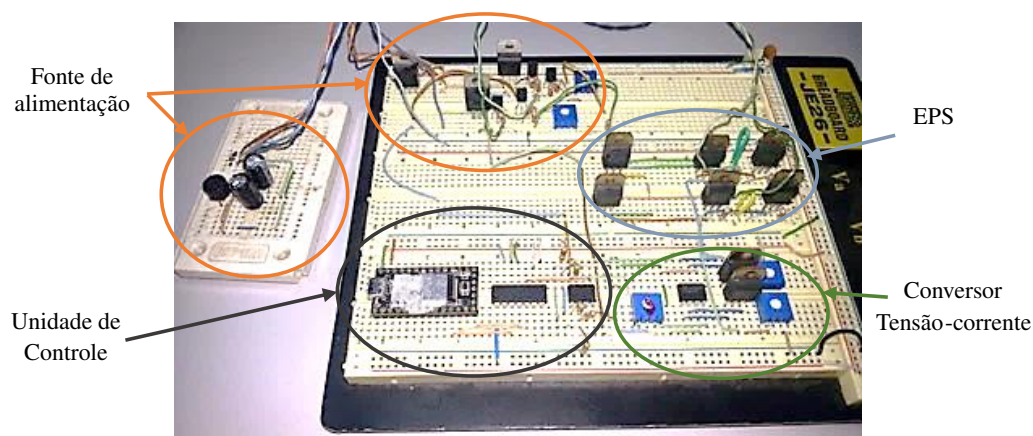


Figura A.1: Versão em placa de prototipagem da primeira versão do sistema.

- Principais componentes:
 - Teensy 3.0;
 - DAC4921/DAC4922;
 - Amplificador operacional LM741;
 - Transistores TIP31, TIP32;
 - Regulares de tensão para $+5V_{DC}$ e $\pm 15V_{DC}$
 - Alimentação por fonte externa;
- Saída do circuito

Antes de usar DACs, na primeira versão do estimulador foi usada uma outra solução que se baseava no uso de um microcontrolador controlando suas saídas PWM para gerar unicamente um sinal quadrado. Por causa da pouca eficiência que isto oferecia foi escolhido testar conversores digitais analógicos, solução que mostrou ser bastante versátil e útil para o projeto.

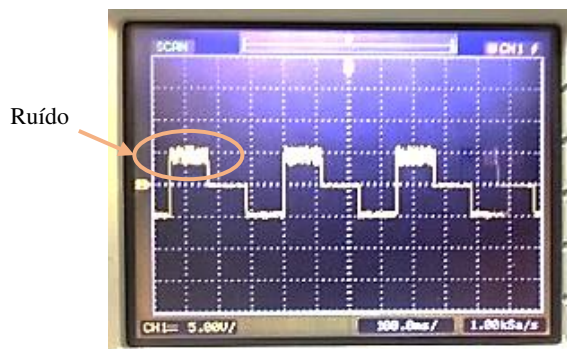


Figura A.2: Estímulo elétrico criado pela primeira versão do sistema.

Inicialmente foram feitas simulações da primeira versão do sistema usando a plataforma Arduino Mega e Nano junto com o DAC4921 e DAC4922 no software de simulação Proteus 8.7 (Labcenter, EUA). Foram encontrados vários desafios sobretudo na programação do firmware. Com o DAC4921 foi possível criar algoritmos para um só canal e gerar diversas formas de onda. Replicar o código para dois canais foi relativamente simples com o DAC4922. Porém, nesse primeiro momento os canais eram totalmente dependentes, possuíam a mesma frequência podendo variar unicamente em amplitude. A partir desta versão continuou a se usar o DAC para a geração e controle dos parâmetros do sinal do estímulo elétrico.

Nesta versão o circuito amplificador diferencial (que permite criar um sinal bifásico a partir de um monofásico) foi implementado usando vários componentes eletrônicos como mostrado na Figura A.4. Nesse circuito o sinal do DAC entra como monofásico no primeiro amplificador operacional U1:A e em conjunto com o amplificador A1:B é inserido no sinal de entrada um valor DC *offset* que é ajustado no potenciômetro R_{V1} . Finalmente no amplificador U1:C é realizada uma amplificação do sinal, sendo ajustada pelo R_{V2} . Por fim na sua implementação e provas de desempenho foi identificado que funcionava relativamente bem, mas inseria ruído no sinal de saída. Além disso, algumas vezes era necessário reajustar o nível *offset*.

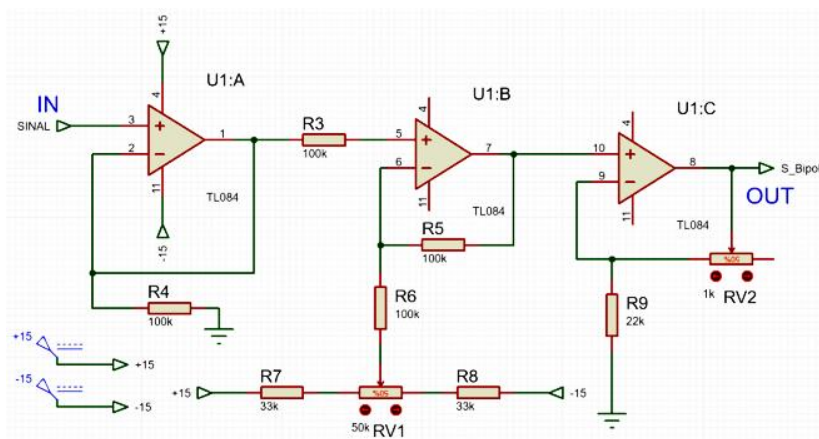


Figura A.3: Diagrama esquemático do diferenciador de tensão da primeira versão do sistema.

O módulo estimulador da primeira versão do sistema foi implementado com o EPS usado o espelho de corrente de Wilson junto com a arquitetura de Howland para o conversor de tensão-corrente. Finalmente, uma das características que chamou a atenção no sinal de estimulação gerado pelo sistema desta versão é o ruído manifestado no sinal (ver Figura A.2). Na Quinta versão, este problema é corrigido.

Segunda versão

Na Figura A.4 se apresenta a prova de conceito do circuito em PCI da segunda versão do sistema. Basicamente nesta versão foi implementada uma fonte simétrica de até $\pm 24V_{DC}$ e foram trocados os transistores do espelho de corrente para uma versão mais ajustada aos requisitos do projeto nesse momento. O circuito foi retirado da placa de prototipagem e foi construído em PCI, o que ajudou a melhorar o sinal na saída do amplificador diferencial com relação ao ruído.

A segunda versão possuía só um canal de estimulação e o controle dos parâmetros de estimulação era feito no firmware da unidade de controle. Por fim, esta versão foi utilizada pela primeira vez para realizar uma estimulação real na musculatura do antebraço esquerdo do autor, resultando em contração adequada.

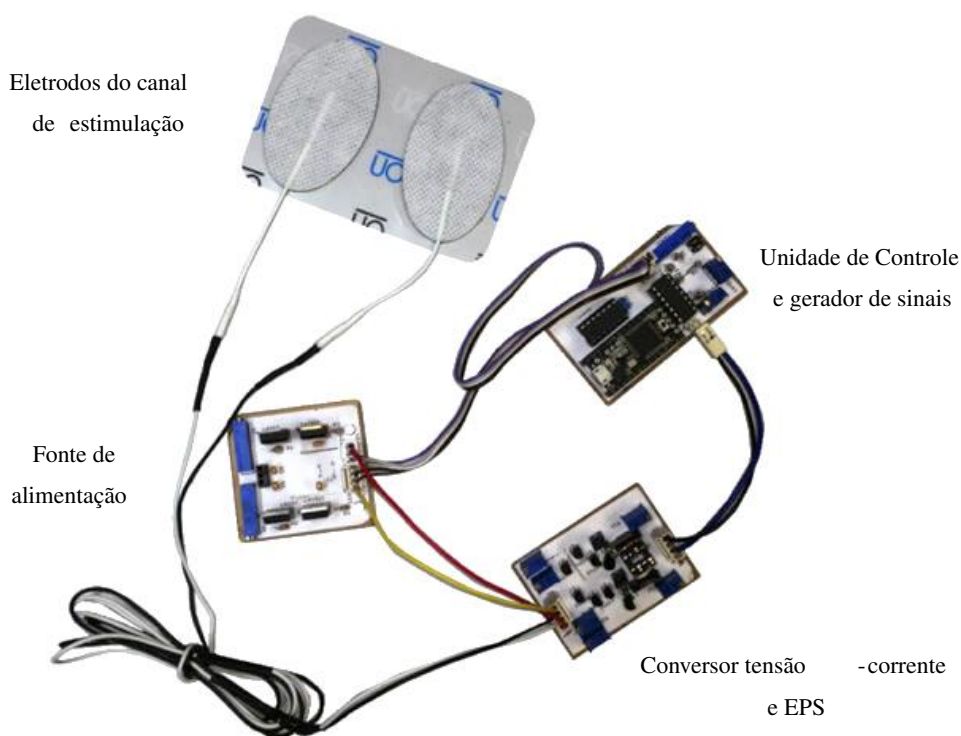


Figura A.4: PCIs da segunda versão do sistema.

- Principais componentes:
 - Teensy 3.0;
 - DAC4922;
 - Amplificador operacional TL084;
 - Transistores MPSA42 e MPSA92;
 - Regulares de tensão para $+5V_{DC}$;
 - Regulador de tensão variável para ajuste de $\pm 24V_{DC}$;
 - Alimentação por transformador;

Nesta segunda versão foi testado o conceito de modularidade, colocando as diferentes partes do sistema de forma separada com a finalidade de diagnosticar falhas mais facilmente. O controle dos parâmetros do sinal foi feito via comunicação serial, podendo-se ajustar a amplitude e frequência.

Esta versão permitia criar estímulos elétricos somente com forma de onda quadrada e amplitude de até 24mA em uma carga de 1kΩ. O ruído que aparecia na parte positiva do sinal da primeira versão, ficou mais evidente nesta segunda versão, aparecendo em sinais que ultrapassavam 18mA.

Terceira versão

Na Figura A.5 se apresenta a prova de conceito do circuito em PCI da terceira versão do sistema. Basicamente nesta versão foram implementados dois canais de estimulação colocando a fonte de alimentação, a unidade de controle, o gerador de sinais, os conversores de tensão-corrente e os EPS em uma única PCI. Além disso é implementada uma interface de controle analógica com botões e uma tela LCD para mostrar os comandos que podem ser modificados. A terceira versão do sistema com a interface de controle pode se observar na Figura A.6.

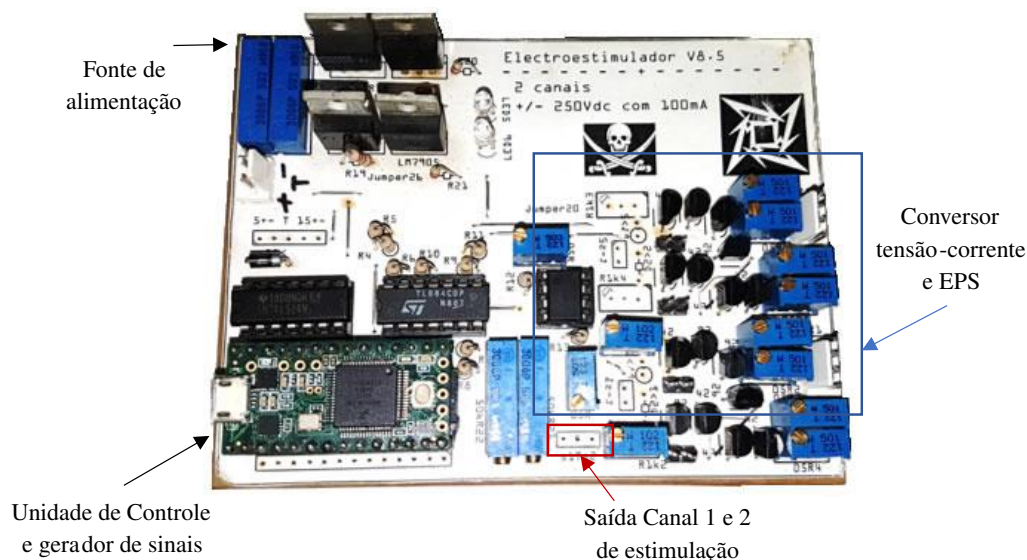


Figura A.5: PCI da terceira versão do sistema.

- Principais componentes:
 - Teensy 3.0;
 - DAC4922;
 - Amplificador operacional TL084;
 - Amplificador operacional TL082;
 - Transistores MPSA42 e MPSA92;
 - Regulares de tensão para $+5V_{DC}$;
 - Regulador de tensão variável para ajuste de $\pm 24V_{DC}$;
 - Alimentação por transformador;

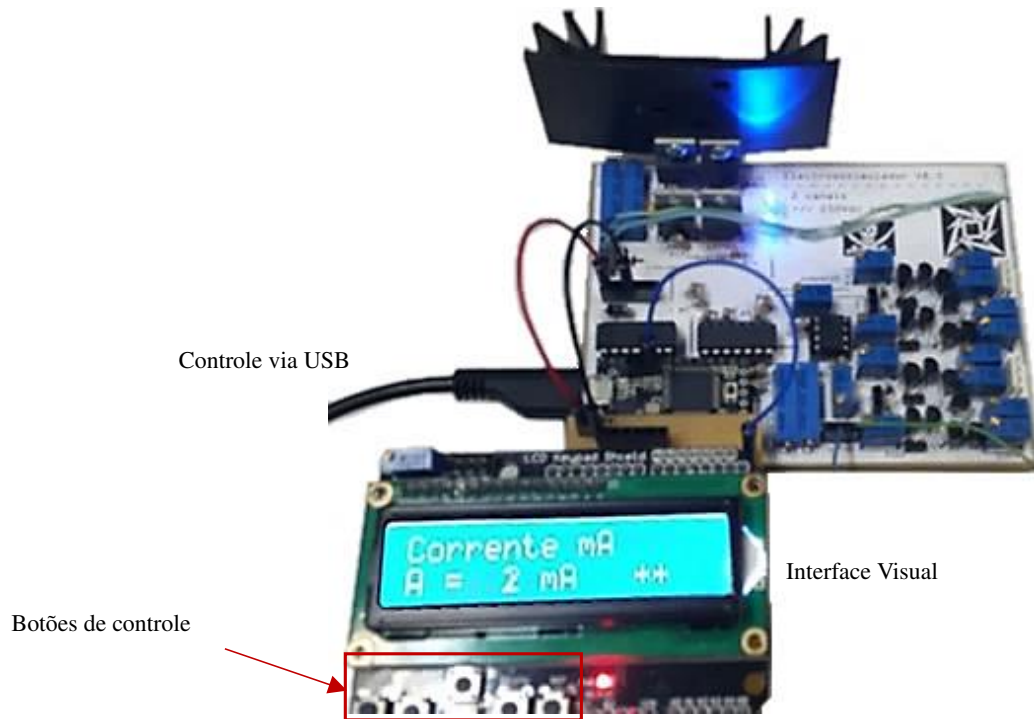


Figura A.6: Interface de controle analógica da terceira versão do sistema.

O desenvolvimento da interface de controle analógica forneceu informação importante sobre o manuseio do sistema. Foram anotadas as diferentes características implementadas na interface com a finalidade de servir de base para próximas interfaces melhorando a usabilidade da mesma.

Quarta versão

Na Figura A.7 se apresenta a prova de conceito do circuito em PCI da quarta versão do sistema. Mudanças significativas foram implementadas nesta versão. Primeiramente se optou por usar outro tipo de DAC, o DAC121S101 (Texas Instruments, EUA) (Figura A.7 (a)). Ele só possui um canal, a comunicação é feita sob interface I2C. A ideia inicial era usar vários canais separados para ser controlados de forma independente, mas depois de vários testes, foi decidido usar o DAC124S085 com comunicação SPI, mas com 4 canais (Figura A.7 (b)). Desses tipos de DAC foi percebida que a qualidade do sinal (relação sinal-ruído mais favorável) que eles geravam era superior à dos DAC usados nas versões anteriores. No caso do DAC124S085 foi usado um regulador de alta precisão para melhorar o seu desempenho. Seguindo as recomendações do fabricante foi usado o regulador de alta precisão LM4132-4.1 (Texas Instruments, EUA) que estabiliza a tensão exatamente em $4,096V_{DC}$. Em suma, foram construídos dois módulos para teste que compreendem o DAC124S085 e o seu regulador junto com componentes adicionais como recomendado pelo fabricante. A Figura A.8 mostra o módulo usado nesta versão.

A Figura A.7 (b) representa a quarta versão do sistema proposto. Nela pode-se observar que existem 4 canais de estimulação implementados, assim como 4 diferenciadores de tensão. Todos eles possuem as mesmas características. O amplificador diferencial implementado nesta versão é diferente ao usado nas versões anteriores. Foi utilizada uma topologia recomendada pelo fabricante do DAC.

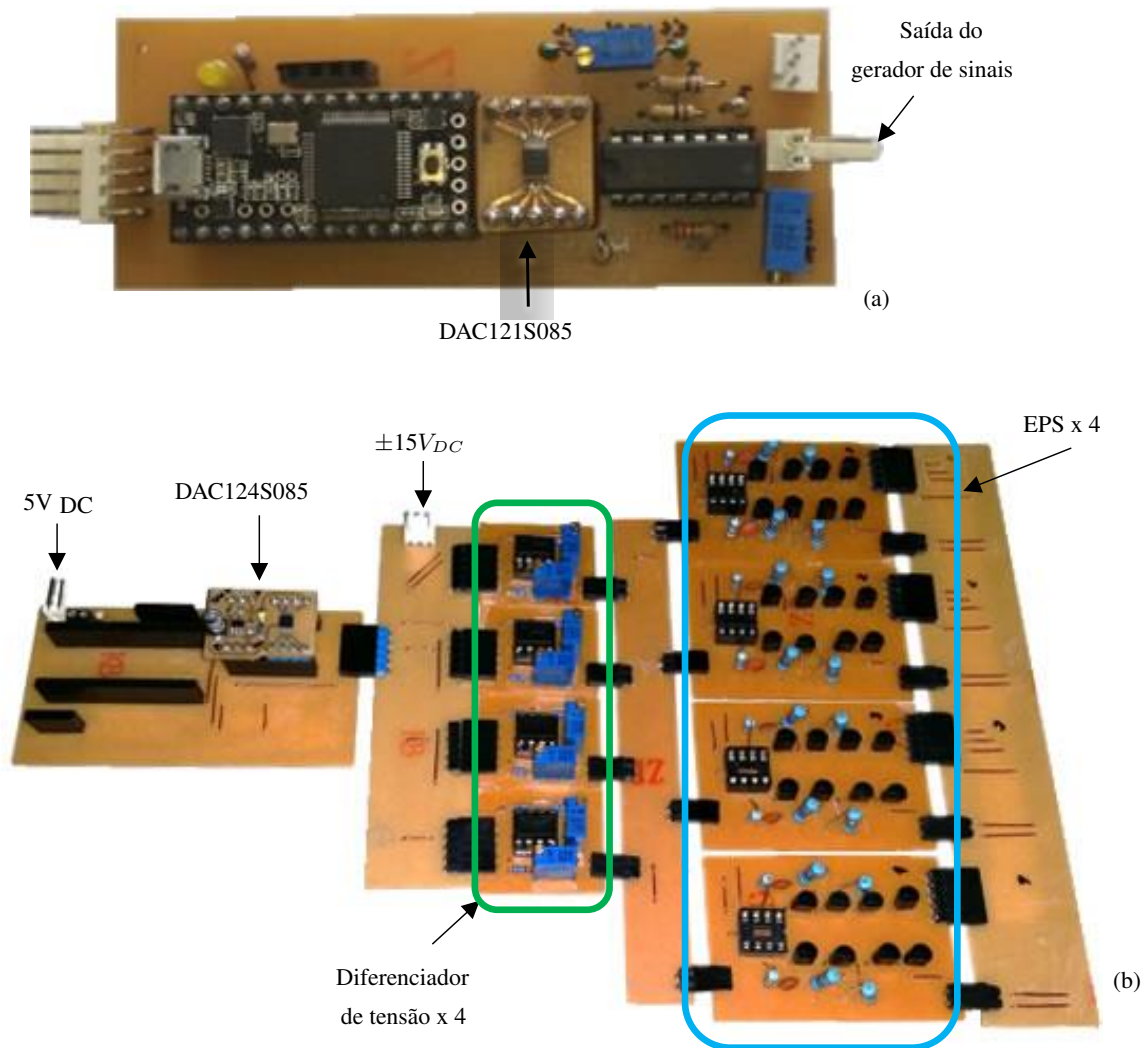


Figura A.7: PCIs da quarta versão do sistema, (a) com DAC121s085 e (b) com DAC124S085.

Note-se que esta versão do sistema foi desenvolvida para ser modular, pois a ideia era facilitar a substituição de qualquer conjunto de componentes de forma rápida.

- Principais componentes:
 - Teensy 3.0;
 - o DAC121S085 – DAC124S085;
 - Amplificador operacional TL084 (versão com o DAC121S085);
 - Amplificador operacional TL082 (versão com o DAC121S085);
 - Transistores MPSA42 e MPSA92;
 - Regulares de tensão para $+5V_{DC}$;
 - Regular lineal de alta precisão $+4.096V_{DC}$
 - Alimentação por transformador

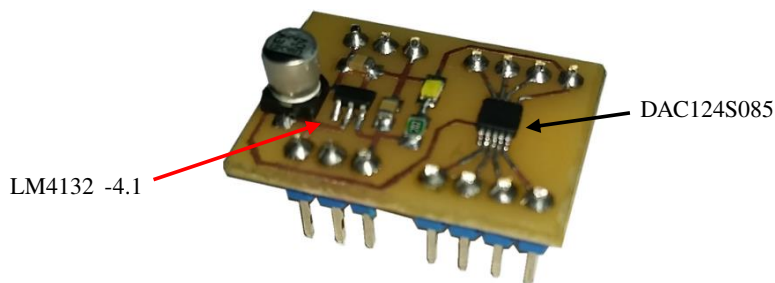


Figura A.8: Módulo DAC junto com o seu regulador de precisão.

Esta topologia forneceu informações muito importantes tanto do comportamento do circuito quanto do firmware da UC. Em especial, essa versão foi a primeira a ser testada com uma fonte de alta tensão DC de $150V_{DC}$. Para isto se utilizou uma fonte de grau médico referência B096 (Tecnotrafo, Brasil). Desta forma no início dos primeiros testes foi identificado que surgiam arcos elétricos entre as trilhas do circuito do EPS. Isto surgiu uma vez que o circuito foi projetado para ser compacto e ocupar um espaço reduzido, o que acabou por comprometer o seu funcionamento para altas tensões. Adiciona-se a isso o fato de que todas as PCI foram confeccionadas artesanalmente e não contavam com nenhum tipo de máscara anti-soldante ou isolante.

Depois de isolar as trilhas do circuito, o sistema foi colocado em funcionamento realizando alguns testes de desempenho. Isto forneceu informação sobre o comportamento dos transistores do EPS quando levados ao limite. Ou seja, colocando uma carga de $1,3k\Omega$ e uma corrente constante de $100mA$, os transistores que estão diretamente ligados com a carga se superaqueciam e queimavam, os outros também dissipavam potência em menor medida sem se queimar. Foi concluído então que era necessário redesenhar a PCI levando em consideração a troca dos transistores por outros com características de alta performance e com encapsulamentos que permitissem dissipar maior potência.

Quinta versão

A quinta versão basicamente o que mudou significativamente foi o EPS. Neste foram feitas correções dos erros encontrados nas versões anteriores: ruído no sinal de saída, espaçamento entre as trilhas e finalmente mudança dos transistores MPSA42 NPN com encapsulamento TO92 para o TIP48 NPN com encapsulamento TO220 e o MPSA92 PNP com encapsulamento TO92 para o MJE5730 PNP com encapsulamento TO220.

O ruído no sinal era produzido por capacitâncias parasitas no conversor de tensão-corrente, as quais foram drenadas para terra por meio da adição de um capacitor como mostrado na Figura A.9 (a). O EPS testado nesta versão é apresentado na Figura A.9 (b).

A Figura A.10 mostra um sinal de saída no EPS com $70mA$ em uma carga de $1k\Omega$.

Sexta versão

Na sexta versão foram incorporados todas as melhoras das versões anteriores, incluindo um gabinete para sua versão que foi apresentada na qualificação. Na Figura A.11 é apresentado o sistema de eletroestimulação nomeado como "Estimulema".

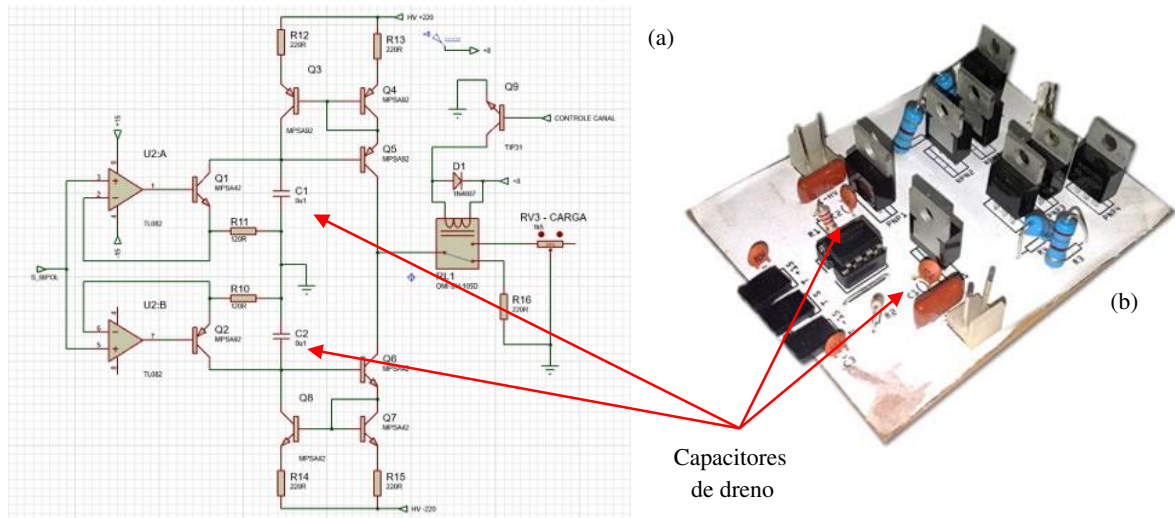


Figura A.9: Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.

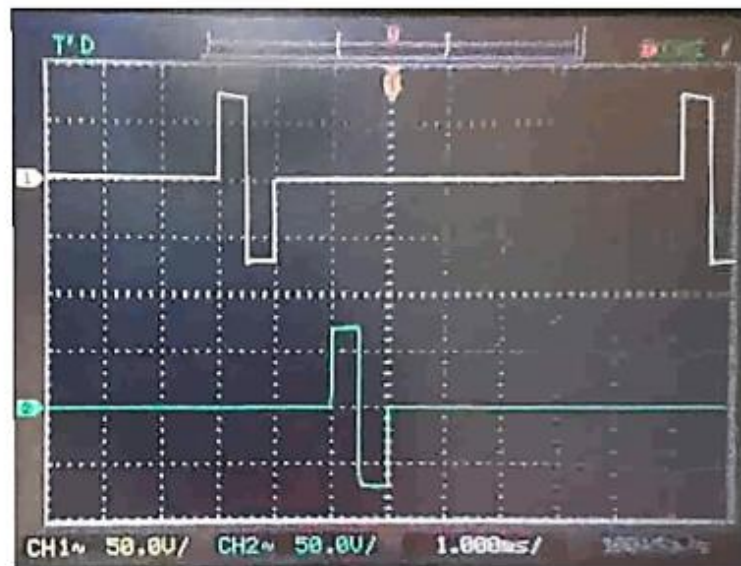


Figura A.10: Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.

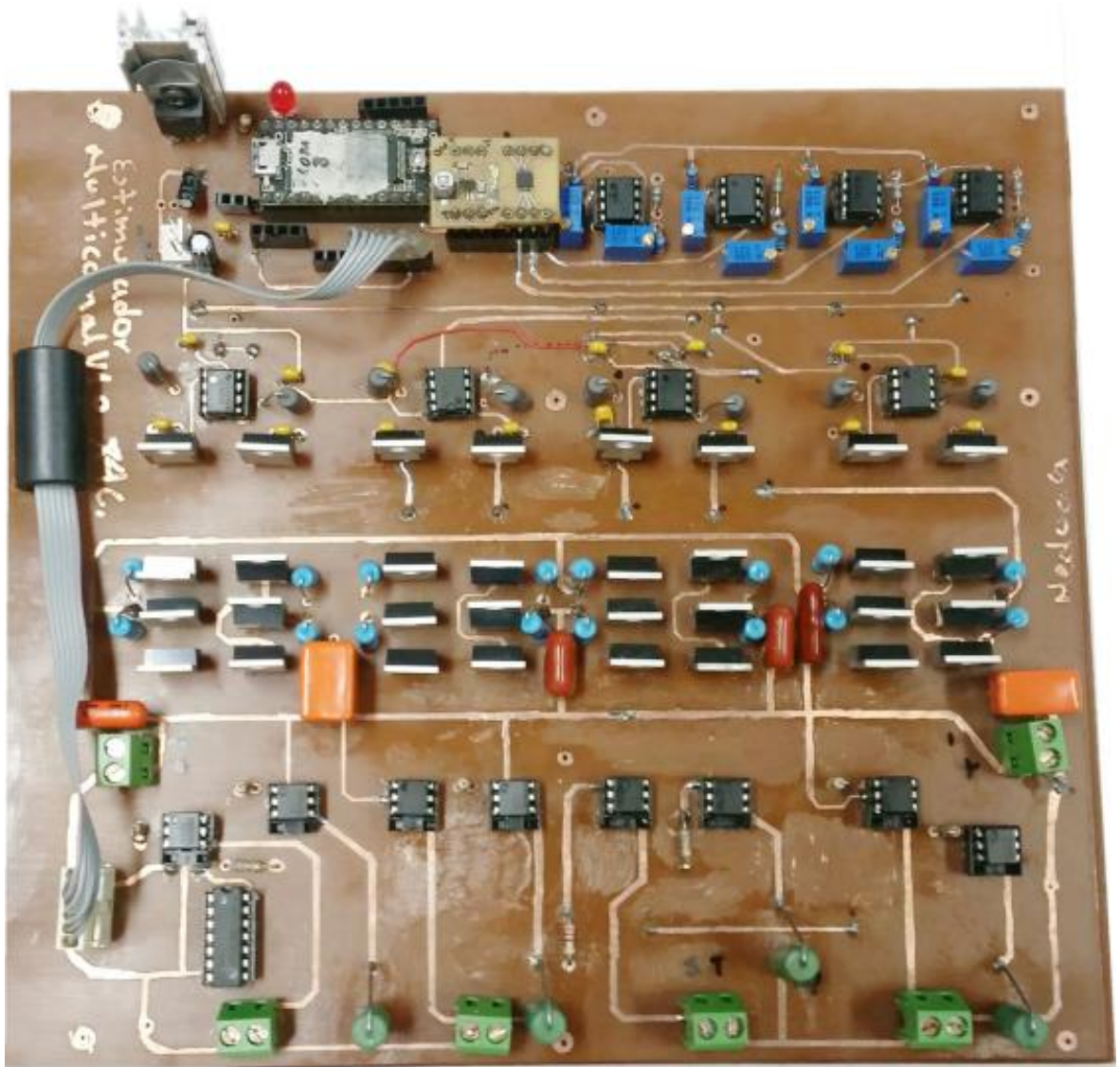


Figura A.11: PCI final, Estimulema.

B APÊNDICE

Módulo de detecção do movimento externo

Além da plataforma experimental (ver sessão 4.2.4), para fins de testes iniciais do registro do sinal de vibração foi concebido um MDM externo (ver Figura B.1) ao eletroestimulador, composto por um Teensy 3.0 e um computador (ver Figura 4.20). Basicamente isto foi feito para agilizar o desenvolvimento do firmware e ajudar no entendimento do que poderia se esperar nos testes clínicos com relação ao sinal da vibração.

O funcionamento do MDM externo depende do Teensy, que recebe informações de aceleração registradas pelo sensor e as passa para o computador via USB, onde são armazenadas e posteriormente processadas.



Figura B.1: Sistema de eletroestimulação proposto. Em destaque em linha amarela o módulo de detecção de movimento externo.

C APÊNDICE

Certificado de Apresentação para Avaliação Ética

(CAAE)



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Reabilitação de função sensório-motora em pessoas com lesão medular usando estimulação elétrica superficial

Pesquisador: Antonio Padilha Lanari Bo

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 11717119.3.0000.0030

Instituição Proponente: UnB - Faculdade de Tecnologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.365.667

Apresentação do Projeto:

Segundo os pesquisadores:

"Resumo:

Uma Lesão Medular (LM), seja completa ou incompleta, pode causar perda de sensibilidade e motricidade, bem como afetar outras funções fisiológicas, muitas vezes provocando uma drástica redução na qualidade de vida. Em especial, a paraplegia completa é caracterizada pela perda de sensibilidade e controle de movimento dos membros inferiores. Para indivíduos nessa condição, muito embora algumas funções possam ser restabelecidas, seja por meio de recuperação espontânea ou alguns procedimentos clínicos específicos, na maioria dos casos não há restauração das funções perdidas. A Estimulação Elétrica Funcional, ou, do inglês, Functional Electrical Stimulation (FES), tem mostrado efeitos comprovadamente benéficos e seguros no processo de reabilitação, pois possibilita exercícios físicos em membros paralisados e possivelmente auxilia na indução da plasticidade do sistema nervoso. Este trabalho propõe um sistema de reabilitação baseado na sinergia entre FES e outras tecnologias, como ergômetros e realidade virtual. Espera-se que, após a intervenção, os participantes apresentem melhoras mensuráveis em termos da função sensorio-motora.

Introdução:

Pessoas com lesão medular (LM) enfrentam muitas vezes limitação para controle voluntário de músculos esqueléticos, perda de sensação proveniente de membros afetados, bem como outras

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.365.667

complicações. Além disso, infelizmente as perspectivas de recuperação são limitadas. Aqueles com lesões completas e crônicas normalmente enfrentam a menor probabilidade de melhoria. Na maioria desses pacientes não há restauração da função, embora vários tipos de terapias tenham sido propostos. Entre as abordagens apresentadas para melhorar a qualidade de vida de indivíduos com LM, a reparação e regeneração neural é uma das mais atraentes. No entanto, apesar de resultados positivos (muito embora modestos) terem sido obtidos até agora usando esta abordagem, as estratégias baseadas em novos medicamentos, células-tronco, imunoterapia e terapia genética potencialmente devem proporcionar melhores resultados quando aplicadas de forma sinérgica com outros tratamentos (revisados em [25, 22, 30]). Além do tempo apropriado de intervenção terapêutica, nosso conhecimento atual apoia a ideia de que a combinação de métodos complementares será essencial para maximizar a recuperação e o benefício funcional. Neste projeto, nos concentramos em paradigmas inovadores voltados para a reabilitação de LM com base em recursos tecnológicos não-invasivos integrados com princípios de plasticidade dependente de atividade. De fato, muito tem sido investido no desenvolvimento de tecnologias que permitem reduzir o efeito de uma LM. Nas interfaces cérebro-máquina (ICM), por exemplo, a atividade neural do córtex motor é decodificada para permitir o controle em tempo real de dispositivos externos, como braços robóticos [8, 36]. Além da interação com objetos e, portanto, da restauração de alguma função, as ICMs também ajudaram a investigar o sistema nervoso. Por exemplo, experimentos em modelo animal demonstraram que a decodificação do córtex pré-motor para gerar estimulação para o córtex somatossensorial poderia promover a recuperação após lesão no córtex motor, aumentando a conectividade entre essas áreas [17]. Tais ICMs foram aplicadas não só para fornecer interface com dispositivos externos, mas também para fornecer controle do movimento do corpo [5, 24]. Na verdade, diferentes tecnologias estão disponíveis para gerar movimento de membros. O movimento artificial pode ser conseguido usando, por exemplo, órteses externas embarcadas com atuadores. Entre as desvantagens desses exoesqueletos, dois aspectos importantes são a sua estrutura desconfortável e a necessidade de ajustar o dispositivo para as dimensões específicas do indivíduo. Alternativamente, pode-se usar Estimulação Elétrica Funcional (em inglês, FES), em que impulsos elétricos são aplicados ao corpo para restaurar funções neuromusculares perdidas. Essa tecnologia está disponível em sistemas comerciais há 20 anos para restaurar a caminhada em LM [16]. No entanto, os sistemas FES também apresentam limitações significativas, como o início acelerado da fadiga. Por essa razão, alguns pesquisadores têm investigado o uso combinado de exoesqueletos e sistemas para marcha auxiliados por FES [9] na tentativa de combinar as vantagens de ambas as tecnologias. Outra limitação importante da FES

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



diz respeito a estabilidade e a seletividade muscular, que motivou investigações sobre sistemas de estimulação implantada [18]. Os sistemas FES baseados em eletrodos de superfície foram utilizados para atingir outro problema enfrentado por indivíduos com LM. Estudos descobriram que a prática do exercício dos membros superiores, como a ergometria de membro superior, é insuficiente para produzir saúde cardiovascular sustentável [23]. Diante deste contexto, a FES tem sido usada por mais de 30 anos em associação com cicloergômetros [33] e remo ergômetros [26] como alternativa para o exercício físico para indivíduos com paraplegia. A restauração da função motora dos membros inferiores usando estimulação elétrica também pode ser obtida por meio da estimulação dos circuitos neurais lombossacrais usando a estimulação direta da medula (em inglês, SCS). De fato, estudos em modelos animais e humanos demonstraram a geração de movimentos semelhantes a uma caminhada usando interfaces superficiais e invasivas (revisados em [34, 32]). No que diz respeito aos estudos em modelos animais, a estimulação intraespinhal demonstrou induzir uma atividade motora controlada prolongada [27]. No entanto, o requisito para o posicionamento preciso dos eletrodos foi visto como uma desvantagem dessa técnica. Em outra abordagem, o uso de agonistas de receptores de serotonina junto com SCS peridural permitiu a geração de marcha em ratos [35]. Com base em um implante menos invasivo quando comparado a estimulação intraespinhal, os autores deste trabalho também alcançaram controle de altura de passo, mas usando modulação de frequência. O esforço experimental deste grupo incluiu recentemente ensaios em primatas não humanos, onde uma interface cérebro-medula foi usada para controlar a SCS [6]. Ensaios humanos usando SCS relatando restauração parcial da função motora também foram realizados. Sistemas SCS peridurais disponíveis no mercado (utilizados em geral para o tratamento da dor crônica) têm sido empregados em várias investigações que visam a reabilitação de pessoas com LM. Em um desses estudos, os padrões de marcha de indivíduos com LM incompleta melhoraram durante a aplicação de SCS tônica [7]. A amplitude de estimulação foi estabelecida abaixo do limiar do motor, sugerindo que a SCS facilita a atividade locomotora que perdeu sua estimulação corticospinal. Curiosamente, um resultado semelhante foi obtido em um estudo onde SCS transcutânea tônica foi aplicada a três indivíduos com LM incompleta caminhando com suporte de peso corporal em uma esteira [21]. O mesmo paradigma de estimulação foi avaliado em uma instalação envolvendo um treinador robótico e quatro indivíduos com LM completa. Neste caso, os ensaios com SCS transcutânea tônica suprimiram o clonus e aumentaram a atividade muscular rítmica, mesmo sem feedback periférico específico do passo [31]. Os estudos acima mencionados alcançaram melhora na função locomotora durante a aplicação da estimulação elétrica. Apesar da aplicação potencial de tais intervenções, uma vez que a estimulação era

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



desligada em tais intervenções o efeito positivo sobre a capacidade motora foi drasticamente reduzido, muitas vezes até o mesmo nível antes dos estímulos. No entanto, outros estudos relataram recuperação de função real após lesões neurológicas. Novamente usando SCS, com base em estimulação epidural [19, 2] ou transcutânea [15] (neste caso também combinada com agonista serotoninérgico), indivíduos com LM clinicamente classificados na escala de comprometimento da American Spinal Injury Association (ASIA) como A ou B foram submetidos a protocolos que duraram entre 5 e 22 meses e todos os indivíduos obtiveram recuperação motora que persistiram quando a estimulação foi removida. Em outro estudo usando estimulação elétrica, mas com foco no ciclismo auxiliado por FES e terapia complementares, um único caso de recuperação de função de um indivíduo com tetraplegia foi relatado [29]. No entanto, nenhum outro estudo conseguiu replicar esses resultados. Finalmente, um relato recente de estudo realizado no Brasil descreveu recuperação de função em indivíduos com LM completa [11]. O protocolo realizado envolve longa duração (cerca de ano) e exercícios baseados em ICM, feedback proprioceptivo no membro superior, treinamento de marcha robotizada e realidade virtual. Nesse estudo, todos os participantes obtiveram melhorias em exames clínicos realizados de acordo com protocolo ASIA. Entretanto, é essencial reconhecer que, embora a recuperação tenha sido relatada, o nível de melhoria foi limitado. Na verdade, os autores concluíram que é necessário um maior estudo para avaliar todo o potencial das estratégias aplicadas para a reabilitação de pessoas com LM. Na sequência desses relatórios, ocorreu extenso debate sobre a explicação fisiológica para tal recuperação. De fato, os mecanismos através dos quais a ativação voluntária dos músculos afetados e alcançada mesmo em lesões completas são desconhecidos. Uma alternativa é que pode haver surgimento neuronal espontâneo cujas conexões são otimizadas devido à estimulação e à atividade locomotora. Outra explicação, e possivelmente a mais popular na literatura, considera a existência de caminhos neurais que não são perdidos na ocasião da lesão, mas que permanecem em silêncio desde então. De fato, se de uma perspectiva funcional uma lesão completa é caracterizada pela falta de sensação e movimento voluntário, um estudo recente foi capaz de detectar atividade eletromiográfica voluntária (EMG) em 66% dos indivíduos clinicamente diagnosticados com LM completa que participaram do estudo [20]. Em resumo, essas descobertas sugerem que uma parte significativa do controle da locomoção ainda pode ocorrer no nível da coluna vertebral após a lesão, mas a excitabilidade sustentável desses circuitos é comprometida. O desafio atual é encontrar os métodos mais adequados para aumentar essa excitabilidade e facilitar a plasticidade para promover a recuperação e, possivelmente, permitir a tradução para a prática clínica."

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.365.667

Objetivo da Pesquisa:

Segundo os pesquisadores:

"Objetivo Primario:

O objetivo primario deste trabalho e avaliar a recuperacao de funcoes sensorio-motoras em individuos com lesao medular apos protocolo de reabilitacao de longa duracao e em regime intensivo envolvendo ferramentas tecnologicas, em especial ciclismo e remo assistidos por estimulacao eletrica superficial, bem como exercicios isometricos e exercicios de verticalizacao e marcha simulada envolvendo realidade virtual.

Objetivo Secundario:

Sao estabelecidos dois objetivos secundarios:- Avaliar o nivel de restauracao de funcao em termos de ativacao muscular voluntaria, funcao sensorial e funcao do sistema nervoso autonomo.- Desenvolver interfaces e estrategias de controle para as diferentes tecnologias utilizadas no estudo, buscando sempre a maior participacao do individuo."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os pesquisadores:

"O protocolo experimental é composto por atividades projetadas para pessoas com LM que, quando executadas de forma segura, produzem benefícios de natureza cardiorespiratória e metabólica ao participante.

Os principais riscos decorrentes da participação na pesquisa são fraturas durante a atividade ou transferências da cadeira de rodas para os equipamentos. Tal risco é minimizado pela avaliação da densidade óssea realizada previamente à participação no protocolo, bem como pela utilização de medidas adicionais de segurança, como fixação dos pés e pernas no cicloergômetros de forma segura, e botões de parada de emergência sempre ao alcance dos sujeitos e profissionais.

A equipe de pesquisa é composta por pesquisadores com experiência em pesquisa com estimulação elétrica em humanos. Antônio Padilha L. Bo, Miguel Paredes, Juliana Guimarães e Lucas Fonseca têm, cada um, mais de 4 anos de experiência. A responsável clínica, Juliana Guimarães, acumula experiência clínica e acadêmica no assunto.

Caso tais medidas se mostrem insuficientes e o participante sofra entorse nas condições descritas no projeto, será realizada imobilização e recursos não-farmacológicos serão empregados para reduzir edema e dor. Em seguida, o participante será levado para o hospital mais próximo e receberá atendimento apropriado. Esse atendimento será gratuito para o participante.

Existe o risco de descompensação relacionada ao esforço, como elevação de pressão arterial de

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

Página 05 de 12



Continuação do Parecer: 3.365.667

forma súbita e outros problemas cardíacos. Este risco será minimizado pela avaliação de um cardiologista antes do início do protocolo e pelo regular controle da frequência cardíaca e pressão arterial durante as atividades. Caso ocorram intercorrências cardíacas ou qualquer outra complicação do quadro de saúde durante os treinos, o participante será imediatamente conduzido para o hospital mais próximo e receberá atendimento apropriado. Esse atendimento será gratuito para o participante..

Em relação à estimulação elétrica em si, o risco é mínimo para o paciente, pois é uma técnica consolidada de fisioterapia. Os riscos de lesões por queimadura por parte da estimulação elétrica são minimizados com duas estratégias adicionais:

Controle intrínseco do estimulador. Antes de cada pulso de estimulação, um sinal de teste é usado para verificar as características elétricas do tecido, certificando-se que o pulso não causará lesão.

Controle adicional por software. O algoritmo responsável por acionar os pulsos elétricos conterá uma camada de segurança, com máxima prioridade, que impedirá que um pulso com características nocivas seja gerado.

Os benefícios envolvidos dizem respeito aos resultados científicos e também à qualidade de vida e saúde dos participantes. No primeiro caso, esta pesquisa pode gerar conhecimento importante para a melhoria das terapias de reabilitação de LM, o que poderia impactar positivamente milhões de pessoas todos os anos. No segundo caso, a literatura indica que os participantes devem obter melhorias relativas às funções cardiorespiratória e metabólica. Além disso, podem ser observados também outros benefícios em termos de capacidade motora e funções autonômicas, o que resultaria em ganhos diretos para a saúde e qualidade de vida.

Por fim, a participação dos pacientes no estudo poderá ser cancelada imediatamente mediante solicitação. Além disso, todo o material coletado que permita identificar os participantes terá um tratamento de forma a garantir o anonimato no caso de qualquer publicação."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um projeto de pesquisa coordenado pelo Prof. Dr. Antonio Padilha Lanari Bó envolvendo outros pesquisadores engenheiros e fisioterapeutas. O projeto contará com 14 participantes com lesão medular, e estes serão acompanhados por uma fisioterapeuta e irão participar de um protocolo experimental que visa a recuperação sensório-motora dos pacientes. O desenho experimental é quasi-experimental, e todos participantes serão submetidos aos mesmos procedimentos.

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.365.667

Todos pesquisadores envolvidos no projeto tem experiencia compativel e adequada a execucao da pesquisa. O estudo apresenta beneficios diretos aos participantes. O TCLE apresenta os potenciais riscos do projeto, assim como os potenciais beneficios, em linguagem adequada.

O recrutamento esta previsto para iniciar em 01/06/2019, e a ultima etapa com os participantes esta prevista para 31/05/2021.

O orcamento do projeto, de financiamento proprio, preve o gasto de R\$ 7.660,00 para transporte dos participantes e aquisicao de eletrodos descartaveis de estimulacao eletrica.

"7.1 Critérios de inclusao

Os criterios de inclusao para participacao no estudo sao relacionados a seguir:

Pessoas com lesao medular completa ha mais de 12 meses e comprometimento motor tipo paraplegia com nivel neurologico de lesao entre T1 e T12;

Pessoas cuja LM e classificada como ASIA A, B ou C.

Pessoas cuja recuperacao neurologica esteja estagnada, ou seja, que nao esteja mais apresentando melhora decorrente de tratamento tradicional prescrito.

Pessoas com idade minima de 18 anos e maxima de 60 anos;

Pessoas com quadro de saude estavel e sem outras comorbidades musculo-esqueleticas;

Pessoas sem deficit cognitivo que possa prejudicar o entendimento da tarefa e a concentracao durante a realizacao das atividades.

7.2 Critérios de exclusao

Os criterios de exclusao para participacao no estudo sao relacionados a seguir:

Nao apresentar contracao muscular de grau 2 (de acordo com escala de avaliacao de forza muscular do Medical Research Council) em resposta a estimulacao eletrica funcional;

Pessoas que apresentem peso corporal maior de 100 Kg;

Mulheres gravidas;

Pessoas que apresentem osteoporose detectada por meio de exame de densitometria ossea; Pessoas que apresentem historico de fratura por fragilidade;

Pessoas com alto risco de evento cardiovascular;

Usuarios de marcapasso ou outros dispositivos ativos implantaveis;

Pessoas que apresentem epilepsia;

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro

Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900

UF: DF **Município:** BRASÍLIA

Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.365.667

Pessoas que apresentem disreflexia autonômica não controlada; Pessoas que apresentem reações cutâneas exacerbadas devido a corrente elétrica; Pessoas que possuam fobia a eletricidade; Pessoas que apresentem desconforto com a estimulação elétrica; Pessoas que apresentem severa espasticidade e contraturas; Pessoas que apresentem bloqueios articulares em membro inferior ou superior; Pessoas com outras condições de saúde adversas que possam influenciar a mobilidade do membro inferior ou superior."

"A equipe de pesquisa é formada pelos seguintes pesquisadores:

Antonio Padilha Lanari Bo, engenheiro de controle e automação e professor adjunto do Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) da Faculdade de Tecnologia (FT) da Universidade de Brasília (UnB);
Função: Pesquisador responsável e coordenador da equipe. Apoio técnico em técnicas de controle e análise dos dados.

Juliana Araújo Guimarães, fisioterapeuta e mestre em Ciências e Tecnologias da Saúde pela UnB;
Função: Protocolo clínico, segurança dos participantes, e acompanhamento das variáveis clínicas durante a pesquisa.

Roberto de Souza Baptista, engenheiro de controle e automação e doutor em engenharia de sistemas eletrônicos e de automação. Membro do Laboratório de Automação e Robótica, vinculado ao ENE/FT/UnB;
Função: Responsável técnico dos assuntos relacionados a algoritmos de identificação e estimação necessários para o correto controle dos equipamentos durante os experimentos.

Ana Carolina Cardoso de Sousa, engenheira de controle e automação e doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PGEA), vinculado ao ENE/FT/UnB;
Função: Responsável técnico dos assuntos relacionados ao funcionamento dos sensores utilizados no protocolo experimental, sobretudo na aquisição e processamento de dados e técnicas de controle dos atuadores.

Lucas Oliveira da Fonseca, engenheiro de controle e automação e doutorando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PGEA), vinculado ao ENE/FT/UnB;
Função: Responsável técnico dos assuntos relacionados a sinergia de todos os sistemas, sincronismo dos sensores, atuadores e controladores usados nos experimentos, processamento

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

Página 08 de 12



Continuação do Parecer: 3.365.667

dos dados adquiridos, e técnicas de controle dos atuadores.

Miguel Eduardo Gutierrez Paredes, engenheiro biomédico e doutorando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PGEA), vinculado ao ENE/FT/UnB.

Função: Responsável técnico pelos assuntos relacionados aos equipamentos mecânicos usados nos experimentos, bem como o estimulador elétrico, placas eletrônicas e microcontroladores.

9.3 Amostra

Está prevista uma amostra de 14 indivíduos para participação no estudo. Todos os participantes seguirão o mesmo protocolo experimental. A amostra foi calculada a partir da avaliação da diferença entre as médias, levando-se em consideração um poder estatístico de, pelo menos, 95% e um tamanho de efeito de 1,41, baseado na variável de desfecho secundária (nível de contração voluntária em músculos afetados) considerando um nível de significância de 0,05. A amostra foi ajustada para compensar perda de sujeitos durante a pesquisa (10%). Para a determinação do tamanho da amostra foi utilizado o software G*Power.

9.4 Protocolo experimental

Após seleção e avaliação do participante frente aos critérios de inclusão e exclusão, será iniciado o protocolo experimental de reabilitação, que pode ser subdividido nas seguintes etapas:

A0: avaliação inicial;

TC1: terapia de controle;

A1: primeira avaliação intermediária; TP1: terapia principal;

A2: segunda avaliação intermediária; TP2: terapia principal;

A3: terceira avaliação intermediária; TC3: terapia de controle;

A4: avaliação final."

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Documentos analisados para emissão deste parecer:

1. Informações Básicas do Projeto ATUALIZADO - "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1282302.pdf", postado em 17/05/2019.
2. Carta resposta às pendências apontadas no Parecer Consubstanciado No. 3.317.013 - "Carta_resposta_parecer.doc e Carta_resposta_parecer.pdf", postadas em 14/05/2019.
3. Cronograma de execução do projeto de pesquisa ATUALIZADO - "Cronograma.doc", postado em 14/05/2019.

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.365.667

4. Projeto Detalhado ATUALIZADO - "ProjetoPesquisa.docx", postado em 14/05/2019.

Recomendações:

Não se aplicam.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Análise das respostas às pendências apontadas no Parecer Consubstanciado No. 3.317.013:

1. No projeto da Plataforma, item "Riscos", e projeto detalhado, item "8 Riscos e Benefícios Envolvidos na Execução da Pesquisa", le-se: "Em seguida, o participante será acompanhado ao Hospital da Universidade de Brasília. Se o participante sofrer fratura durante os procedimentos, o pesquisador manterá o indivíduo imóvel e imediatamente acionará o SAMU (Serviço de Atendimento Móvel de Urgências) pelo número 192. [...] Caso ocorram intercorrências cardíacas ou qualquer outra complicação do quadro de saúde durante os treinos, o participante será imediatamente conduzido ao Hospital da Universidade de Brasília.". Não é eticamente adequado consumir os recursos públicos do SUS para cobrir as despesas de estudos experimentais de projetos de pesquisa. Solicita-se que o pesquisador altere o texto retirando a informação sobre o médico ligado ao SUS, garantindo ele mesmo juntamente com a instituição proponente a assistência integral e gratuita ao participante de pesquisa ou no caso de manter o encaminhamento para o HUB ou SAMU, este deverá apresentar anuência por meio de declaração de gestor institucional autorizando a realização desses atendimentos.

RESPOSTA: O texto foi alterado conforme a recomendação, em especial na página 8 do documento ProjetoPesquisa.docx, ao fim dos parágrafos iniciados com "Caso tais medidas.." e "Existe o risco..". Assim, não está previsto uso de recursos do SUS nos casos mencionados no projeto de pesquisa.

ANÁLISE: As mudanças efetuadas atendem à pendência apresentada. PENDÊNCIA ATENDIDA

2. Solicita-se o ajuste do Cronograma de Execução do experimento para que este se inicie apenas após a aprovação pelo CEP/FS. Esta modificação deve ser efetuada no documento "Cronograma.doc" e na Plataforma Brasil.

RESPOSTA: 2. As alterações no cronograma foram realizadas tanto na Plataforma Brasil como no documento Cronograma.doc. No documento Cronograma.doc, acrescentou-se informação de que as atividades iniciarão "apenas após a aprovação pelo CEP/FS". Visto que na Plataforma Brasil não é possível indicar o início das atividades "após a aprovação pelo CEP/FS", foi escolhida a data inicial de 01/06/2019 e alteradas todas as datas subsequentes.

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.365.667

ANÁLISE: As mudanças efetuadas atendem à pendência apresentada. PENDÊNCIA ATENDIDA

Todas as pendências foram atendidas.

Não há óbices éticos para a realização do presente protocolo de pesquisa.

Considerações Finais a critério do CEP:

Conforme a Resolução CNS 466/2012, itens X.1.- 3.b. e XI.2.d, os pesquisadores responsáveis deverão apresentar relatórios parcial semestral e final do projeto de pesquisa, contados a partir da data de aprovação do protocolo de pesquisa.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1282302.pdf	17/05/2019 16:37:45		Aceito
Outros	Carta_resposta_parecer.doc	17/05/2019 16:37:22	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Carta_resposta_parecer.pdf	14/05/2019 19:32:51	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Cronograma	Cronograma.doc	14/05/2019 19:25:59	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoPesquisa.docx	14/05/2019 19:25:43	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Folha de Rosto	FolhaRosto.pdf	11/04/2019 15:38:20	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	CartaEncaminhamento.docx	06/03/2019 14:27:21	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	CartaEncaminhamento.pdf	06/03/2019 14:25:35	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Antonio_Bo.pdf	19/02/2019 16:20:43	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Roberto_Baptista.pdf	19/02/2019 16:20:19	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Miguel_Paredes.pdf	19/02/2019 16:19:46	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Lucas_Fonseca.pdf	19/02/2019 16:19:32	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Juliana_Guimaraes.pdf	19/02/2019 16:19:10	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Ana_Carolina_de_Sousa.pdf	19/02/2019 16:18:28	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA

Telefone: (61)3107-1947

E-mail: cepfsunb@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.365.667

Outros	lattes.pdf	21/01/2019 00:20:05	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	TermoResponsabilidadeCompromisso.pdf	21/01/2019 00:03:04	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	TermoResponsabilidadeCompromisso.doc	20/01/2019 23:59:27	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	TermoAutorizacaoImagemSom.doc	20/01/2019 23:58:12	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_CapitalRemo.pdf	20/01/2019 23:56:31	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_CapitalRemo.doc	20/01/2019 23:56:17	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_FT.pdf	20/01/2019 23:55:12	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_FT.doc	20/01/2019 23:54:56	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.doc	20/01/2019 23:47:25	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Orçamento	Orcamento.doc	20/01/2019 23:47:14	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 03 de Junho de 2019

Assinado por:
Marie Togashi
(Coordenador(a))

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

D APÊNDICE

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

(TCLE)



Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

Convidamos o(a) Senhor(a) a participar voluntariamente do projeto de pesquisa Reabilitação de função sensório-motora em pessoas com lesão medular usando estimulação elétrica superficial, sob a responsabilidade do pesquisador Antônio Padilha Lanari Bó. O projeto busca investigar novas técnicas de terapia para lesão medular utilizadas em conjunto, e usando tecnologias inovadoras. Será utilizado estimulação elétrica superficial nos membros afetados nas atividades de ciclismo e remo, além de exercícios em posição verticalizada em que você utilizará óculos de realidade virtual e tentará controlar um boneco virtual caminhando. Nenhuma dessas atividades deve gerar dor ou desconforto, entretanto algumas podem ser cansativas. Você será sempre acompanhado por um profissional responsável pela sua segurança na atividade, e é importante seguir rigorosamente as instruções dele(a).

O objetivo desta pesquisa é justamente avaliar a recuperação de funções sensório-motoras em indivíduos com lesão medular após protocolo de reabilitação de longa duração envolvendo ferramentas tecnológicas, em especial ciclismo e remo assistidos por estimulação elétrica superficial, bem como exercícios envolvendo realidade virtual.

O(a) senhor(a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá em lugar algum, sendo mantido o mais rigoroso sigilo pela omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo(a).

A sua participação se dará por meio de sessões de fisioterapia e exames clínicos não-invasivos realizados no Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília, bem como no centro de treinamento Capital do Remo. O estudo terá duração de um ano, em que serão realizadas três sessões por semana (datas específicas a combinar). O tempo estimado para a realização de cada sessão é de uma hora.

Os riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são fraturas durante a atividade ou transferências da cadeira de rodas para os equipamentos. Esse risco é minimizado pela avaliação de composição corporal realizada previamente à participação no protocolo, além da utilização de medidas adicionais de segurança, como fixação dos pés e pernas nos cicloergômetros, e botões de parada de emergência sempre ao alcance. Existe também o risco de descompensação relacionada ao esforço, como elevação de pressão arterial de forma súbita e outros problemas cardíacos. Este risco será minimizado pela avaliação de um cardiologista antes do início do protocolo e pelo regular controle da frequência cardíaca e pressão arterial durante as atividades.

Se o(a) senhor(a) aceitar participar, estará contribuindo para a geração de conhecimento científico importante para a melhoria das terapias de reabilitação de lesão medular, o que poderia impactar positivamente milhões de pessoas todos os anos. Além disso, é possível que você tenha melhorias em sua capacidade motora e funções autonômicas, o que resultaria em ganhos diretos para sua saúde e qualidade de vida.

O(a) Senhor(a) pode se recusar a responder (ou participar de qualquer procedimento) qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a). Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Todas as despesas que o(a) senhor(a) e seu(ua) acompanhante tiver(em) relacionadas diretamente ao projeto de pesquisa (tais como passagem para o local da pesquisa, alimentação no local da pesquisa ou exames para realização da pesquisa) serão cobertas pelo pesquisador responsável.

Caso haja algum dano direto ou indireto decorrente de sua participação na pesquisa, o(a) senhor(a) deverá buscar ser indenizado, obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Universidade de Brasília, podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais serão utilizados somente para esta pesquisa e ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de cinco anos, após isso serão destruídos.

Se o(a) Senhor(a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para: Prof. Antônio Padilha Lanari Bó no Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília nos telefones 061 31071040 e 061 981698477, disponível inclusive para ligação a cobrar, bem como no email antonio.plb@lara.unb.br.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (CEP/FS) da Universidade de Brasília. O CEP é composto por profissionais de diferentes áreas cuja função é defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e contribuir no



Universidade de Brasília Faculdade de Tecnologia – FT

desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do participante da pesquisa podem ser esclarecidos pelo telefone (61) 3107-1947 ou do e-mail cepfs@unb.br ou cepfsunb@gmail.com, horário de atendimento de 10:00hs às 12:00hs e de 13:30hs às 15:30hs, de segunda a sexta-feira. O CEP/FS se localiza na Faculdade de Ciências da Saúde, Campus Universitário Darcy Ribeiro, Universidade de Brasília, Asa Norte.

Caso concorde em participar, pedimos que assine este documento que foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o(a) Senhor(a).

Nome e assinatura do Participante de Pesquisa

Nome e assinatura do Pesquisador Responsável

Brasília, ____ de _____ de _____.