

RESUMO

Título: SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO COM DETECÇÃO DE FADIGA E TERAPIA AUTOMÁTICOS PARA EXERCÍCIOS DE FORTALECIMENTO

Autor: MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

Orientador: ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ

gfhdsdjfgjd

ABSTRACT

Title:

Author: MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

Supervisor: ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ

fdfhdhfd

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.3 OBJETIVOS	4
1.3.1 PRINCIPAL	4
1.3.2 ESPECÍFICOS	4
1.4 ORGANIZAÇÃO DO MANUSCRITO	5
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
2.1 SISTEMA NEUROMUSCULAR	6
2.1.1 O SISTEMA NERVOSO	6
2.1.2 O SISTEMA MUSCULAR	7
2.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	9
2.2.1 ELEMENTOS HISTÓRICOS	9
2.2.2 PRINCÍPIOS	9
2.2.3 FORMA DE ONDA	11
2.2.4 APLICAÇÕES	13
2.2.5 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E FADIGA MUSCULAR	13
2.2.6 ELETRODIAGNÓSTICO DE ESTÍMULO	14
2.3 DISPOSITIVOS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E ELETRODIAGNÓSTICO	15
2.3.1 COMPONENTES DE UM SISTEMA TÍPICO DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA ..	15
3 ESTADO DA ARTE	18
3.1 PERSPECTIVA HISTÓRICA	18
3.2 SISTEMAS CONTEMPORÂNEOS DE ELETROESTIMULAÇÃO	21
3.2.1 INTERFACE DE CONTROLE	21
3.2.2 UNIDADE DE CONTROLE	23
3.2.3 GERADOR DE SINAIS	24
3.2.4 ESTÁGIO DE POTÊNCIA DE SAÍDA	25
3.2.5 FONTES DE ALIMENTAÇÃO	34
3.2.6 DETECÇÃO DE MOVIMENTO E ELETRODIAGNÓSTICO	35
3.3 SISTEMAS DE ELETROESTIMULAÇÃO DISPONÍVEIS COMERCIALMENTE	35
3.4 FADIGA MUSCULAR	37
3.4.1 FADIGA MUSCULAR INDUZIDA POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	38
3.5 MECANOMIOGRAFIA	39
3.5.1 MECANOMIOGRAFIA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	39
3.5.2 USO DE MECANOMIOGRAFIA NA MEDIÇÃO DE FADIGA CAUSADA POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	39
4 MATERIAIS E MÉTODOS	41
4.1 REQUISITOS DO SISTEMA	41
4.2 HARDWARE	43

4.2.1 MÓDULO DE CONTROLE	43
4.2.2 MÓDULO GERADOR DE SINAL	46
4.2.3 MÓDULO ESTIMULADOR	50
4.2.4 MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO	56
4.2.5 FONTE DE ALIMENTAÇÃO	67
4.2.6 SELETOR DA SAÍDA DOS CANAIS DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	69
4.2.7 BOTÃO DE EMERGÊNCIA	70
4.2.8 LED INDICADOR	71
4.2.9 PCI DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	71
4.2.10 MONTAGEM E FINALIZAÇÃO DA VERSÃO FINAL DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	72
4.3 SOFTWARE	74
4.3.1 FIRMWARE DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	74
4.3.2 INTERFACE GRÁFICA DE CONTROLE DO ESTIMULADOR	76
5 RESULTADOS.....	79
5.1 TESTES DO SISTEMA PROPOSTO.....	80
5.1.1 HARDWARE INTERNO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	80
5.1.2 HARDWARE EXTERNO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO	83
5.1.3 TESTES DO HARDWARE EM CONDIÇÕES EXTREMAS DE OPERAÇÃO	84
5.1.4 TESTES NORMATIVOS	84
5.1.5 MÓDULO INTERFACE DE USUÁRIO	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	86
A APÊNDICE I	88

LISTA DE FIGURAS

2.1	Organização geral do sistema nervoso.....	6
2.2	Ilustração de um nervo, neurônio e sinapses (adaptado de [??])......	7
2.3	Unidades motoras (adaptado de [??])......	8
2.4	Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos de superfície (adaptado de [??]).	10
2.5	Formatos de onda típicos em aplicações de estimulação elétrica (adaptado de [????])......	11
2.6	Ondas bifásicas e alguns parâmetros básicos da estimulação elétrica (adaptado de [??]).	12
2.7	Carga total (Q), intensidade aplicada (Ia) e largura de pulso (Lp).	12
2.8	Formas de onda dos testes de RB, CR e AC.	15
2.9	Diagrama de blocos geral de um dispositivo de estimulação elétrica.	16
3.1	Eletroestimulador baseado em máquina de eletricidade estática [??].....	18
3.2	Um dos primeiros eletroestimuladores desenvolvido para pesquisa [??].	19
3.3	Interface analógica e eletrodos do estimulador proposto na patente [??].	20
3.4	Gerador de sinal (a) e etapa de potência com transformador (b). Estimulador em [??].	20
3.5	Sistema de eletroestimulação que usa ICD misto (adaptada de [??]).	22
3.6	Interface gráfica de usuário ou ICD em dispositivo móvel (palmtop) [??].	23
3.7	Unidade de controle do estimulador da UFMG [??].	24
3.8	Geração de sinal modulada usando modulação por amplitude de pulso, (a) sinal de modulação, (b) Sinal da portadora, (c) Sinal modulada [??].	24
3.9	Circuito baseados em transformador com saída de corrente (adaptado de [??]).	27
3.10	Circuito baseados em transformador com saída de corrente (adaptado de [??]).	27
3.11	Circuito baseados em transformador com saída de tensão (adaptado de [??])......	28
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 [??]).	29
3.13	Diagrama de blocos do EPS com ponte H (adaptado de [??]).	29
3.14	Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [??]).	30
3.15	Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [??]).	31
3.16	Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente com amplificador operacional de transcondutância de alta tensão (adaptado de [??]).	31
3.17	Circuito baseados em espelho de corrente com controle de ativação (adaptado de [??]).	32
3.18	Circuitos baseados em espelho de corrente (adaptado de [??])......	33
3.19	Circuito baseados em espelho de corrente de Wilson (caixa azul) junto com um circuito de comutação de Howland (caixa laranja) (adaptado de [??])......	33
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 [??]).	36
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.	42
4.2	Módulo de controle, diagrama esquemático do módulo de controle.	44
4.3	Diagrama esquemático do circuito de isolamento ISO7140C e suas conexões.....	45

4.4	Diagrama esquemático do MGS, no qual é mostrado em destaque circuito para gerar sinal bifásico a partir de referência monofásica.....	47
4.5	Formas de onda monofásicas que podem ser criadas pelo DAC do MGS.....	48
4.6	Sinal para ilustrar funcionamento do MGS, em especial o sinal monofásico V_{OUTA} (a) e sinal bifásico S_{OUT} (b).	49
4.7	Diagrama esquemático do amplificador diferencial para gerar S_{OUT} e o circuito amplificador subsequente para gerar a saída S_{CH1}	49
4.8	Diagrama esquemático dos conversores de tensão-corrente.....	50
4.9	Diagrama esquemático do ECW.....	52
4.10	Diagrama esquemático do ECW com resistências no emissor e R_{CARGA} [??].....	53
4.11	Diagrama esquemático do ECW com resistências no emissor e R_{CARGA} [??].....	54
4.12	Simulação do ECW com diferentes valores de carga até $1,2k\Omega$ e $V_{CC} = 80V$	55
4.13	Simulação do ECW nos valores máximos dos requisitos do sistema com relação a carga e corrente.	55
4.14	Posicionamento, fixação e orientação dos eixos do acelerômetro nos músculos flexores do punho.	57
4.15	Módulo MPU6050 e a orientação dos eixos [??].....	58
4.16	Diagrama esquemático da conexão I2C entre a UC e o acelerômetro.	59
4.17	Plataforma para teste de registro de vibração/perturbação mecânica.	60
4.18	Diagrama esquemático do circuito de controle da tensão que energiza o solenoide.....	61
4.19	<i>Setup</i> completo para testes de vibração/perturbação mecânica do MDM.....	62
4.20	Sinais do teste de excitabilidade.	63
4.21	Exemplar de sinal bruto e sinal filtrado referente ao TCE.....	64
4.22	Conceito do cadeira para comportar o paciente e o dinamômetro.	65
4.23	Conceito da célula de carga (dinamômetro).....	65
4.24	Implementação da cadeira.	66
4.25	Implementação da cadeira.	67
4.26	Conexões das fontes de alimentação.....	69
4.27	Diagrama do seletor de saída.	70
4.28	Projeto da PCI do estimulador.....	71
4.29	Simulação (a) e Montagem (b) da PCI do estimulador.	72
4.30	Disposição dos componentes sistema do eletroestimulador no gabinete.....	73
4.31	Identificação dos componentes do eletroestimulador. a) Vista frontal, b) vista traseira e c) vista isométrica.....	73
4.32	Gabinete fechado do eletroestimulador à esquerda e eletroestimulador na sua maleta de transporte com todos seus acessórios no lado direito.....	74
4.33	Fluxograma do firmware do estimulador.....	75
4.34	IGC do estimulador.	77
4.35	Plot dos dados do teste de excitabilidade.	78
5.1	Eletroestimulador com todos seus acessórios.....	79
5.2	Resultados dos testes do EPS.	81
5.3	Sinal de referência para comparação com sinal real fornecido pelo EPS.	82
A.1	Versão em placa de prototipagem da primeira versão do sistema.....	88
A.2	Estímulo elétrico criado pela primeira versão do sistema.....	89
A.3	Diagrama esquemático do diferenciador de tensão da primeira versão do sistema.	89
A.4	PCIs da segunda versão do sistema.	90

A.5	PCI da terceira versão do sistema.....	91
A.6	Interface de controle analógica da terceira versão do sistema.	92
A.7	PCIs da quarta versão do sistema, (a) com DAC121s085 e (b) com DAC124S085.	93
A.8	Módulo DAC junto com o seu regulador de precisão.....	94
A.9	Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.....	95
A.10	Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.....	95
A.11	Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.....	96

LISTA DE TABELAS

2.1	Parâmetros de estimulação.	12
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.	26
3.2	Parâmetros do Compex SP 8 (extraído de [??]).	36
4.1	Requisitos dos parâmetros de estimulação para o novo sistema de eletroestimulação.	42
4.2	Características dos DACs testados para o MGS.	46
4.3	Características dos sensores de aceleração testados	58
4.4	Tensão e corrente de operação dos componentes do sistema proposto.	68
4.5	Requisitos de projeto da fonte de alimentação.	68
4.6	Fontes de alimentação.	68

LISTA DE QUADROS

2.1 Etapas históricas da estimulação elétrica. 9

1

INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

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

Nesse contexto é possível destacar dois exemplos muito comum 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 [????].

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 [??]. Contudo, a LM leva a múltiplas consequências sistêmicas além da atrofia muscular, 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 [??].

Um segundo cenário de interesse nesse trabalho é a Polineuromiopatia do Doente Crítico (PNMDC), doença adquirida na Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) [????]. 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 na 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. Geralmente no Brasil em média 69% dos pacientes que são internados na UTI com diagnóstico de pronta recuperação podem permanecer de 1 a 7 dias, em contrapartida, aproximadamente 31% dos doentes críticos ultrapassa os sete dias [??] [??]. Nesse período, então, além do motivo de internação, o DC entra em um estado permanente de imobilização, levando-o principalmente a adicionar a seu quadro clínico, o desuso muscular e consequentemente ao desenvolvimento de fraqueza muscular generalizada [??].

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 [????].

A fisioterapia é uma ciência da saúde que estuda, previne e trata os distúrbios cinéticos funcionais intercorrentes em órgãos e sistemas do corpo humano, gerados por alterações genéticas, por traumas e por doenças adquiridas. Em ambientes como a UTI, por exemplo, o fisioterapeuta trata o paciente crítico para manter e prevenir vários aspectos da fisiologia em virtude da dependência total ou parcial dos pacientes que podem culminar na chamada Síndrome do Imobilismo ou até a PNMDC [??].

A eletroterapia é uma técnica que abrange a medicina física e a reabilitação. É definida como a ciência do tratamento de lesões e doenças neuromusculares por meio de estímulos elétricos [??]. 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 [??].

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 PNMDC 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 [?????????]. 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 [??].

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 refere-se 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, como exercícios isométricos, resistivos (com uso de pesos e/ou elásticos) e acoplados em cicloergômetros (como ciclo-ergômetro, remo-ergômetro).

1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Muito embora estudos já tenham demonstrado os benefícios do uso da eletroestimulação para reduzir efeitos decorrentes da PNMDC e da diminuição da atividades neuromuscular em pessoas com LM, atualmente pesquisadores ainda procuram estabelecer quais são os parâmetros de estimulação (PE) ótimos para diferentes indivíduos e tipos de exercício [??]. Em outras palavras, ainda falta estabelecer um sistema padrão que identifique os PE adequados ao tipo de terapia e ao aparecimento/retraso da fadiga.

Em fisioterapia, uma vez prescrita a terapia para fortalecimento muscular, a definição dos 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 [??]. A verificação visual da contração é muitas vezes usada para validar essa etapa. Logo depois do 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.

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-se monitorar o nível de contração muscular obtido durante a terapia e a compensação da fadiga decorrente da mesma. Nesse contexto, uma das alternativas é o exame identificado na literatura como Eletrodiagnóstico de Estímulo (EDE) que conta com três tipos de teste Reobase, cronicia e acomodação (ver 3.2.6) os quais permite estimar algumas propriedades relativas à excitabilidade neuromuscular [??]. Muito embora o EDE seja utilizado primordialmente para diagnóstico de doenças neuromusculares, recentemente foi proposto um protocolo de eletroestimulação baseado na cronicia para ajudar a parametrizar a eletroterapia [??].

Dentre os testes do EDE ressalta a Reobase com o qual seria possível determinar parâmetros padronizados de excitabilidade neuromuscular, em especial a amplitude. Ainda nesse contexto o exame requer a participação direta do terapeuta para identificar a ocorrência de uma contração muscular claramente visível¹. Com o intuito de otimizar a produtividade do profissional nessa tarefa, neste trabalho propõe-se o uso de sensores de movimento para identificar a contração muscular de forma automática. Assim, em termos práticos, um protocolo de fortalecimento isométrico poderá ser personalizado de forma automática, sobretudo em termos de parâmetros de baixo nível e detecção/compensação de fadiga.

Caso de fato o teste de ExN possa ser utilizado 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. Nesse caso, uma alternativa para exercícios com carga envolveria a própria medição do movimento articular realizado, por exemplo a flexão plantar de tornozelo ou extensão de joelho. Neste caso, por exemplo, a redução do nível de contração muscular poderia ser detectada, por exemplo, pela diminuição do ângulo de extensão do joelho.

Uma justificativa adicional para inclusão da medição da excitabilidade muscular e/ou medição do movimento em exercícios assistidos por ES é a possibilidade de monitorar a fadiga muscular sem a necessidade de incorporar instrumentos adicionais (como sensores de força ou eletromiografia) [??]. Na prática a estimativa da fadiga pode ser utilizada para modular a intensidade de ES e assim permitir a manutenção do nível de contração muscular inicialmente estabelecido pelo terapeuta. De fato, em muitos protocolos de fortalecimento baseados na contração voluntária os exercícios são realizados em termos de repetições com a carga constante, i.e. com correção da intensidade de contração voluntariamente em cada repetição. Entretanto atualmente o fortalecimento assistido por eletroestimulação se dá em malha aberta, i.e. sem a correção do nível de contração a partir do surgimento da fadiga.

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 permitirem a realização do eletrodiagnóstico e monitoramento de forma integrada, 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 PNMDC.

Assim, neste trabalho pretendesse verificar a hipótese de si é possível construir um novo sistema de ES que integre elementos de medição de movimento induzido visando identificar a fadiga em exercícios isométricos

¹Neste trabalho usa-se os termos Excitabilidade Neuromuscular ExN para referir se a quantidade de corrente que gera uma contração muscular claramente visível e detectável por meio de sensores de movimento

ou resistidos por meio da medição da excitabilidade neuromuscular para terapia e treinamento em pessoas com LM e/ou PNMDC.

Assim, nesse trabalho o projeto de um novo sistema de ES que integra elementos de medição do movimento induzido em combinação com o desenvolvimento de novo circuito de ES.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 PRINCIPAL

Projetar, implementar e testar um novo sistema eletrônico de estimulação elétrica que permita controlar os parâmetros de estimulação em uma grande faixa de operação, assim como integrar um subsistema de detecção automático de fadiga baseado na medição da excitabilidade neuromuscular e ajuste em tempo real do protocolo de terapia com o intuito de minimizar os efeitos de lesões ou doenças no sistema neuromuscular de indivíduos com lesão medular e/ou pacientes com polineuromiopatia.

1.3.2 ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Desenvolver novo equipamento de estimulação elétrica multicanal e validar o sistema com base não apenas nas normas brasileiras geral e particular de equipamentos eletromédicos para eletroestimulação, mas também em critérios de precisão do sinal de eletroestimulação gerado;
- Implementar uma interface de usuário amigável baseada em PC para controle do novo equipamento eletromédico;
- Integrar ao equipamento um subsistema de medição de movimento induzido por ES baseado em sensores inerciais;
- Implementar um subsistema para realização automatizada da medição de excitabilidade neuromuscular e validar tal subsistema em testes de bancada;
- Implementar sistema de estimação do movimento articular induzido por ES baseado em sensores inerciais para exercícios isométricos e resistidos de um grau de liberdade;
- Verificar a hipótese de que o teste de reobase pode ser usado como um indicativo da fadiga quando se aplica a estimulação elétrica em procedimentos de terapia e/ou treinamento com exercícios isométricos ou resistidos.
- Estimar a fadiga induzida por ES usando o EDE automatizado e a estimação do movimento;
- Implementar sistema de controle para regulação da contração muscular a partir da estimação da fadiga;
- Realizar validação clínica preliminar do sistema desenvolvido em voluntários sem excitabilidade neuromuscular alterada e em indivíduos com excitabilidade neuromuscular alterada.

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 e sistemas de estimulação disponíveis comercialmente. 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. Os resultados obtidos até o momento e análise dos mesmos são apresentados no capítulo 5. Finalmente, o capítulo 6 expõe as considerações dessa etapa do trabalho e descreve a proposta de trabalho para a conclusão dessa tese de doutorado.

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 [??]. 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 [??]. 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 [??]. 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 [??]. 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 [??]. 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 são a estrutura básica e unidade funcional do sistema nervoso suportadas pelas células gliais. Os neurônios são unidades funcionais de informação, operando em grandes conjuntos para transmitir e processar informações do sistema nervoso. Os neurônios podem se dividir 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 mais longo que os dendritos (e.g. humanos podem possuir axônios que se estendem por mais de um metro), cuja

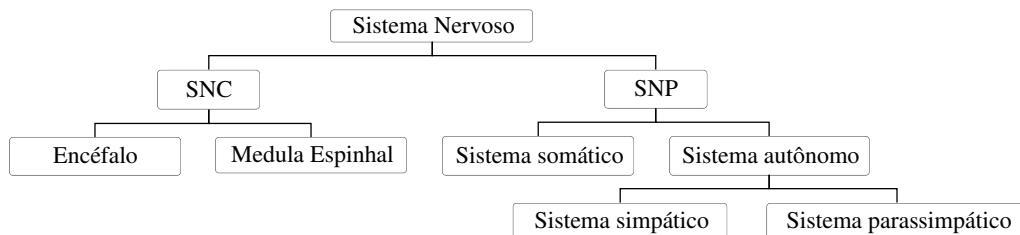


Figura 2.1: Organização geral do sistema nervoso.

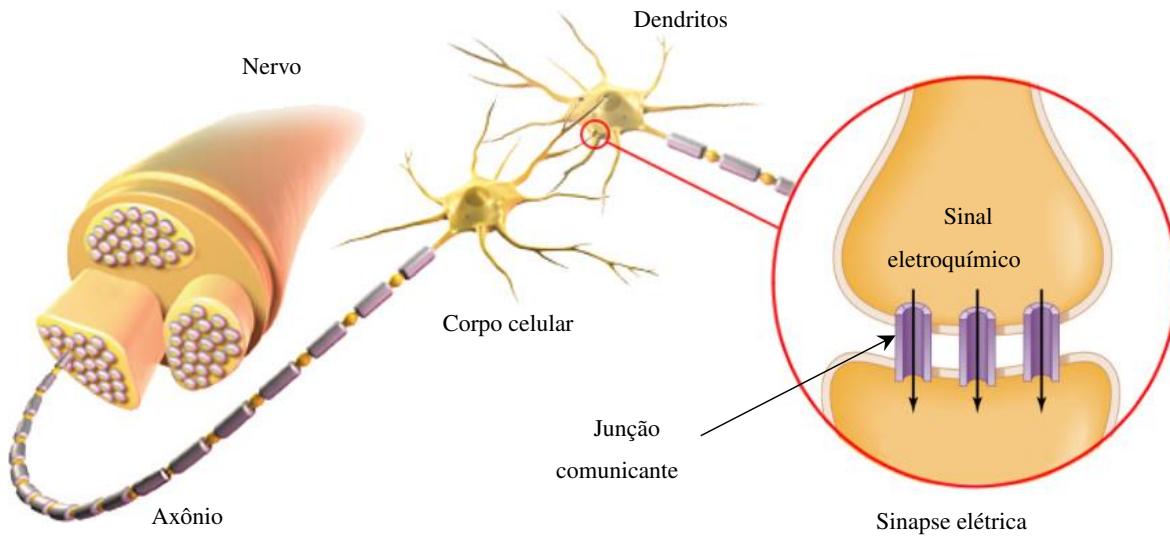


Figura 2.2: Ilustração de um nervo, neurônio e sinapses (adaptado de [??]).

função é transmitir para as outras células os impulsos nervosos provenientes do corpo celular [??].

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 [??].

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 [??].

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 [??].

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 relaciona a todas as ações físico-mecânicas do corpo humano, como caminhar, correr, comer, deglutiir, manter a circulação do sangue e respirar. Todas essas tarefas realizadas pelos músculos também dependem do controle e regulação do sistema nervoso [??].

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, comandada de forma voluntária nas mais diversas funções [??].

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, constituem 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 [??]. Aqui vale a ressalva que, estimulando artificialmente um motoneurônio por meio de corrente elétrica e alcançando os níveis de despolarização, pode-se imitar o comando do sistema nervoso, ocasionando uma contração das fibras musculares que o neurônio motor inerva [??].

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 [??]. Na Figura 2.3 é apresentado o conjunto fibra muscular e motoneurônio que constituem a unidade motora, conformando, então, uma unidade estrutural e funcional.

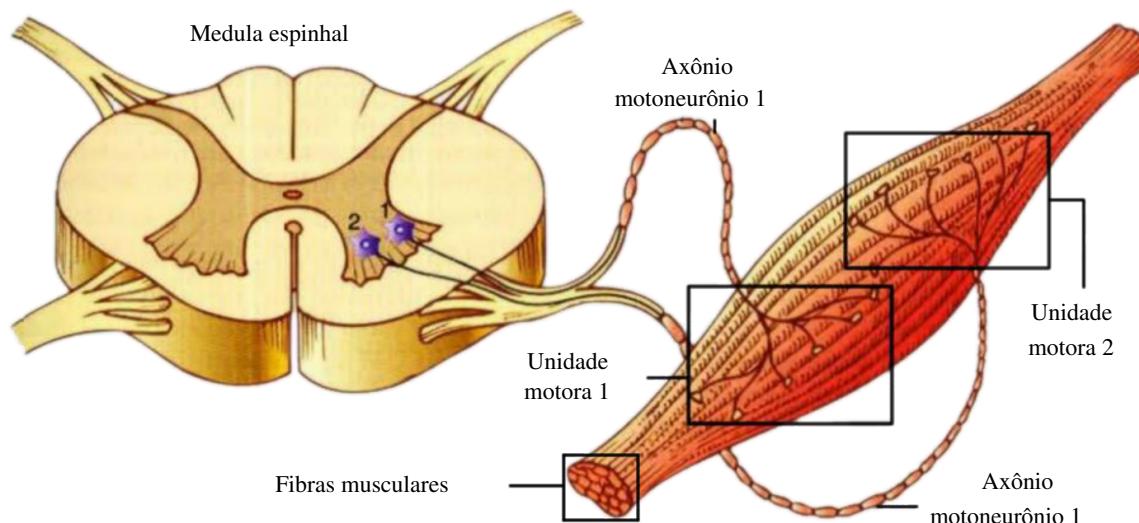


Figura 2.3: Unidades motoras (adaptado de [??]).

2.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Por definição, a estimulação elétrica é um procedimento no qual é aplicada corrente elétrica para estimular artificialmente o conjunto de tecido neural e/ou neuromuscular com propósitos terapêuticos [??]. Desde a sua origem, a estimulação elétrica tem sido usada para o tratamento de diversas patologias do sistema neuromuscular [??]. 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 [??], como ilustrado no Quadro 2.1.

Quadro 2.1: Etapas históricas da estimulação elétrica.

Nome da técnica	Característica 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. À 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 [??].

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 [??].

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 [??]. A seguir descreve-se como é entregado 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 consequentemente 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 [??]. De fato, quando os eletrodos de superfície são usados, muitas vezes estruturas nervosas e musculares são estimuladas simultaneamente [??].

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 entre 500Ω e $5k\Omega$ [??]. 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 $1k\Omega$ [????]. Cabe mencionar que o valor da impedância entre o eletrodo e a pele pode ser diminuído aplicando-se gel condutor entre eles [??].

Além da característica anterior, o tamanho e o formato do eletrodo de superfície influenciam na quantidade de corrente que atinge o músculo, e consequentemente 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 [????]. 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.

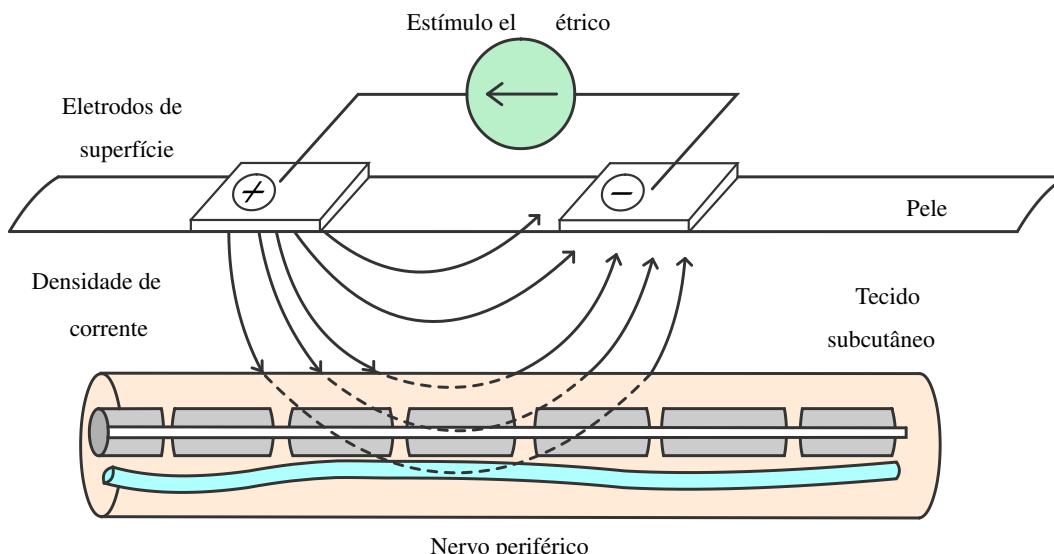


Figura 2.4: Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos de superfície (adaptado de [??]).

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

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.

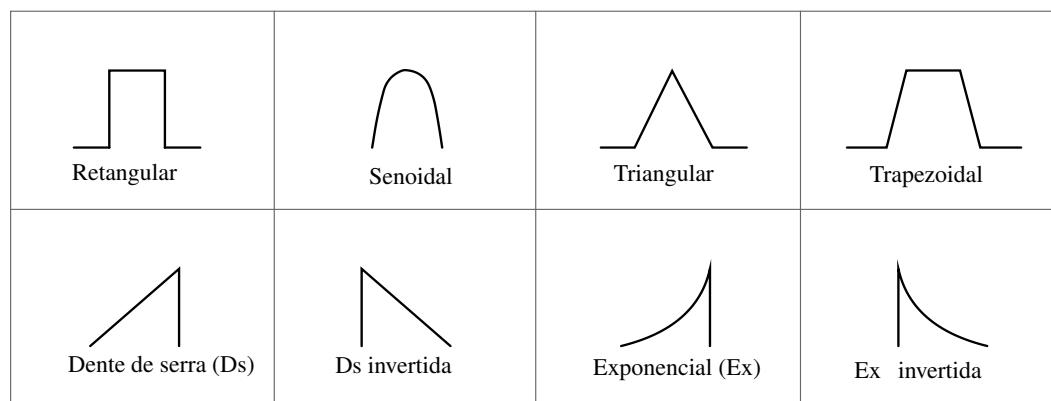


Figura 2.5: Formatos de onda típicos em aplicações de estimulação elétrica (adaptado de [????]).

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 [??].

Como mencionado, para despolarizar artificialmente o nervo e gerar uma contração muscular a partir da electroestimulação, deve ser fornecida corrente suficiente para gerar na vizinhança da membrana neural 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.

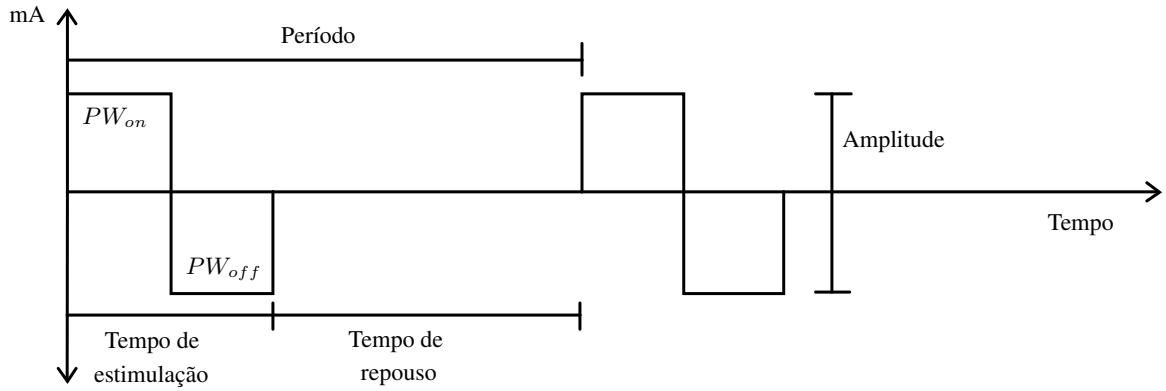


Figura 2.6: Ondas bifásicas e alguns parâmetros básicos da estimulação elétrica (adaptado de [??]).

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

Usando uma forma de onda quadrada monofásica, a carga total se calcula como o produto de corrente aplicada e a largura do pulso. A Figura 2.7 ilustra a carga total de um sinal quadrado e a Equação (2.1) mostra o cálculo desta carga (Q) [??].

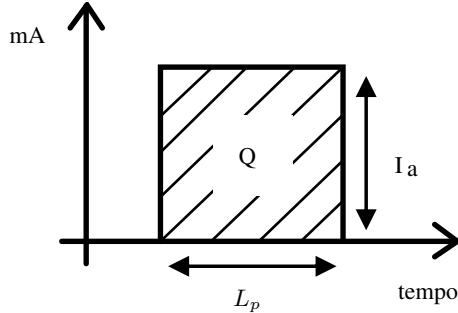


Figura 2.7: Carga total (Q), intensidade aplicada (I_a) e largura de pulso (L_p).

Modulando os parâmetros de estimulação na carga total aplicada ao músculo pode-se controlar a intensidade (força) da contração muscular [??]. Para se gerar uma força persistente, conhecida como uma contração tetânica, uma frequência mínima é necessária. Na aplicação da estimulação elétrica em tecido neuromuscular, várias frequências são recomendadas. Enquanto alguns autores sugeriram frequências entre 20Hz a 80Hz, outros sugerem valores entre 2Hz a 150Hz [????].

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 o recrutamento de fibras musculares e aprimorar o desempenho do atleta [??]. Para a promoção da saúde, há uma ampla gama de aplicações, como em analgesia para controle da dor em diversas situações clínicas [??] ou na UTI para prevenção e tratamento do desuso muscular causado pela imobilidade [??]. 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 [????]. Um aspecto importante é que cada aplicação se diferencia e depende dos parâmetros de estimulação, o tempo da sessão e a periodicidade da mesma [??????].

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 e largura do pulso do estímulo elétrico sejam maiores do que em uma pessoa sadia [??]. 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, o nível de contração desejada é usualmente estimado visualmente a partir da aplicação de intensidades gradualmente maiores de ES.

2.2.5 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E FADIGA MUSCULAR

Como mencionado anteriormente a ES é usada em inúmeras aplicações hoje em dia. Em aplicações como a reabilitação clínica existe uma limitação no uso da estimulação elétrica, sendo ela a diminuição da eficiência da contração com tendência ao desenvolvimento de fadiga neuromuscular [??]. Nesse contexto, define-se a fadiga neuromuscular como a incapacidade de realizar ou produzir determinado nível de força de forma repetida no tempo [??].

É importante ressaltar que a diminuição da eficiência da contração se relaciona com mecanismos de origem central e periférico. As causas da fadiga muscular central durante o exercício residem nas regiões corticais e subcorticais. Já a fadiga muscular periférica reside a nível do tecido muscular esquelético [??].

No anterior contexto, para compensar ou retrasar o aparecimento da fadiga durante a terapia/treinamento deve-se então projetar estratégias como parte do procedimento da aplicação da estimulação elétrica. É por isto que a ES pode ser personalizada ajustando os parâmetros de estimulação visando reduzir a fadiga e otimizar consequentemente a força produzida [??].

2.2.6 ELETRODIAGNÓSTICO DE ESTÍMULO

O eletrodiagnóstico é um exame 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 [??].

O eletrodiagnóstico pode ser realizado por estimulação, detecção ou estímulo-detecção. 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 [?????].

O eletrodiagnóstico por detecção e por estímulo-detecção 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, pode ser realizado por meio da inspeção visual, pois a resposta ao estímulo elétrico leva a uma excitação neuromuscular que, consequentemente se traduz em uma contração muscular claramente visível [????].

Neste trabalho o eletrodiagnóstico de estímulo (EDE) tomasse como referência para realizar testes de excitabilidade, pois pretende-se automatizar o procedimento relacionado a esse intuito, reduzindo subjetividades decorrentes da inspeção visual. Essa tarefa pode ser realizada, por exemplo, por meio de sensores de movimento para identificar a contração muscular ou perturbação motora (mecânica) no instante em que se aplica um estímulo elétrico e a contração muscular ocorre.

O exame de EDE está relacionado a três testes: reobase, cronaxia e acomodação [??]. 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 [????]. 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 [????]. 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 [??]. 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 [????]. 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 [??].

Vale relembrar 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.

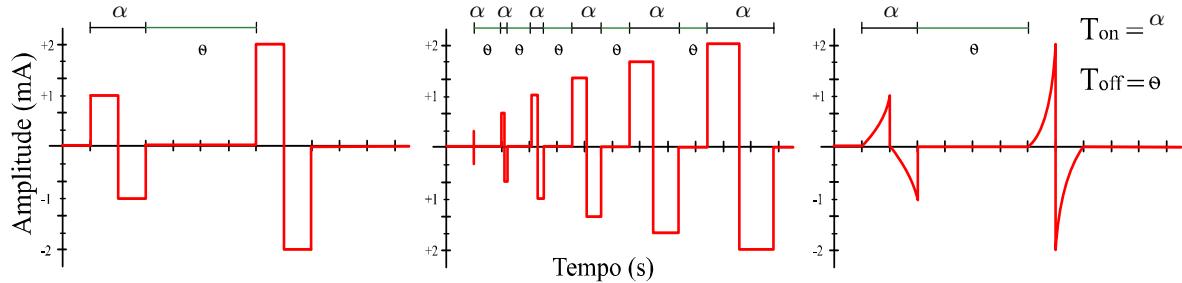


Figura 2.8: Formas de onda dos testes de RB, CR e AC.

É de esclarecer que neste trabalho pretende-se usar os testes de reobase e cronica para determinar os valores ótimos dos PE para realizar a terapia como evidenciado por Silva et al [??]. Também pretende-se usar o teste de reobase para verificar a hipótese de que pode ser usado como um indicativo da fadiga enquanto se aplica a estimulação elétrica em procedimentos de terapia e/ou treinamento com exercícios isométricos ou resistidos.

2.3 DISPOSITIVOS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E ELETRODIAGNÓSTICO

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. Adicionalmente são descritos os componentes que permitem que o eletroestimulador possa realizar 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,

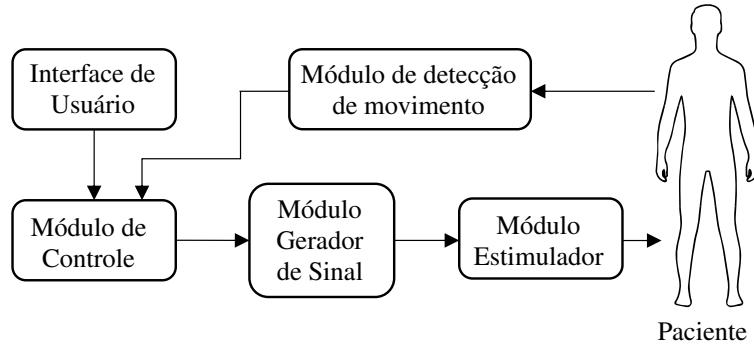


Figura 2.9: Diagrama de blocos geral de um dispositivo de estimulação elétrica.

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 microprocessadores 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 suas 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 malha fechada [??]. 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.

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 corrente é menos eficiente que a controlada por tensão [??]. 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 [??]. Entretanto, normalmente estímulos controlados por tensão são caracterizados por circuitos eletrônicos de controle menos complexos de se implementar, em oposição a estímulos controlados por corrente [????]. 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 [??]) 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.

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 [??]. 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

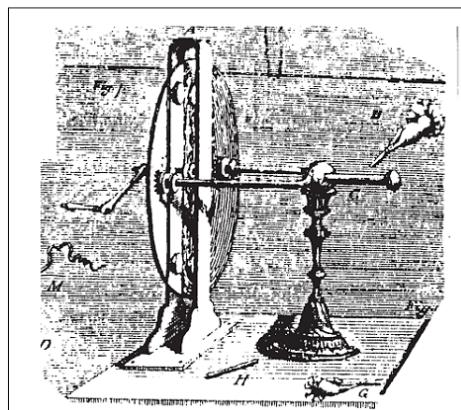


Figura 3.1: Eletroestimulador baseado em máquina de eletricidade estática [??].

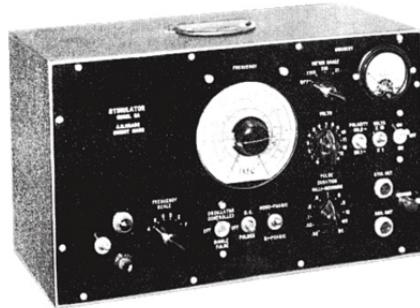


Figura 3.2: Um dos primeiros eletroestimuladores desenvolvido para pesquisa [??].

chamado de *Leyden jar* usados para propósitos de entretenimento [??]. 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. Consequentemente estes tipos de dispositivos foram chamados de *Rheotomes*, que remete à ideia de “cortador de fluxo” [??]. 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 eletrostimulador. Este tipo de dispositivo foi chamado *Inductorium* [??].

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 [??].

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 [??]. 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 [??].

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 [??]. 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 [????].

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 [?????????], 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

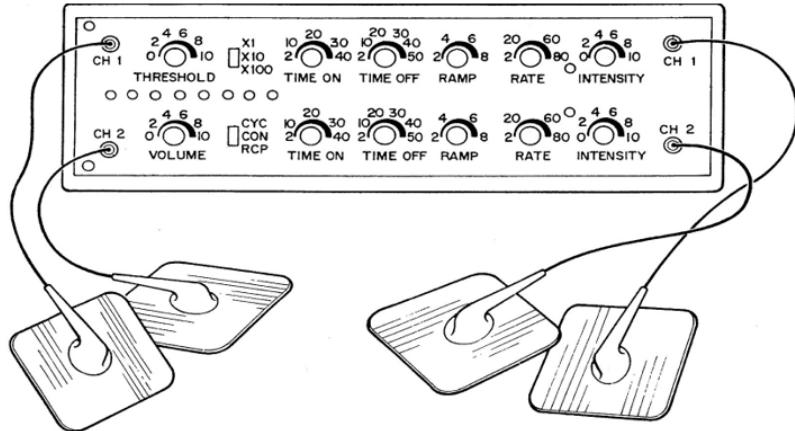


Figura 3.3: Interface analógica e eletrodos do estimulador proposto na patente [??].

isoladas (isolamento do enrolamento primário do secundário) para elevar a tensão, o que faz com que os dispositivos sejam muito pesados e consequentemente 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 [????].

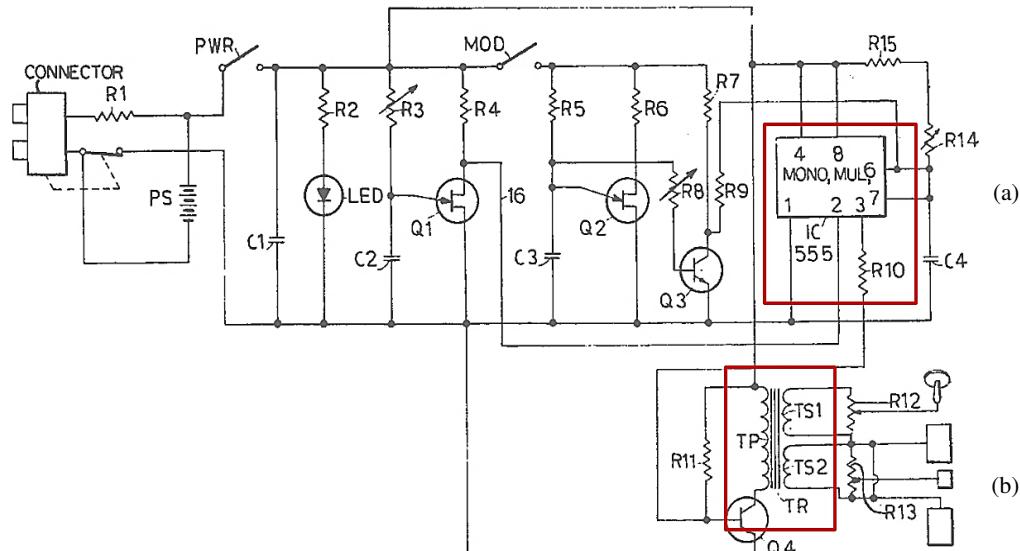


Figura 3.4: Gerador de sinal (a) e etapa de potência com transformador (b). Estimulador em [??].

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 Gracanin e Tajed Badj da Universidade de Lubljana (ex-Iugoslávia), foi desenvolvido o primeiro estimulador elétrico de fabricação nacional [??]. Alguns anos depois, a técnica de estimulação elétrica para restauração do movimento foi usada por primeira vez em 1991 no Hospital de Clínicas de Porto Alegre visando sua aplicação em marcha assistida [??].

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 [??]. 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 [??].

Muitos desses dispositivos foram desenvolvidos para tarefas específicas (para um só tipo de tratamento ou restauração de uma só função corporal [????]). 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, muitos dispositivos de estimulação foram feitos e como tal, diversas soluções foram empregadas para seu desenvolvimento [????].

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 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 [??]. 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 interface de controle pode estar implementada como uma interface externa ao eletroestimulador, podendo ser um microcomputador, teclado matricial, elementos analógicos de ajustes (potenciômetros), telas sensativas, botões ou até mesmo dispositivos sem fio [??]. 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 [??].

Nesse contexto, no início dos anos 90 começaram a ser desenvolvidos os primeiros estimuladores controlados por meio de Interfaces de Controle Digitais (ICD) [??]. Este tipo de interface tem uma grande vantagem com relação a Interfaces de Controle Analógicas (ICA), pois está em geral ocupa maior espaço físico 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 por um outro dispositivo externo, como por exemplo por meio de um software em microcomputador [????].

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 e programável com uma ampla gama de aplicações de estimulação elétrica. 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. Este eletroestimulador foi usado para pesquisa e em alguns ensaios clínicos [????].

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 [??]. 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.

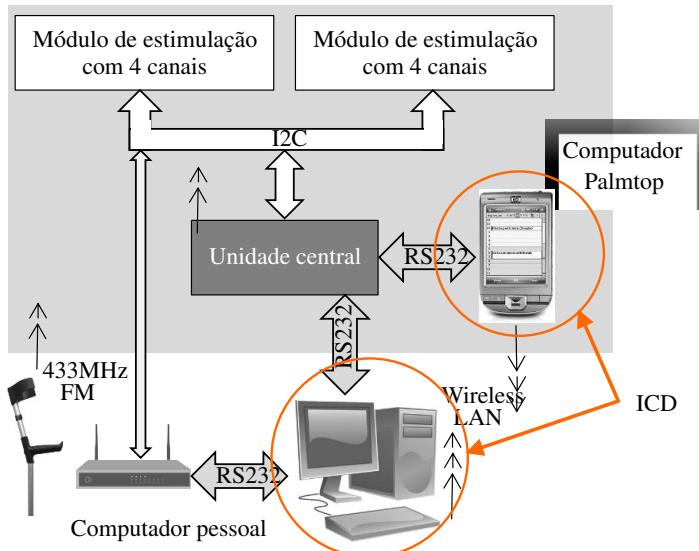


Figura 3.5: Sistema de eletroestimulação que usa ICD misto (adaptada de [??]).

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. [??] e Teixeira et al. [??] usam este tipo de interface de controle. Velloso et al. [??] 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 mista a componentes discretos podem ter a função de controlar diretamente o dispositivo 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 [??]. Isto reduz a demanda de processamento em microprocessadores ou microcontroladores [??]. Em muitos outros sistemas, porém, usa-se uma interface de controle dependente de uma unidade de controle, onde esta última é responsável pelo

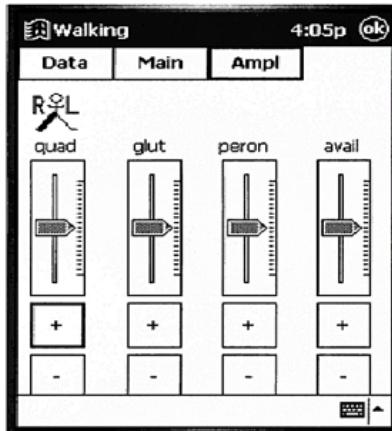


Figura 3.6: Interface gráfica de usuário ou ICD em dispositivo móvel (palmtop) [??].

gerenciamento e processamento de todos os componentes do sistema de eletroestimulação [?????????].

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 [?????????]. Em sistemas atuais, geralmente a UC é implementada em microcontroladores ou plataformas de desenvolvimento, como no caso de Johnsen et al. [??] 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. [??] 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) [??]. 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 [??]. Na Figura 3.7 se apresenta o dispositivo desenvolvido e nela é indicada a UC.

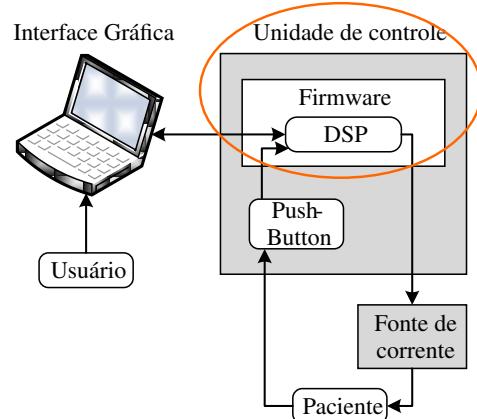


Figura 3.7: Unidade de controle do estimulador da UFMG [??].

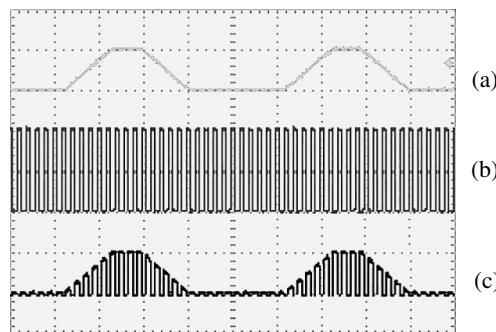


Figura 3.8: Geração de sinal modulado usando modulação por amplitude de pulso, (a) sinal de modulação, (b) Sinal da portadora, (c) Sinal modulado [??].

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 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 [?????].

Wu et al. [??], 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 [??????]. Um exemplo de sinal modulado se mostra na Figura 3.8.

Note-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 [?????].

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 [??].

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 [??].

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 [????]. 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 [??????].

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. [??]	I	B (baseado em T)	$f= 200 \text{ Hz}$ $I= 100 \text{ mA}$ $V= 200 \text{ V}$
Souza et al. [??]	I	B (baseado em T)	$PW= 250 \mu\text{s}$ $f= 200 \text{ Hz}$ $I= 100 \text{ mA}$
Chen et al. [??]	V	M (baseado em T)	$PW= 400 \mu\text{s}$ $f= 40 \text{ Hz}$ $V= 150 \text{ V}$
Hongan et al. [??]	I	M/B (baseado em Ponte H)	$PW= 65535 \mu\text{s}$ $f= 1000 \text{ Hz}$ $I= 300 \text{ mA}$ $V= 600 \text{ V}$
Gaiotto et al. [??]	V	M/B (baseado em Ponte H)	$PW= 65535 \mu\text{s}$ $f= 1000 \text{ Hz}$ $I= 300 \text{ mA}$ $V= 600 \text{ V}$
Masdar et al. [??]	I	M/B (baseado em amp op. como CTC)	$PW= 500 \mu\text{s}$ $I= 120 \text{ mA}$
Willand et al. [??]	I	M (baseado em amp op. e CTC com transistor)	$PW= 10 \text{ ms}$ $f= 15 \text{ kHz}$ $I= 125 \text{ mA}$ $V= 300 \text{ V}$
Brunetti et al. [65]	I	B (baseado em amp op. de transcondutância e chaveamento de canais)	$PW= 5 \text{ ms}$ $f= 100 \text{ Hz}$ $I= 125 \text{ mA}$ $V= 250 \text{ V}$
Lima et al. [??]	I	M (baseado em EC)	$PW= 1 \text{ ms}$ $f= 10 \text{ Hz}$ $I= 20 \text{ mA}$ $V= 220 \text{ V}$
Wu et al. [??]	I	M/B (baseado em EC)	$PW= 50 \mu\text{s}$ $f= 100 \text{ Hz}$ $I= 110 \text{ mA}$ $V= 300 \text{ V}$
Khosravani et al. [??]	I	M/B (baseado em EC)	$f= 50 \text{ Hz}$ $I= 150 \text{ mA}$
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 na Figura 3.9 a 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.

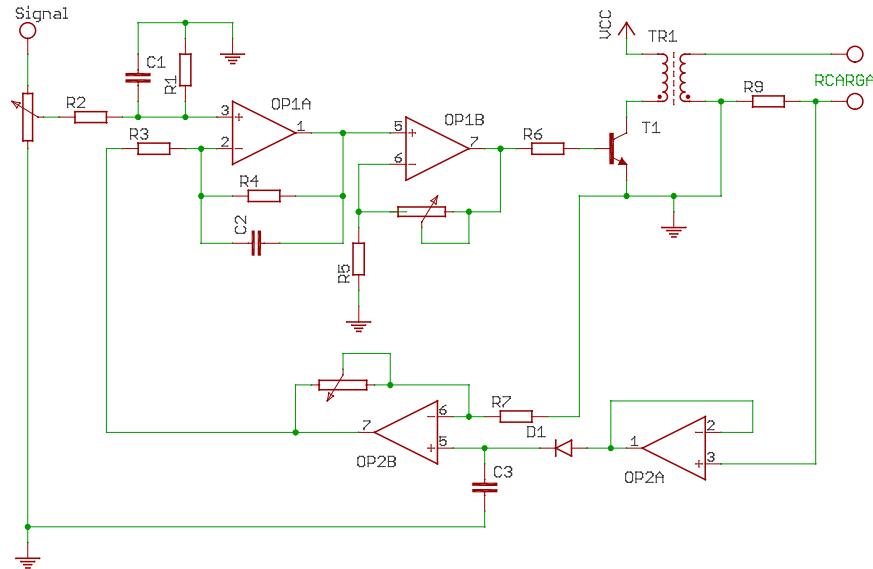


Figura 3.9: Circuito baseados em transformador com saída de corrente (adaptado de [??]).

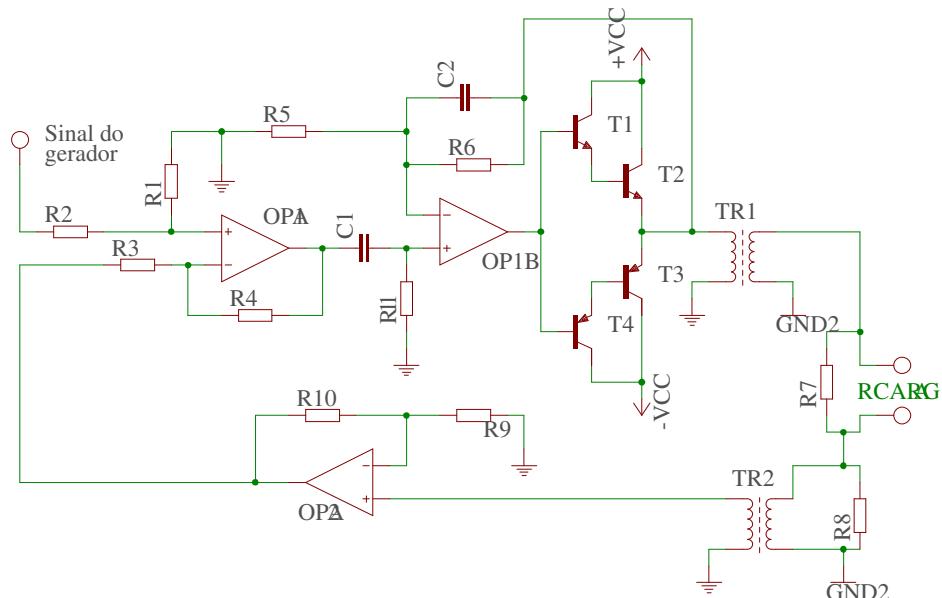


Figura 3.10: Circuito baseados em transformador com saída de corrente (adaptado de [??]).

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 R_{V2} . 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

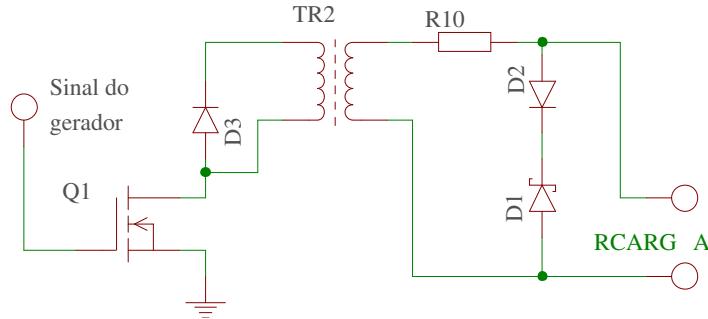


Figura 3.11: Circuito baseados em transformador com saída de tensão (adaptado de [??]).

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, Cheng et al. não evidenciam em que valor de carga e a máxima corrente com que 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 [??]. 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 [??]. 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 EPS possa funcionar com altas tensões e altas valores de corrente que, em suma, não dependem 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 os 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

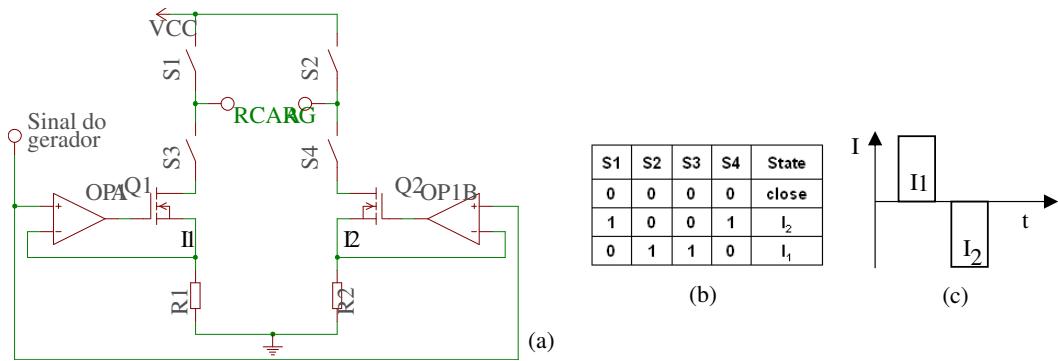


Figura 3.12: Circuito do EPS utilizando ponte H (a), relação de chaveamento entre S1-S4 e I1-I2 (b), e sinal do estímulo elétrico na carga (c) (adaptado de [??]).

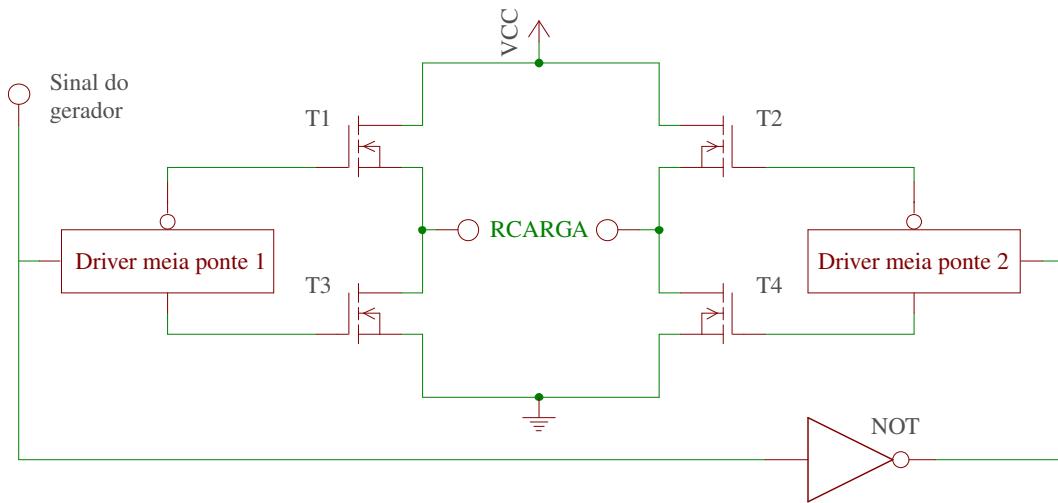


Figura 3.13: Diagrama de blocos do EPS com ponte H (adaptado de [??]).

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 [??].

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. [??] 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 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. [??] utiliza um conversor de tensão-corrente baseado em um transistor de alta tensão T_1 , um amplificador operacional e uma resistência de referência (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 irá 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.

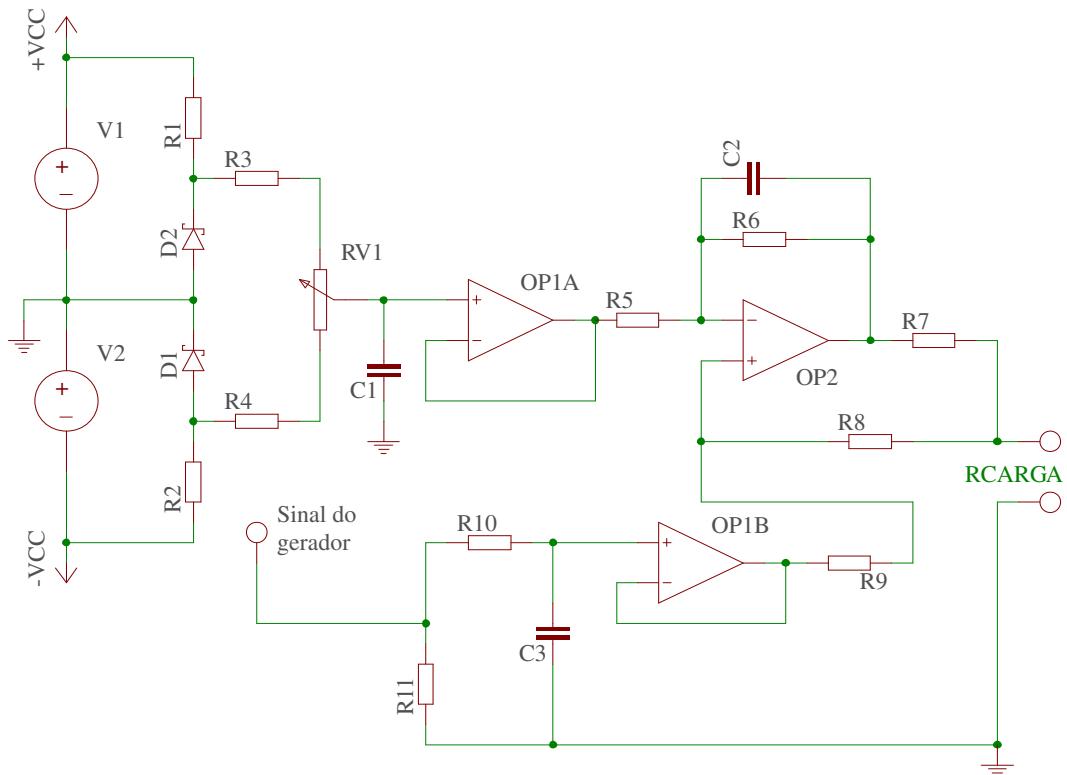


Figura 3.14: Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [??]).

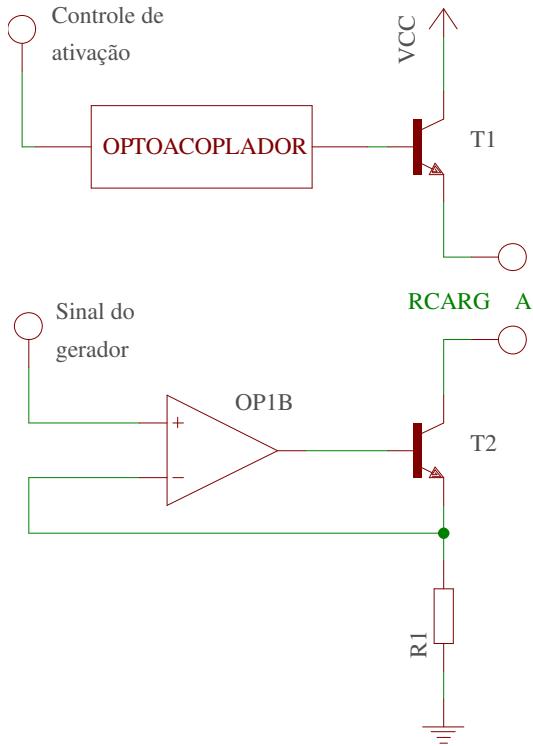


Figura 3.15: Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente (adaptado de [??]).

Outra topologia de EPS em que se usa amplificador operacional é a proposta por Brunetti et al. [??]. 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 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. [??].

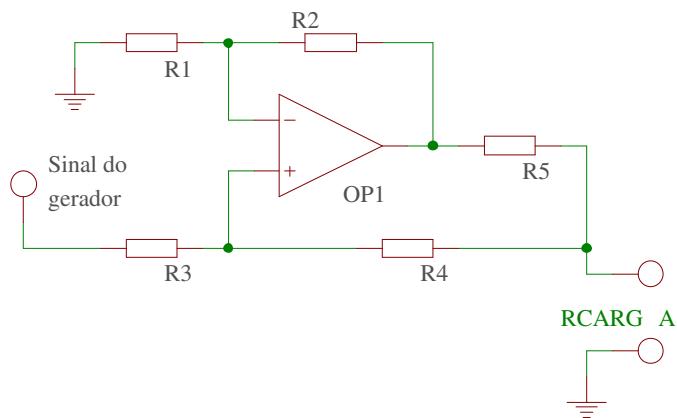


Figura 3.16: Circuito do EPS usando o conversor de tensão-corrente com amplificador operacional de transcondutância de alta tensão (adaptado de [??]).

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 [??????].

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 [??].

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. [??], Wu et al. [??] e Khosravani et al. [??], respectivamente.

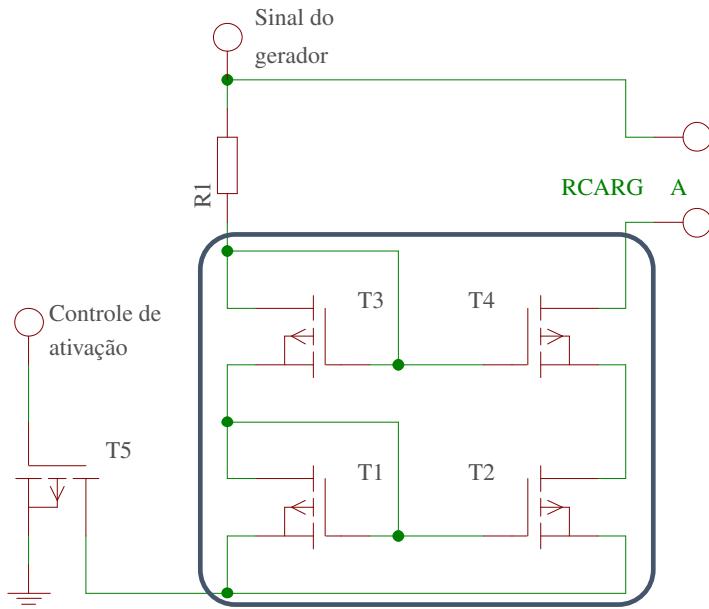


Figura 3.17: Circuito baseados em espelho de corrente com controle de ativação (adaptado de [??]).

O EPS implementado por Lima et al. [??] 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 $I_{ref} = \frac{V_t}{R_5}$. 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. [??]. Em suma este EPS é baseado em duas etapas: o conversor tensão-corrente e o espelho de corrente de Wilson (ECW). O conversor é implementado usando a Arquitetura de Howland que cria uma corrente de referencia (I_{ref}) a partir do sinal do gerador, como mostrado na Figura 3.18, por meio dos amplificadores operacionais OP1A e OP2B para o sinal positivo e negativo, respectivamente. O sinal do gerador é, 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

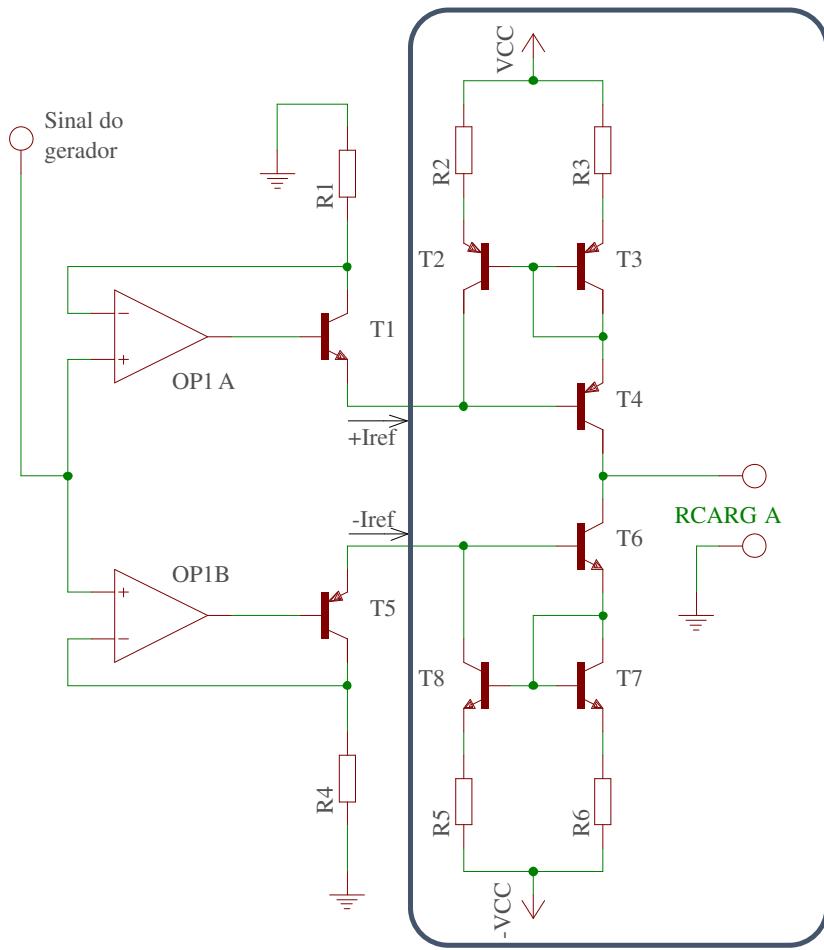


Figura 3.18: Circuitos baseados em espelho de corrente (adaptado de [??]).

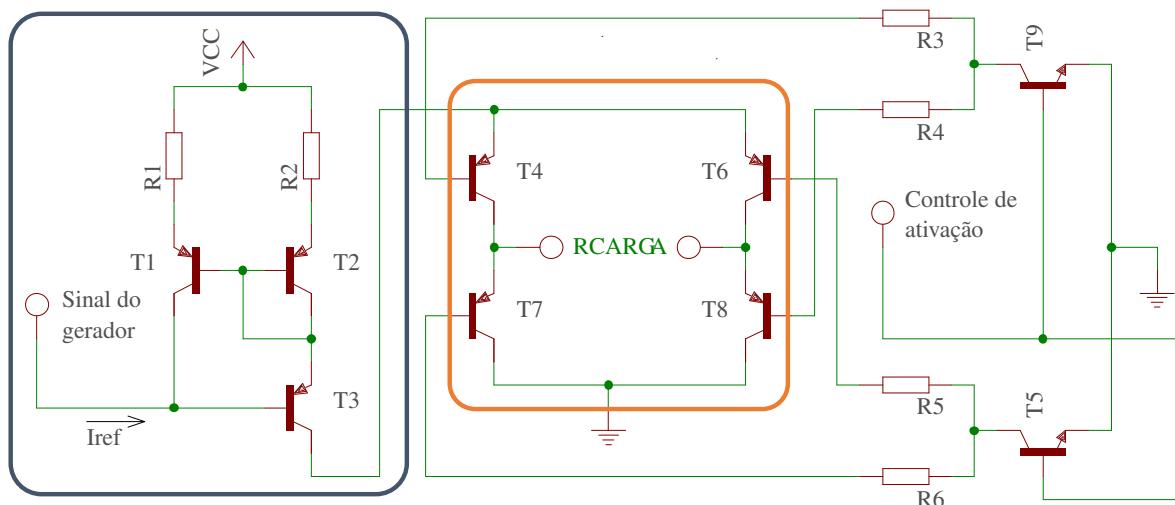


Figura 3.19: Circuito baseados em espelho de corrente de Wilson (caixa azul) junto com um circuito de comutação de Howland (caixa laranja) (adaptado de [??]).

por Wu et al. usam dois conversores 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 a arquitetura de Howland é muito robusta. Múltiplas pesquisas sobre o uso da eletroestimulação desenvolveram estimuladores personalizados, como no caso de [?????????????] 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 [??].

O último EPS mencionado na Tabela 3.1 é o proposto por Khosravani et al. (ver Figura 3.19) [??]. A topologia deste EPS também usa um ECW, que é usado em conjunto com circuitos de comutação de Holland (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. usam 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. [??], Willand et al. [??], Brunetti et al. [??], Lima et al. [??], Wu et al. [??] e Khosravani et al. [??] possuem carga aterrada (R_{CARGA} conectada diretamente à terra do circuito do EPS). Isto leva a um possível problema de correntes de fuga 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 capacidade das baterias, 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 [??]. 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: 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 [??].

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 [??????]. De maneira ilustrativa, Cheng et al. [??], Velloso et al. [??] e Chen et al. [??] 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 ainda de ciclo-conversores, são muito utilizados nos sistemas de eletroestimulação. Existem várias configurações, entre elas estão a *Buck*, *Boost*, *Buck-Boost*, *Cuk*, *Sepic* e *Zeta*. Dependendo do tipo de configuração do

conversor este pode ser CC-CA e CC-CC [??].

Em sistemas de eletroestimulação contemporâneos é típico o uso de conversores CC-CC tipo Boost (elevador/impulsionador) [?????????]. 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. [????].

3.2.6 Detecção de movimento e eletrodiagnóstico

Entre os sistemas de estimulação desenvolvidos para uso em pesquisa que foram estudados, nenhum conta com a opção de aplicar o EDE de forma integrada ao dispositivo. Porém, muitos dos sistemas de eletroestimulação apresentados na literatura contêm sensores de movimento que podem permitir a realização do EDE e a estimativação de parâmetros relacionados à fadiga.

Em especial, foram muitos os trabalhos nos quais foram utilizadas medidas de movimento em sistemas de ES projetados para restauração do movimento [?????????????]. 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 ao surgimento da fadiga. Entretanto, nesses trabalhos novamente não é colocado em evidência que tais sensores podem ser utilizados para estimar o nível de fadiga e, assim, ajustar os parâmetros de ES para execuções subsequentes em um protocolo em malha aberta.

Especificamente em relação à fadiga, 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 fadiga. Em [??], é usada a eletromiografia evocada para permitir a estimativação do torque produzido. Entretanto, 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.

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 Rehastim (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 [??]. Em adição, o dispositivo foi projetado para uso contínuo, apresentando características mostradas na Tabela 3.2

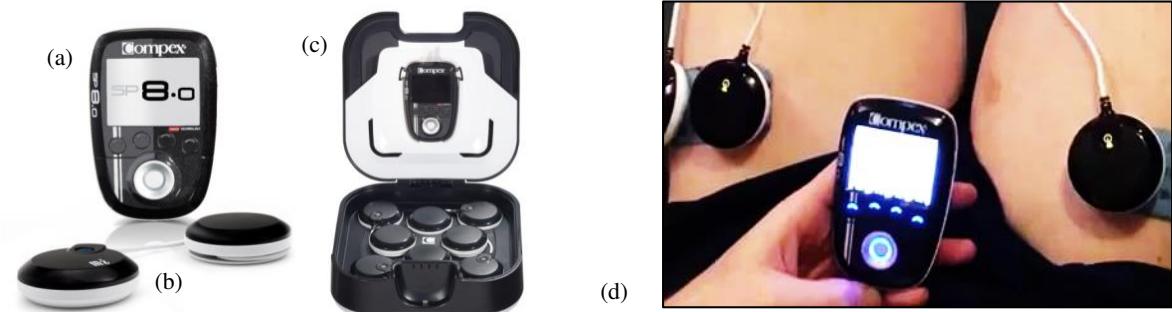


Figura 3.20: Estimulador Compex SP 8, com especial destaque para o controle remoto com a ICD (a), EPS sem fio (b), estação de carga das baterias (c) e utilização (d) (extraído de [??]).

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

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, 400 μ s, 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 parelho 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 [??].

O Dualplex 071 [??] 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 Dualplex 071 possui quatro canais independentes com os seguintes parâmetros de estimulação: corrente de 0 até 79mA em uma carga de até 2k Ω , largura de pulso de 25 μ 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 Dualplex 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, se identificou que o aparelho possui diferenças significativas entre a forma de onda para o teste de acomodação de EDE descrita na literatura e a formas de onda fornecida na saída do canal.

Em relação à funcionalidade do eletrodiagnóstico, foi realizada revisão adicional para buscar dispositivos comerciais com programas de EDE. A revisão revelou que são poucos os aparelhos que incluem a funcionalidade. Além do Dualplex 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 cronomaxia. 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 [??].

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) [??].

Estudos 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 metabolitos e calor[??]. Nesse contexto, cedo ou tarde a sensação de fadiga e esgotamento ocorreram. O objetivo fisiológico daquela sensação não outra se não a de proteger a pessoa dos efeitos nocivos do excesso de exercício [??].

Existem também mecanismos fisiológicos associados com a fadiga tanto periférica como central. Nesse contexto considera-se fadiga periférica principalmente à diminuição de força a nível das fibras musculares ou o meio no qual estão. Pesquisadores têm estudado ditos mecanismos identificando diferentes condições que levam ao aparecimento da fadiga, tais como: produção de metabolitos, baixo fluxo sanguíneo, desequilíbrios bioquímicos na fibra muscular, acumulação de lactato, acumulação de íons de hidrogênio e de amônio causado pela variação do cociente respiratório [????]. Já, a fadiga central manifesta-se por uma diminuição na frequê-

cia de descargas das unidades motoras recrutadas inicialmente para realizar uma determinada força. A fadiga central pode acontecer a nível da corteza motora, moto-neuronas, vias piramidais (ou via corticoespinhal) entre outros [??]. 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 [??????].

Finalmente, é de aclarar que 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 envolve principalmente o sistema nervoso periférico [??].

3.4.1 FADIGA MUSCULAR INDUZIDA POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A ES é aceitada 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 (torque gerado) a qual se relaciona geralmente com o nível de intensidade do estímulo elétrico (embora existam outros PE envolvidos) [??]. Por outro lado, a ES possui também limitações relacionadas com a aplicação de estímulos de forma sequencial, é dizer, quando usados para realizar contração máxima evocada artificialmente de forma repetida. Nesse contexto o uso de ES produz uma diminuição da eficiência da contração e ao mesmo tempo é desenvolvida a fadiga neuromuscular de caráter periférico [??].

Outra consequência além do aparecimento da fadiga causada pela eletroestimulação é a adaptação neuronal, que ocorre quando os neuroreceptores são atingidos por estímulos repetidos e prolongados, levando a uma hiperpolarização da membrana celular do neurônio e resultando numa diminuição da frequência de disparo dos potenciais de ação que, consequentemente se traduz em uma contração muscular que se enfraquece no tempo [????].

No anterior contexto, 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 [????]. No anterior cenário, Tepavac et al. estudaram a correlação entre o decreto da força muscular e a eletroestimulação contínua 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 [??]. A técnica de sEMG normalmente requer circuitos complexos para ajudar capturar e limpar o sinal de sEMG de artefatos causados pela eletroestimulação [??]. 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 [??????].

Além do sEMG, existe uma outra técnica conhecida como mecanomiografia MMG. Ela é usada para diferentes propósitos, entre eles: auxiliar na medição ou avaliação da fadiga periférica [??]. Ela, relaciona a deformação e/ou vibração muscular com a contração produzida de forma voluntaria ou com o uso de eletroestimulação. No item a seguir será abordada esta técnica.

3.5 MECANOMIOGRAFIA

As fibras musculares esqueléticas quando se contraem (seja de forma voluntaria 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 transductores tais como microfones, acelerômetros ou inclusive laser para medir distancias [??].

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 [????].

A MMG é então uma técnica de medição e/ou avaliação das vibrações musculares de caráter mecânico produzidas durante uma contração muscular [??].

Ultimamente a MMG vem sendo usada em diferentes protocolos experimentais segundo o relatado por Krueger et al. Na revisão feita por Krueger et al. são discutidas as aplicações (como: biofeedback em protocolos com FES ou detecção da atividade muscular entre outras) e potenciais futuras aplicações (como melhoramento de protocolos de ES baseados em MMG ou auxilio na avaliação da mecânica muscular entre outras) [??].

Dois estudos realizados na ultima década co-relacionam o uso de MMG e ES em pacientes com LM. Levando em consideração o analise dos resultados desas pesquisas, neste trabalho será usado e estudado o resultado da MMG quando realizado um teste de excitabilidade neuromuscular, para implementar um controlador automático no sistema de eletroestimulação proposto, que permita corrigir ou retrasar o aparecimento da fadiga quando usada a eletroestimulação como substituto ao exercício ativo em pacientes com LM ou PNMDC.

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 [??] e, em nosso contexto, estudar o aparecimento da fadiga muscular periférica relacionada com ES para implementar um protocolo de treinamento/terapia adequado a pessoas com PNMDC ou LM que vise retrasar ou evitar o aparecimento da fadiga periférica.

Estudos realizados por Krueger et al., Ibitoye et al. e Zainah et al. mostraram a relação entre a fadiga periférica induzida pela ES e os sinais de MMG. Nesses estudos são usados protocolos de eletroestimulação que relacionam não só o antes descrito, mas também levam em consideração o torque produzido em exercícios isométricos [??????].

3.5.2 USO DE MECANOMIOGRAFIA NA MEDIÇÃO DE FADIGA CAUSADA POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Como descrito a fadiga muscular periférica pode aparecer ao realizar exercício de origem voluntario ou artificialmente pelo uso de ES.

Nosso contexto, o uso de ES com fins clínicos/terapêuticos produz contrações musculares e associada a ela o inevitavelmente aparecimento de fadiga periférica.

Em diferentes trabalhos o uso da mecanomiografia na medição de fadiga produzida por ES leva associado o uso de outra variável, o torque produzido pela contração muscular, seja ela isométrica ou resistida [????????].

Pesquisadores como Nogueira et al. e Zainah et al. propõem estratégias de controle usando MMG e registro do torque para identificar fadiga [????].

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 (discutir resultados).

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.

Por ultimo, e não menos importante é de ressaltar que na maioria dos estudos onde se pesquisa sobre a fadiga por meio de MMG, os experimentos são realizados com pessoas hígidas e nesse contexto no momento da apresentação desta tesis de doutorado só Nogueira et al. e Zainah et al. apresentam estudos relacionando MMG, torque e fadiga em indivíduos com LM [????].

4

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta 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.

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, unidade de tratamento intensivo para pacientes com PNMDC, 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. Por exemplo a interface de usuário 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 informação relevante do processo de teste de exibibilidade e/ou terapia. 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 se executar em PC. A interface, então, deve 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.

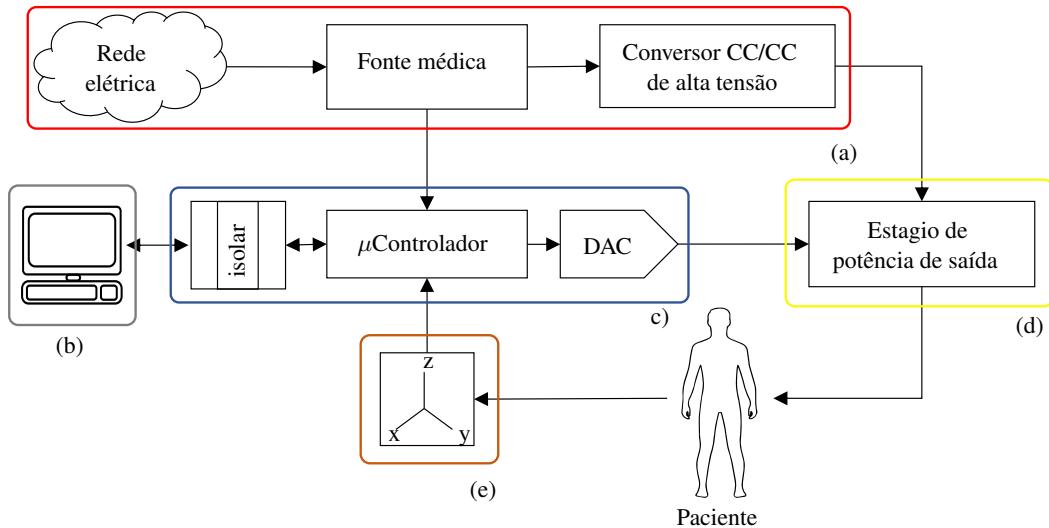


Figura 4.1: Diagrama geral do dispositivo de eletroestimulação proposto, incluindo (a) alimentação do sistema, (b) interface do usuário, (c) módulo de controle e módulo gerador de sinal, (d) módulo estimulador e (e) módulo de detecção de movimento.

Os parâmetros de estimulação que o sistema deve atender foram estabelecidos em conjunto com fisioterapeutas das áreas neurológica e UTI levando em consideração a literatura existente das diferentes aplicações da eletroestimulação em pacientes com lesões e doenças neuromusculares [?????]. 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 - 1.106	μs
Frequência	0,33 - 150	Hz
Corrente	1 - 100	mA
Carga	100 – 1,5·103	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: quadrado e exponencial (em fisioterapia é chamada de exponencial à 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 a geometria da onda, frequência, largura de pulso e amplitude.

Outro componente importante dentro do sistema proposto é o teste de excitabilidade associado a MMG. Ele, por sua natureza, deve conter um subsistema de detecção de movimento, responsável pela detecção da perturbação mecânica causada por uma contração muscular. Desta forma, os módulos que compõem o MMG devem ser desenvolvidos visando medir e monitorar as 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 finalmente, as fontes de alimentação que energizam o sistema completo. Nesse contexto, a prototipagem e desenvolvimento do hardware passou por diversas versões (6 no total, conforme descrito no Apêndice A) de teste e validação, 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 ajudar na detecção da fadiga. Além disso, um outro aspecto fundamental norteou o desenvolvimento de todos os módulos. Levando 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 mostra o esquemático e seus 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. Elas usam a linguagem *wiring* que é baseada em C/C++ para uma rápida programação de microcontroladores. Também, estas plataformas possuem uma ampla compatibilidade com sensores, módulos de comunicação e diversas interfaces/portas de comunicação, o que possibilitou testar uma ampla gama de soluções relacionadas ao controle e gerenciamento dos recursos do estimulador.

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

Nesta etapa de projeto do estimulador não se preocupou com os possíveis atrasos na execução do firmware inerente dessa arquitetura. De fato, ao usar a linguagem *wiring*, o código binário possui pequenas redundâncias que podem consumir um certo número de ciclos de processador a mais. Testes posteriores devem validar o desempenho do sistema.

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: μ C1_STIM e μ C2_ACCEL. O μ C1_STIM

possui então 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 μ C2_ACCEL; 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 μ C2_ACCEL é responsável por gerenciar o sensor inercial do módulo de detecção de movimento.

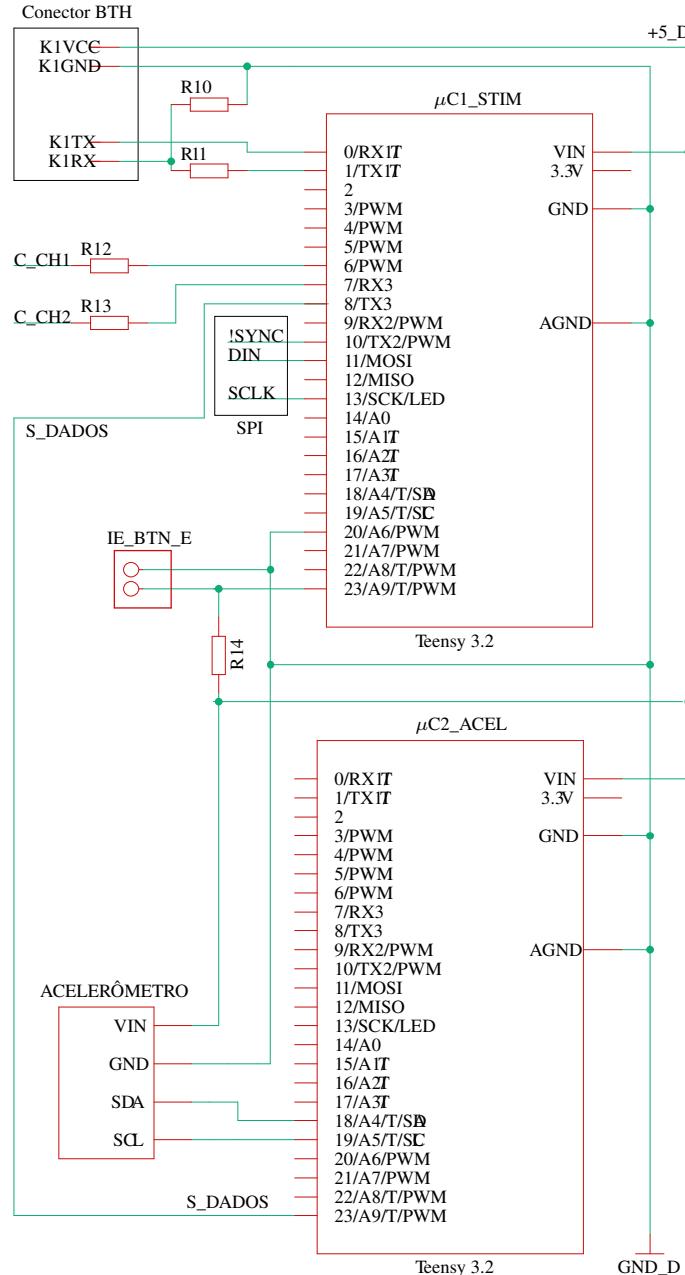


Figura 4.2: Módulo de controle, diagrama esquemático do módulo de controle.

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 μ C1_STIM quanto o μ C2_ACCEL compartem o mesmo aterramento GND_D. A escolha da fonte e outras discussões relativas são descritas no item 4.2.5.

Círculo 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).

Agora, dentro do estimulador existem tensões baixas e altas e correntes que podem chegar até os 150mA. O circuito de isolamento permite isolar o módulo de controle que funciona com tensões de no máximo $5V_{DC}$ do resto do circuito que funciona com $15V_{DC}$ e $160V_{DC}$ se considerando como alta tensão. Isto é feito com 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 compartindo a terra) e o paciente.

O ponto em que é feito o isolamento acontece na comunicação SPI entre μ 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 ruído eletrônico 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 $5V_{DC}$ e terras separadas GND_D e GND_HV.

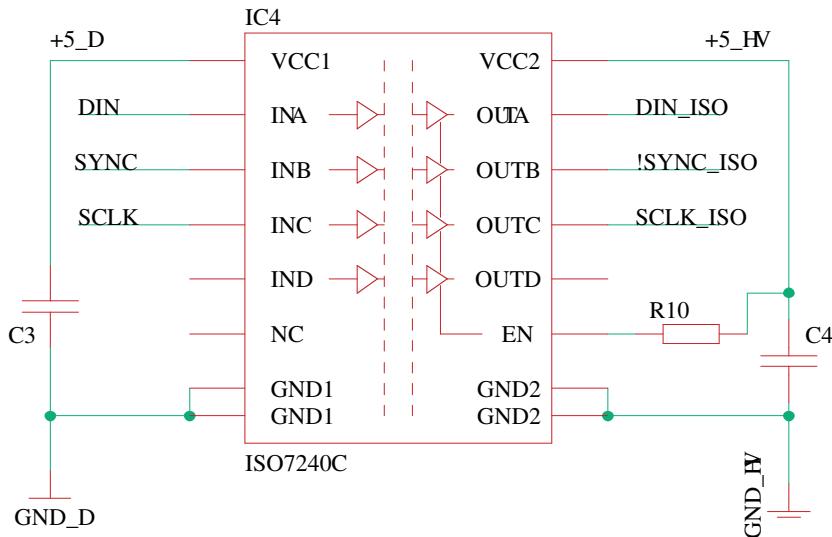


Figura 4.3: Diagrama esquemático do circuito de isolamento ISO7140C e suas conexões.

¹Acessório 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 final 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 programados para modular um sinal por largura de pulso (*Pulse Width Modulation*, PWM) e, finalmente, conversores digitais-analógicos ou DACs.

As soluções com CIs e PWM foram descartados 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 ao mesmo tempo 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 com os CIs e PWM, pois ele permite criar qualquer forma de onda e oferece um controle simplificado dos parâmetros relacionados com ela. A partir do uso de tal solução, pode-se inclusive gerar sinais arbitrários de eletroestimulação.

Nessa ordem de ideias, foram testados seis DACs, os quais são caracterizados na Tabela 4.2. Nela 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 disto 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.

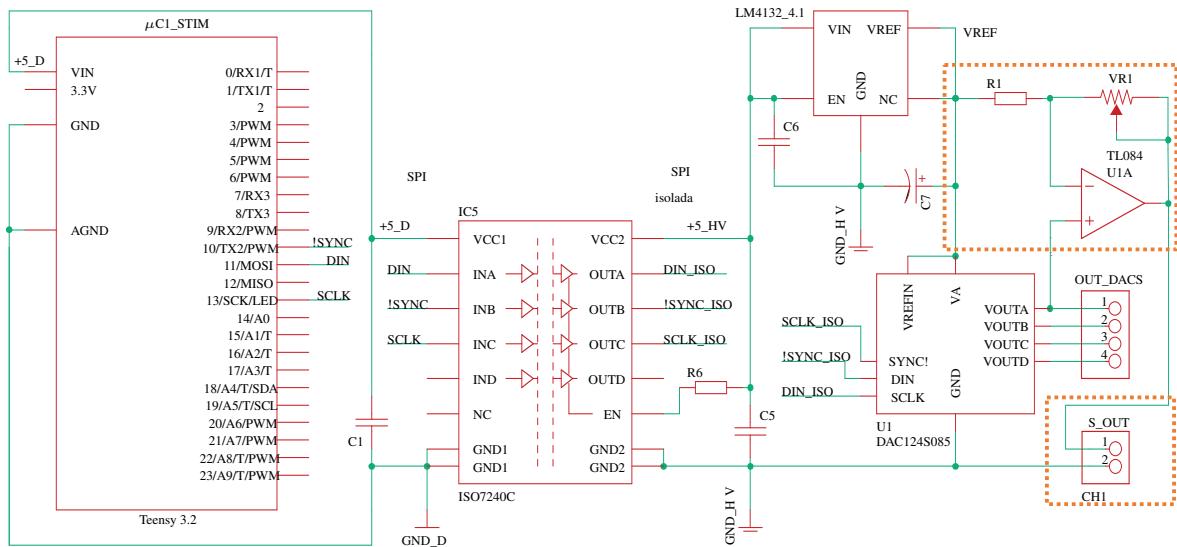


Figura 4.4: Diagrama esquemático do MGS, no qual é mostrado em destaque circuito para gerar sinal bifásico a partir de referência monofásica.

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 monofásico, 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 $\Delta V = \frac{V_{ref}}{12bits} = 1mV$.

É importante ressaltar que o DAC124S085 funciona somente com valores de tensão positivos (usando 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 (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 [????].

Na Figura 4.4, a caixa pontilhada de cor laranja apresenta a topologia do circuito diferencial de tensão composto pelo amplificador operacional U1A e os 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 só 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, então, temos que o sinal de saída (S_{OUT} na Figura 4.4) é descrita pela seguinte equação,

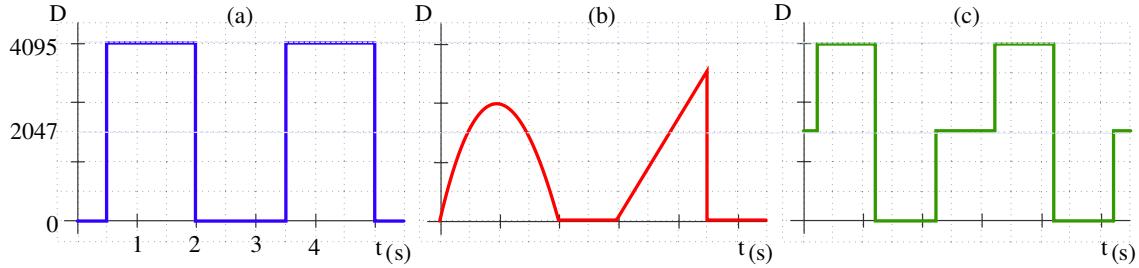


Figura 4.5: Formas de onda monofásicas que podem ser criadas pelo DAC do MGS.

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

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

Além do anterior, 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 $\pm 15v$ 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,

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

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 $20,48mV_{DC}$. No entanto, esse valor de tensão se encontra dentro da amplitude de ruído inerente das saídas do DAC. Portanto, a relação sinal-ruído deve ser melhorada. Para isto o S_{OUT} é condicionado, adicionando um

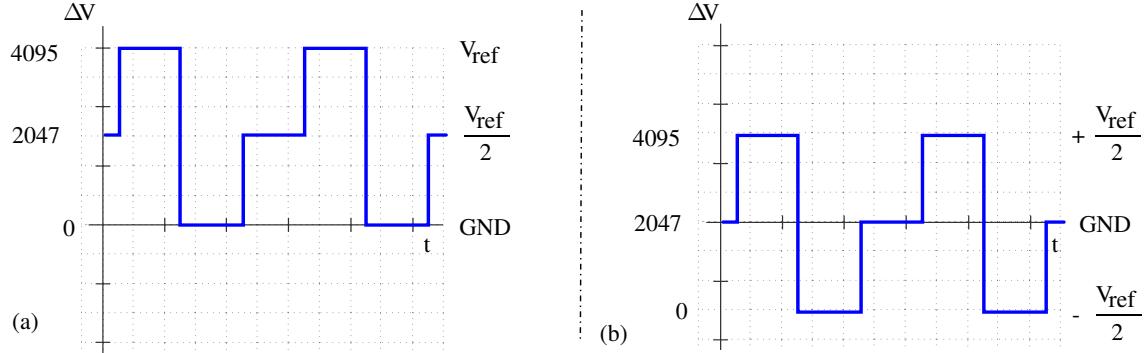


Figura 4.6: Sinal para ilustrar funcionamento do MGS, em especial o sinal monofásico V_{OUTA} (a) e sinal bifásico S_{OUT} (b).

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 usada a topologia do amplificador não inversor para elevar a tensão de S_{OUT} até um valor de $\pm 12S_{OUT}$, 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 é utilizado 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 VR_1 $2k\Omega$ foi 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 usados potenciômetros de precisão (*trim pots* de $\pm 1\%$ de tolerância) para ajustar o valor fixo de VR_1 e VR_2 e, para R_1 e R_3 foram utilizados resistores de precisão de $\pm 1\%$ de tolerância.

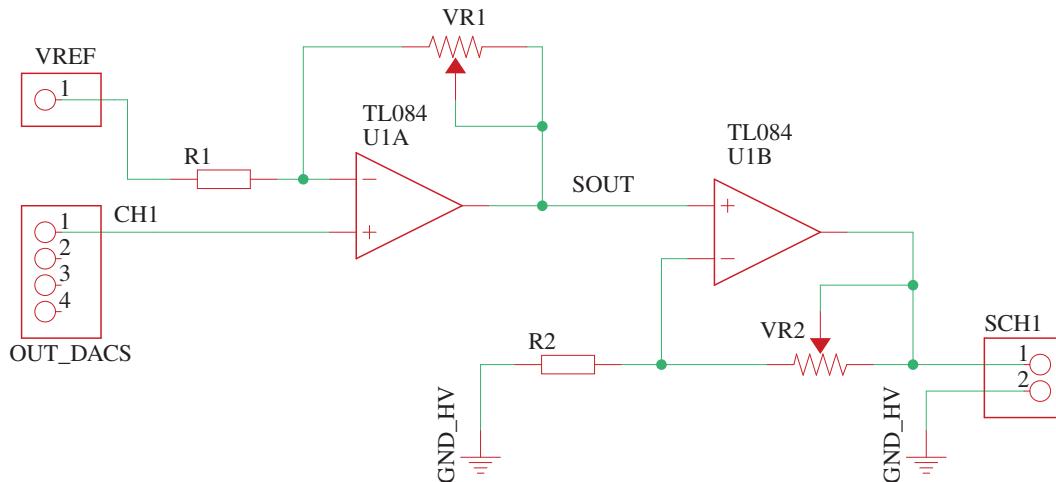


Figura 4.7: Diagrama esquemático do amplificador diferencial para gerar S_{OUT} e o circuito amplificador subsequente para gerar a saída S_{CH1} .

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 um circuito que segue a topologia da arquitetura de *Howland* 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-).

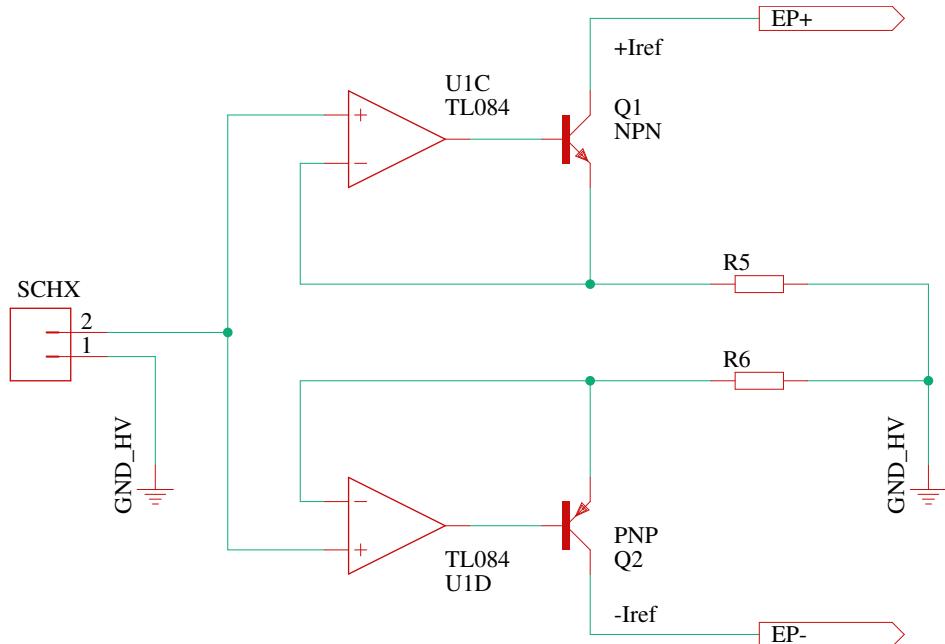


Figura 4.8: Diagrama esquemático dos conversores de tensão-corrente.

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 seguinte circuito 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 [??]:

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

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 [??].

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 $\pm 100mA$ para uma carga máxima de $1.5k\Omega$. Usando a lei de Ohm com os valores máximos de corrente e resistência, calcula-se que o valor da tensão requerido é de $\pm 150V_{DC}$.

Para realizar a função do EP foi utilizado 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 é bem conhecida na literatura [??] e embora existam outras topologias de espelho de corrente, alguns trabalhos [??????] também escolheram o ECW neste tipo de aplicação por duas razões principais: possui melhor correspondência/fidelidade entre o espelhamento da corrente de entrada e a corrente de saída e é menos dependente do casamento entre os transistores, portanto não requer que o β de Q_5 seja compatível com o β de Q_3 e/ou Q_4 (ver Figura 4.9).

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 [??].

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 [??]. 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.

Em suma, deve-se escolher adequadamente os valores de R_7 e R_8 . Segundo alguns trabalhos [??????] em que foram realizadas simulações para achar o melhor valor destes resistores, foi estimado que aproximadamente

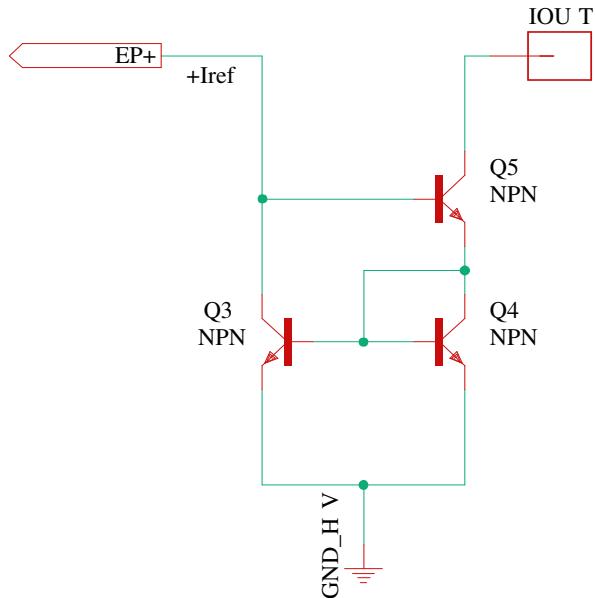


Figura 4.9: Diagrama esquemático do ECW.

200Ω produz o efeito desejado. Desta forma, neste projeto foi escolhido o valor comercial de 220Ω para R_7 e R_8 com tolerância de 1%.

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

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. Agora, se o valor de R_{CARGA} é alterado, $V_{R_{CARGA}}$ também irá mudar, 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 tensão de alimentação V_{CC} . Ou seja, por lei de Ohm temos que para 100mA (requisito do sistema) em uma carga de $1,5k\Omega$ (requisito do sistema) é necessário no mínimo $150V_{DC}$. 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 $150V_{DC}$.

Circuito completo do módulo estimulador e análises

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

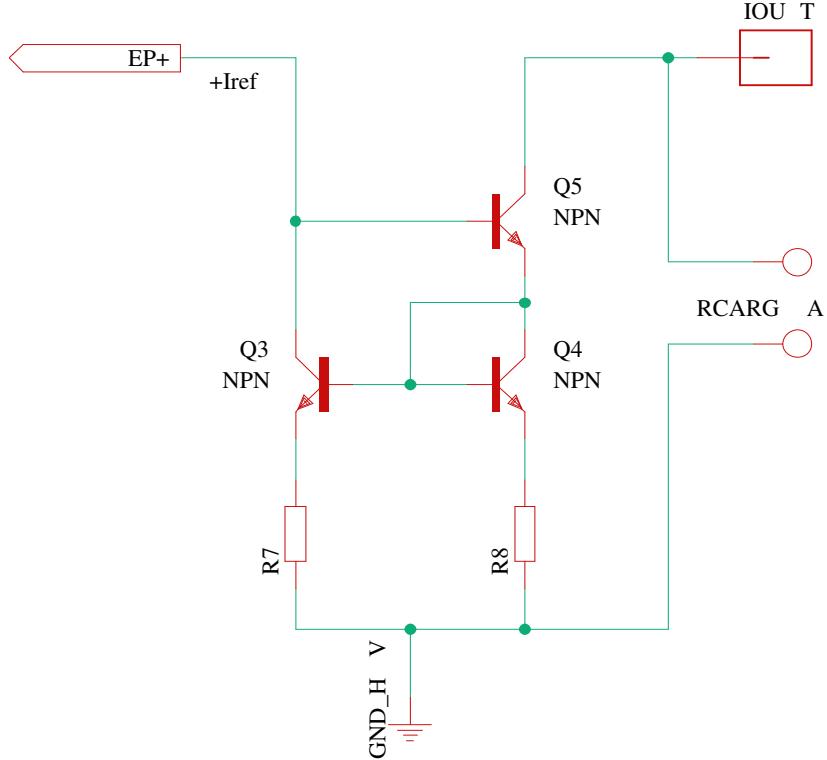


Figura 4.10: iagrama esquemático do ECW com resistências no emissor e R_{CARGA} [??]

gerador que compõem a I_{ref} .

Com a finalidade de verificar o funcionamento do ECW (circuito da Figura 4.10), este foi simulado no software OrCAD Capture Lite versão 17.2 (Cadence Design Systems, EUA). Foram realizados estudos em dois cenários diferentes. O primeiro consistiu em verificar o princípio de funcionamento do ECW na sua zona ativa. Para isto foram escolhidas as seguintes características: $V_{CC} = 80V$ e uma carga variável de 0,01 a $1,2k\Omega$. Na Figura 4.12 são apresentadas as curvas da corrente no ponto V_{Q5C} , (isto fornece informação na relação entre a variação de V_{CC} , $V_{R_{CARGA}}$) o que permite evidenciar o valor da corrente espelhada em $V_{R_{CARGA}}$ e seu comportamento linear na zona ativa, assim como os limites do espelho na dependência de V_{CC} .

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: $V_{CC} = 120V$, carga variável de 0,1 a $1,1k\Omega$ e I_{ref} máximo de 100mA. As curvas de corrente deste cenário se apresentam na Figura 4.13.

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.

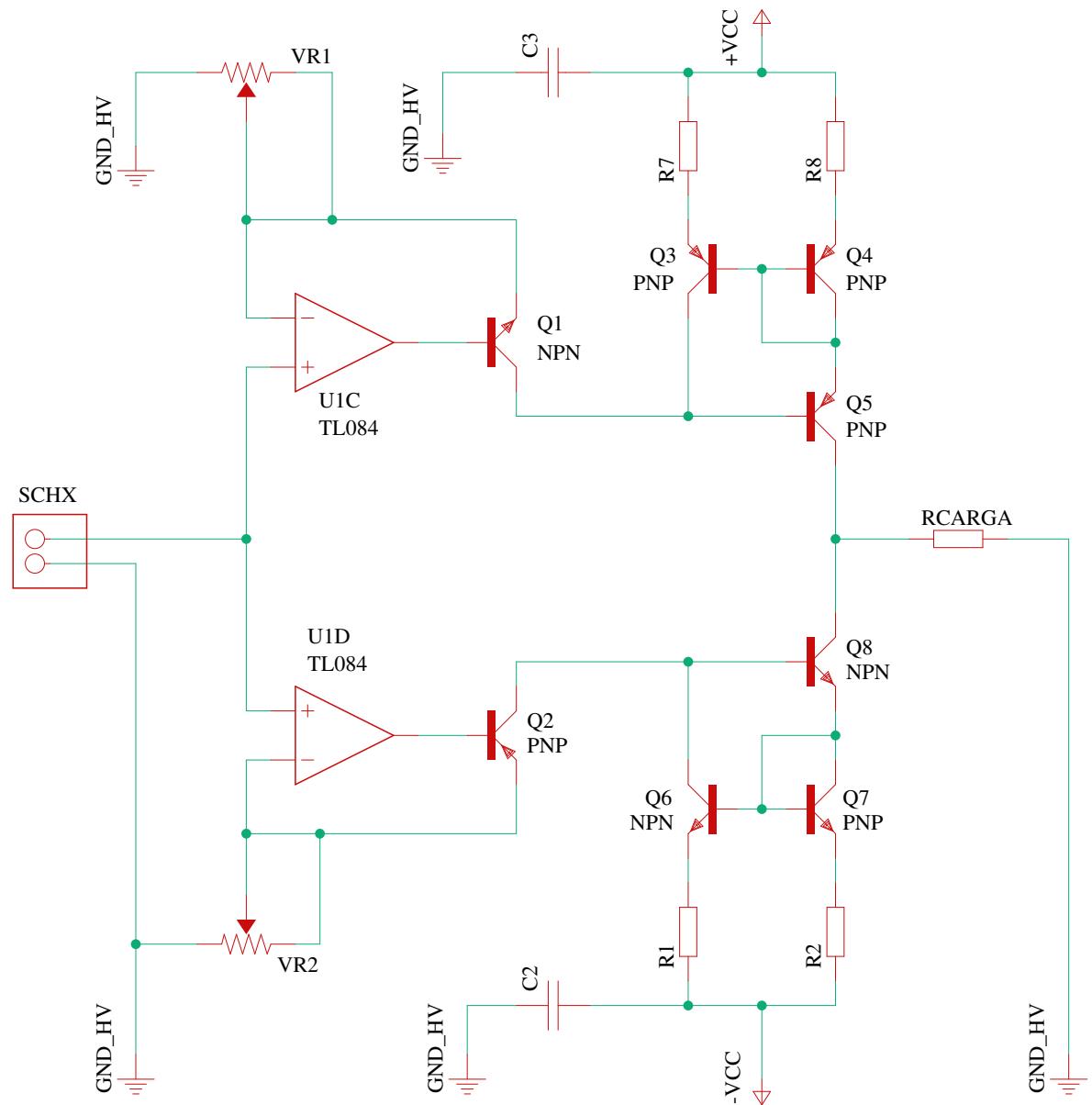


Figura 4.11: Diagrama esquemático do ECW com resistências no emissor e R_{CARGA} [??].

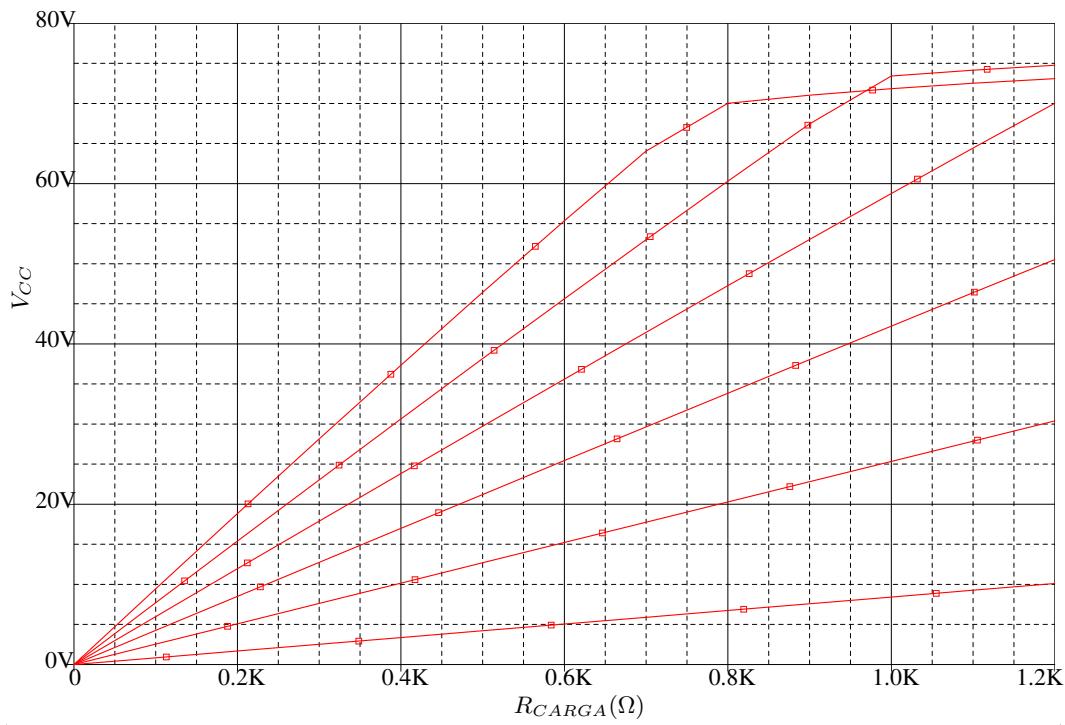


Figura 4.12: Simulação do ECW com diferentes valores de carga até $1,2\text{k}\Omega$ e $V_{CC} = 80\text{V}$.

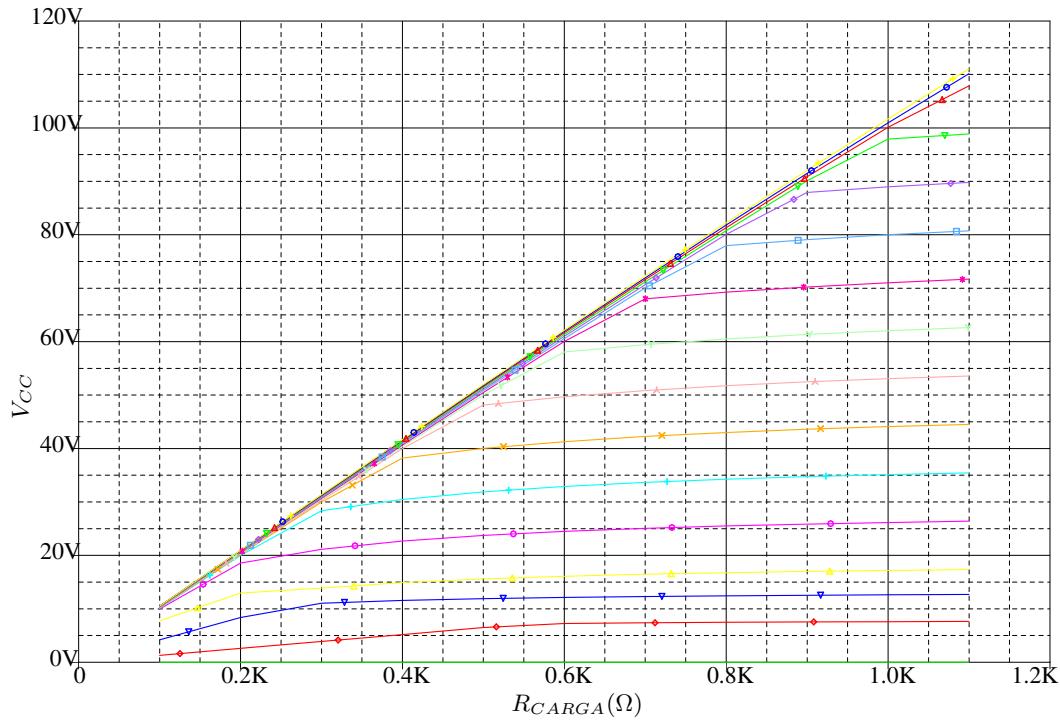


Figura 4.13: Simulação do ECW nos valores máximos dos requisitos do sistema com relação a carga e corrente.

4.2.4 MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO

Os eletroestimuladores tanto para pesquisa como fisioterapia em sua maioria trabalham em malha aberta e, em geral, é pouca a preocupação com a efetividade da estimulação ou com o aparecimento da fadiga em consequência da estimulação prolongada [??]. Neste trabalho escolheu-se implementar um mecanismo de malha fechada no sistema de estimulação, com a finalidade de auxiliar no teste de excitabilidade e outras funções, como a detecção e compensação da fadiga muscular decorrente da estimulação. O objetivo do módulo de detecção de movimento (MDM) é coletar informações relacionadas às vibrações mecânicas do músculo causadas por contrações musculares evocadas durante a eletroestimulação.

Inicialmente foi projetado e implementado um MDM externo (ver apêndice XXXX) que era 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 μ C2_ACEL na unidade de controle. Na seção XXX é apresentado o conjunto de componentes do MDM atual.

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 igual forma que se faz com à percepção visual.

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 μ 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 [??]. Nesse contexto, o MDM é composto por uma parte hardware (acelerômetro) e software (algoritmos de registro implementados no firmware do μ C2_ACEL na UC).

Antes de realizar qualquer registro é preciso calibrar o sensor para minimizar possíveis erros inerentes ao posicionamento do mesmo na PCI, como referentes ao desalinhamento dos eixos de medição. O processo de calibração é feito colocando inicialmente o sensor no plano horizontal com o eixo Z perpendicular a ele. A posição em que seja colocado determinara o ponto de referência para futuras medições.

Com relação ao firmware para calibração, primeiramente é implementado um algoritmo que faz a medição da aceleração de cada eixo do sensor registrando 1000 amostras em um intervalo de 1s. É feita uma média da aceleração medida em cada eixo e os valores resultantes são comparados com os valores de aceleração esperados, sendo eles: aceleração no eixo X (a_x) = 0g, aceleração no eixo Y (a_y) = 0g e aceleração no eixo Z (a_z) = 1g. Dependendo disso, é estimado o valor de *offset* em cada eixo, fazendo com que as leituras do acelerômetro gerem os valores esperados. Como resultado, o sensor é calibrado, fazendo possível fechar o laço de estimulação levando a cabo o teste de excitabilidade para monitoramento da fadiga muscular.

Para aplicar procedimento adequadamente a MMG no teste de excitabilidade neuromuscular é aconselhável (mas não limitante) inicialmente calibrar o sensor antes de cada sessão de medição. Isto para verificar o correto funcionamento e captura de dados.

Ao inicio de cada captura de dados, o sensor deve ser fixado no músculo (como exemplificado na Figura

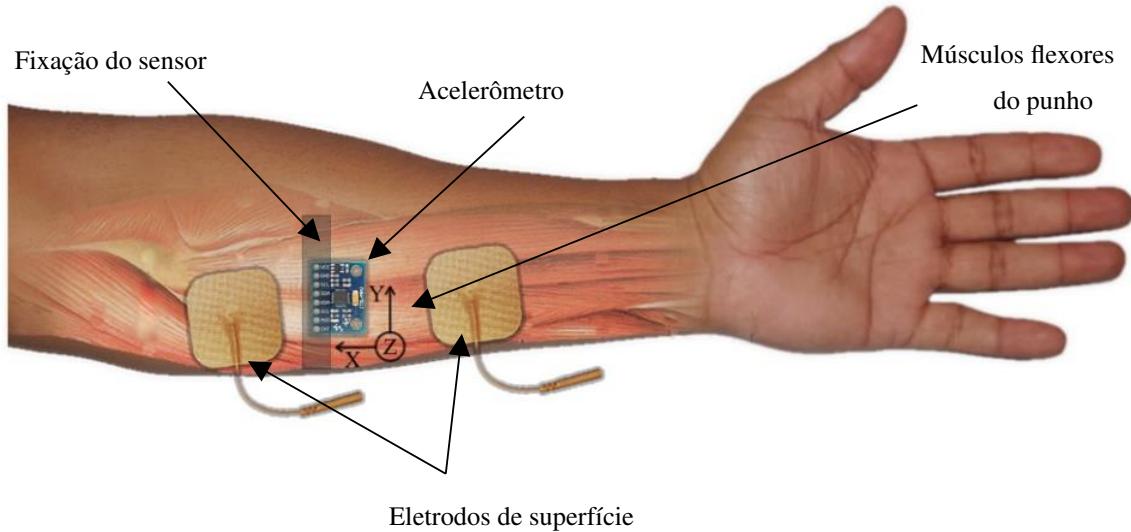


Figura 4.14: Posicionamento, fixação e orientação dos eixos do acelerômetro nos músculos flexores do punho.

4.14) e 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 para detecção da primeira contração relacionada com uma contração claramente visível ou para a estimativa do nível 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 4.14 mostra um exemplo aproximado do posicionamento e fixação do acelerômetro junto com os eletrodos superficiais de estimulação sobre o ventre dos músculos do antebraço.

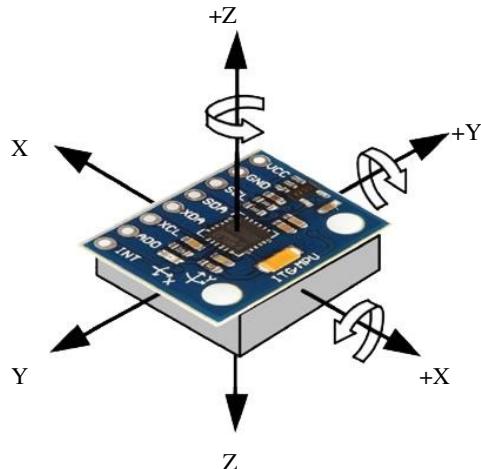


Figura 4.15: Módulo MPU6050 e a orientação dos eixos [??].

Círcuito do MDM

O componente principal do MDM é o sensor. Portanto, a escolha dele foi feita procurando com base em uma sensibilidade satisfatória em termos 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 ADLX345 (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 analógico-digital no μ C2_ACCEL na UC, o qual internamente usa 12bits.

O acelerômetro que melhor resultado acusou foi o MPU6050 (Invensense, EUA), 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 [??]. Internamente possui um conversor analógico-digital de 16bits [??]. 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, unicamente é usado o acelerômetro, o qual possui um ajuste de sensibilidade de $\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$. A Figura 4.15 mostra a orientação dos eixos do módulo MPU6050.

Na Figura 4.16 é ilustrada a conexão entre o μ 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 usadas neste tipo de interface já estão incluídos no módulo do acelerômetro.

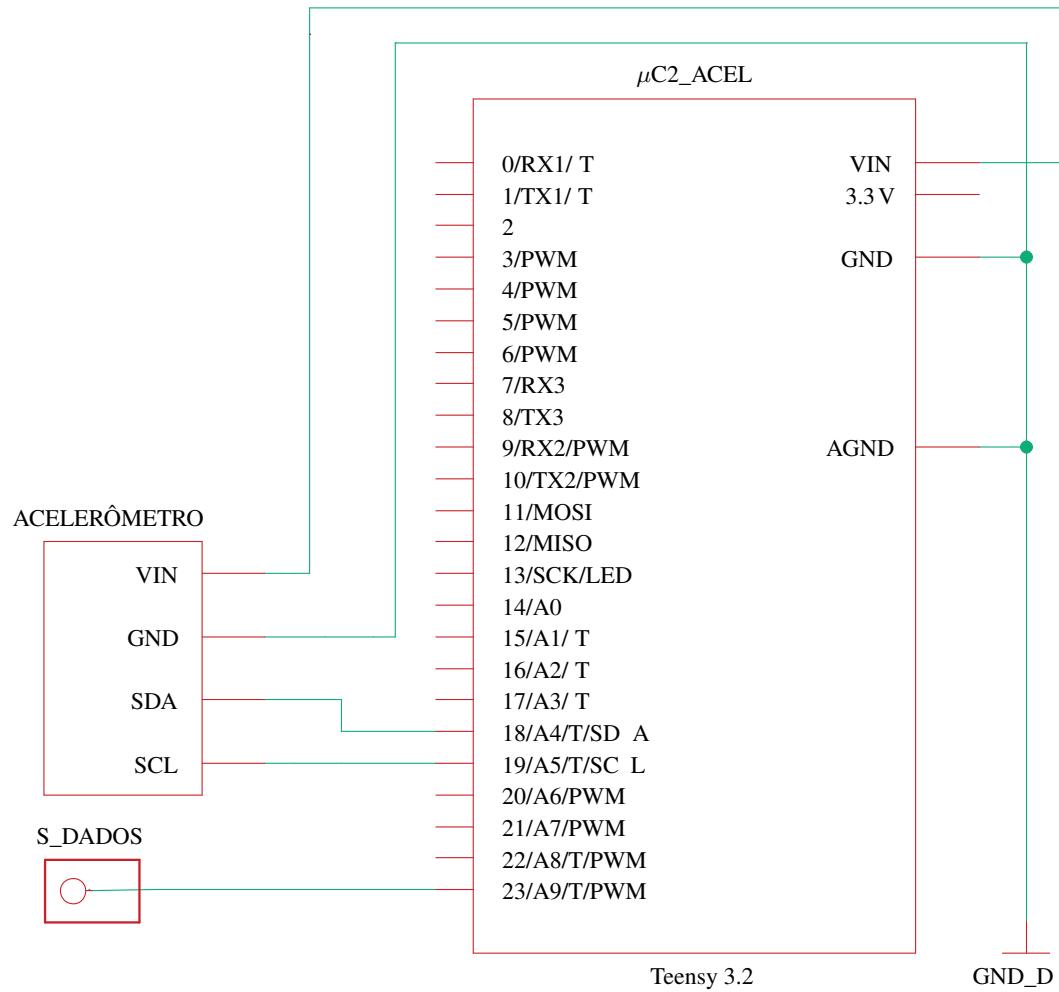


Figura 4.16: Diagrama esquemático da conexão I2C entre a UC e o acelerômetro.

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. Na sequência, a PLE então 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 tanto pequenos picos de aceleração como grandes perturbações sem chegar a se saturar, o que consequentemente pode se relacionar com deslocamentos semelhantes a uma 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 μ C2_ACEL, que recebe informações de aceleração registradas pelo sensor e as passa para o computador via USB, onde são processadas e armazenadas.

A PLE desenvolvida, assim como todas suas partes, podem ser observadas na Figura 4.17.

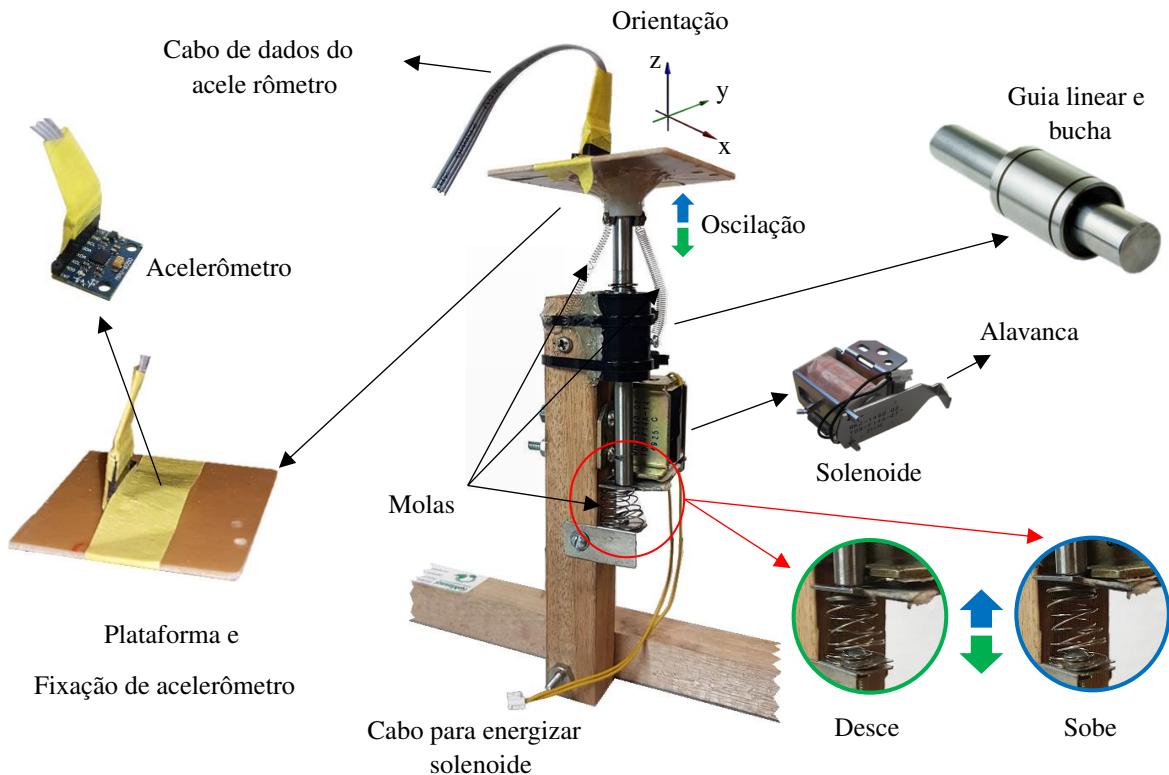


Figura 4.17: Plataforma para teste de registro de vibração/perturbação mecânica.

O funcionamento da PLE basicamente depende da ativação do solenoide que, quando energizado, faz com que sua alavanca colida com 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 consequentemente 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

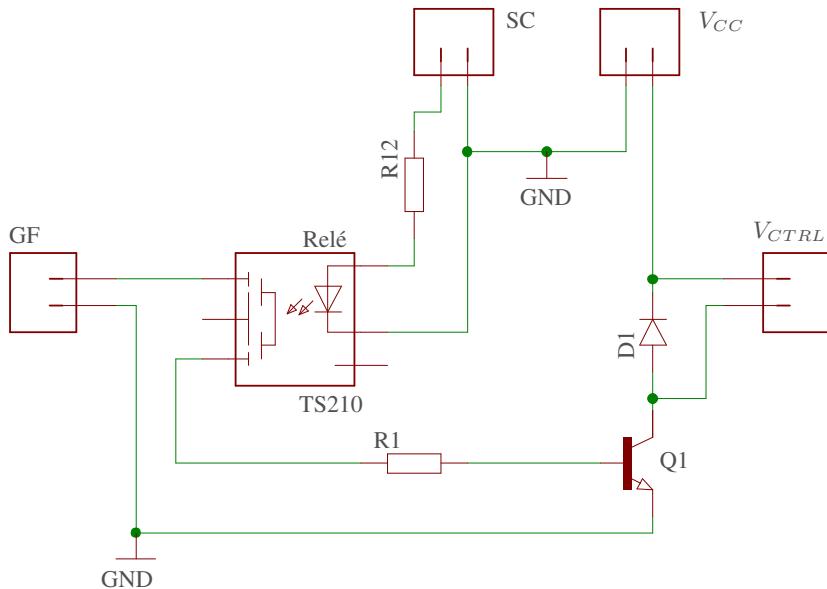


Figura 4.18: Diagrama esquemático do circuito de controle da tensão que energiza o solenoide.

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 4.18), possibilita gerenciar a tensão que o solenoide recebe. Assim, é controlada a força com que a alavancas bate na guia e movimenta a plataforma. O diagrama do *setup* completo é mostrado na Figura 4.19.

A partir da Figura 4.18 observa-se que SC representa o sinal de controle. Para uso da PLE foi temporalmente usado o μ 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. O GF então, 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 em consideração isto, 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, GF foi configurado com uma onda quadrada de 1Hz, com 50% de ciclo útil e $3V_{DC}$ de amplitude (tensão suficiente para ativar Q_1). 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 μ C2 ACEL do MDM gerencia o passo do sinal do GF para Q_1 . Isto tem a finalidade de comandar o experimento de forma sincronizada, pois inicialmente o acelerômetro precisa ser calibrado.

Quando o μ C2_ACEL ativa o relé, o sinal do GF leva a Q_1 à região ativa, ao mesmo tempo que circula corrente pelo solenoide fazendo que a plataforma e o sensor oscilem. Desta forma pode ser emulada e controlada a simulação de uma perturbação mecânica, e consequentemente registrar dita perturbação por cada eixo do acelerômetro.

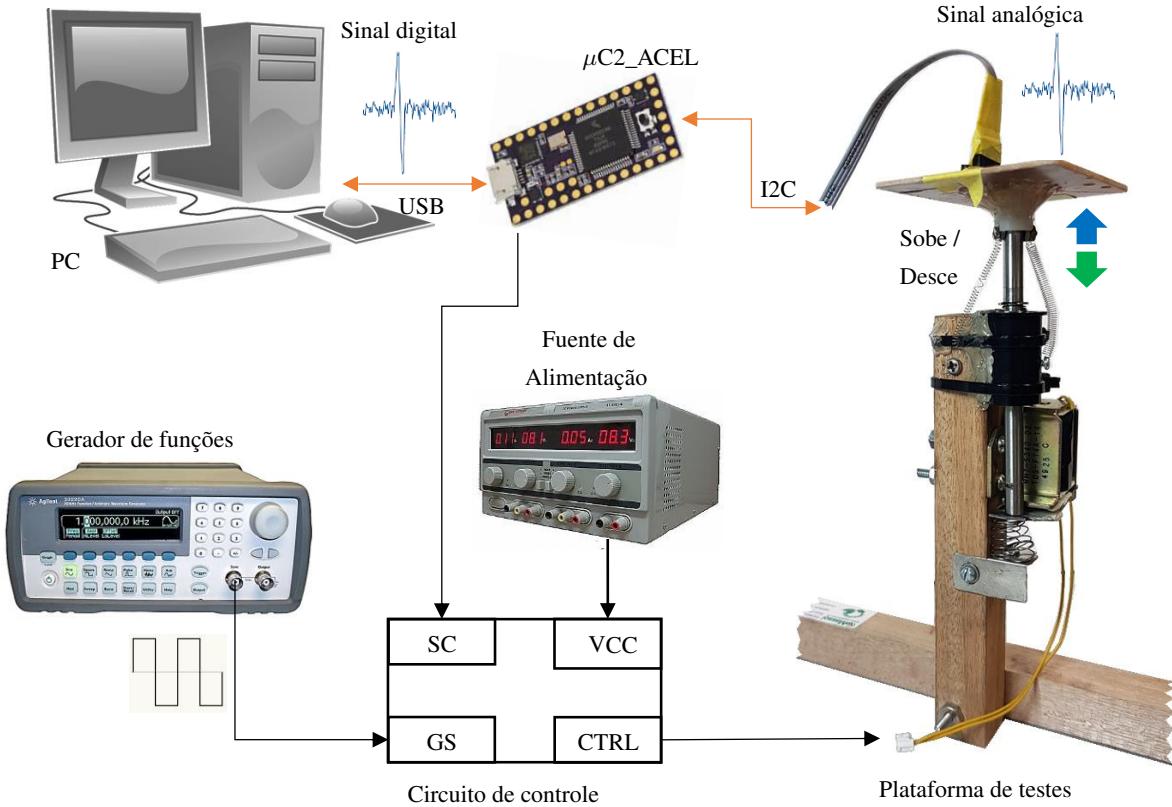


Figura 4.19: *Setup* completo para testes de vibração/perturbação mecânica do MDM.

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 em um teste de excitabilidade. O *setup* proposto na Figura 4.14 e as configurações dos parâmetros de estimulação para o teste de excitabilidade são usados como referência para o 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 4.20 (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 realizada a calibração do sensor. O sinal de controle é repetido com 1s *On* (janela de ativação), 2s *Off*. Finalmente, neste teste foi implementado parar depois de que o sistema detecte pelo menos três ou quatro contrações/vibrações ou por meio de um valor máximo de corrente configurado pelo aplicador do teste na interface de controle. Isto é realizado para fins de avaliação e obtenção de mais dados (valores escolhidos arbitrariamente para caso de estudo).

A Figura 4.20 mostra um exemplo dos sinais relacionados com o teste de excitabilidade usando MMG. Nela é possível identificar os seguintes sinais: (a) controle de estimulação, (b) estimulação elétrica e (c) valores normalizados do vetor de força resultante registrados dos eixos XYZ do acelerômetro.

Como pode-se observar na Figura 4.20 (c), o sinal filtrado e normalizado da contração/vibração mostra as diferentes amplitudes que o sensor consegue detectar no momento da eletroestimulação. O MDM permite uma frequência de amostragem de aproximadamente 1,1kHz para o registro do sinal bruto. Os requisitos do sistema estabelecem que o MDM deve ser capaz de realizar a detecção automática da primeira contração muscular

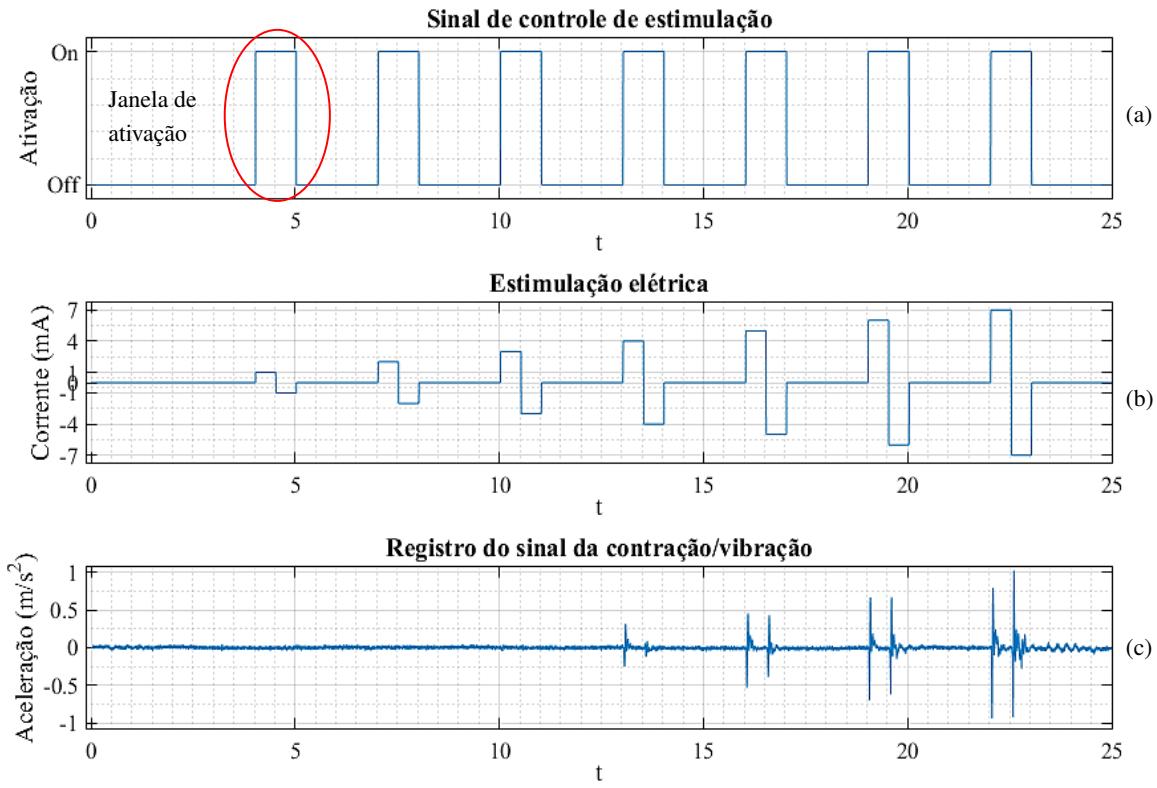


Figura 4.20: Sinais do teste de excitabilidade.

claramente visível evocada pela estimulação em cada teste de excitabilidade. Portanto, propõe-se um algoritmo para a referida tarefa de detecção.

O algoritmo implementado inicia filtrando o sinal de aceleração para em seguida extrair informações relevantes à primeira vibração provocada pela contração muscular evocada no momento da estimulação. Deve-se então poder detectar, a partir do sinal filtrado, mudanças rápidas (picos) da amplitude da aceleração. Para determinar os picos no sinal é utilizada uma técnica de limiar com base no desvio padrão do sinal.

É evidenciado que um filtro passa-baixos deve ser usado a razão da natureza de baixa frequência das contrações/vibrações musculares evocadas pela estimulação. Para remover o ruído do sinal de aceleração bruto é implementado um filtro passa-baixos FIR 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. Na Figura 4.21 pode-se observar o sinal bruto e o sinal filtrado e normalizados do vetor resultante de força do acelerômetro.

É de esclarecer que o limiar é computado como 6 vezes o valor do desvio padrão (limiar definido empiricamente depois da análise do sinal filtrado de aceleração). Quando o sinal de aceleração (pico de aceleração) ultrapassa o limiar definido é estabelecida uma relação com o aparecimento de uma vibração registrada pelo sensor, vibração claramente visível decorrente da primeira contração muscular evocada.

Para finalizar, a implementação dos algoritmos do filtro e da detecção do pico de aceleração foi realizada pela interface de controle em Python na versão 3.7 usando a biblioteca para computação científica SciPy versão 1.2.1.

Depois de ter um sistema de registro e detecção das contrações musculares, é necessário usar dito sistema

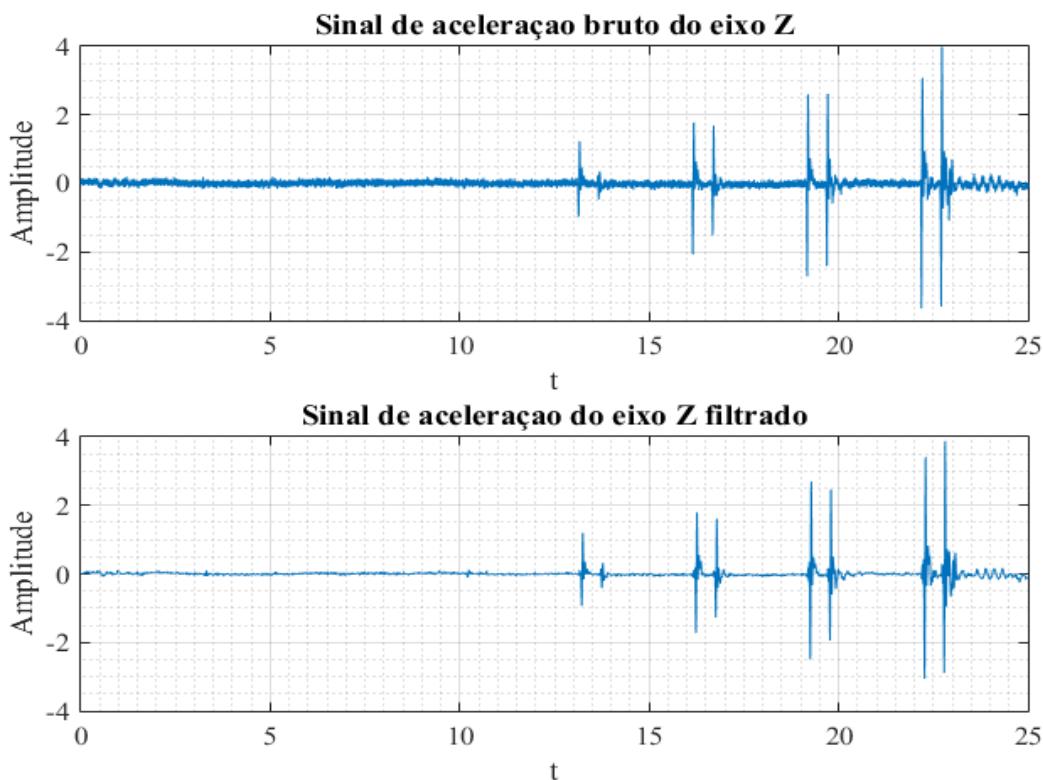


Figura 4.21: Exemplar de sinal bruto e sinal filtrado referente ao TCE.

para detecção de fadiga muscular. No contexto desta tese será realizado um estudo para determinar a fadiga nos membros inferiores de pessoas com LM. Para realizar isto foi proposto o desenvolvimento de um equipamento de medição de força/torque (de baixo custo), é dizer, uma cadeira isométrica para aferição da força do grupo muscular da coxa de pessoas com LM ou PNMDC.

Os resultados de medição de força são correlacionados com os resultados com as curvas geradas pela MMG nos testes de excitabilidade. Neste ponto, a resposta à hipótese deste trabalho seria conferir se existe alguma relação entre força e vibração muscular registrada em cada teste de excitabilidade, que permita a detecção de fadiga muscular consequência da estimulação elétrica prolongada. Com isto pretende-se criar um sistema de laço fechado (baseada somente no uso de MMG) que permita a auto-regulação dos parâmetros usados na eletroestimulação evidenciando o retardado ou aparecimento da fadiga.

A seguir, apresenta-se brevemente o desenvolvimento do equipamento proposto para auxílio na detecção de fadiga muscular em membros inferiores de pessoas com LM.

Equipamento de aferição de força.

O equipamento de aferição de força está composto de uma célula de carga (dinamômetro) e uma cadeira regulável que comporta o dinamômetro. Nas figuras 4.22 e 4.23 apresentam o conceito da cadeira e do dinamômetro respectivamente.

Para o desenho e as dimensões da cadeira, foi levado em consideração as proporções de uma pessoa adulta promedio. Nela há vários tipos de regulagem que permitem o acoplamento e fixação do torso e da perna em

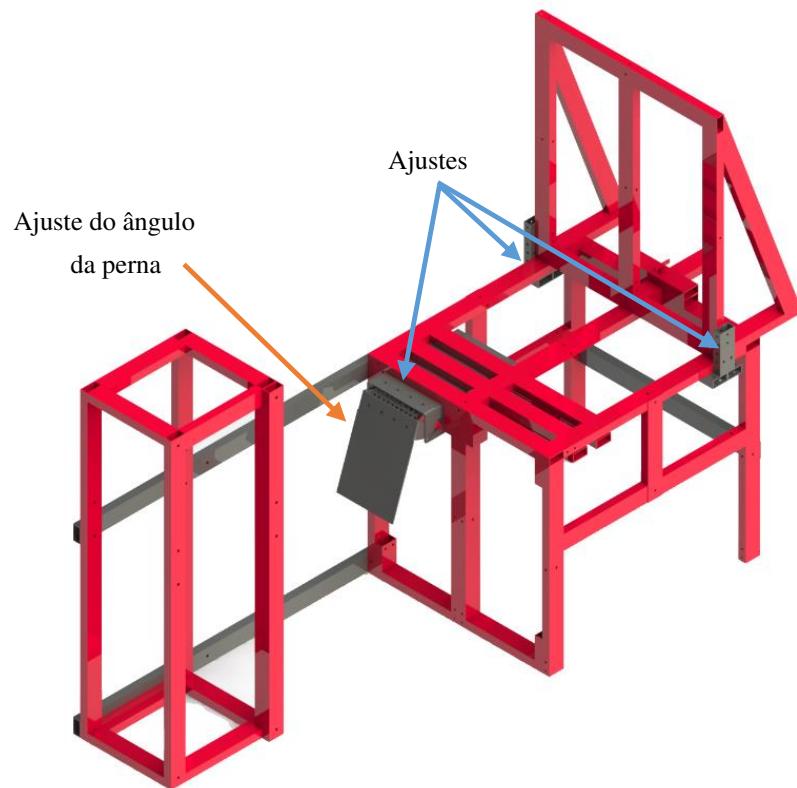


Figura 4.22: Conceito do cadeira para comportar o paciente e o dinamômetro.

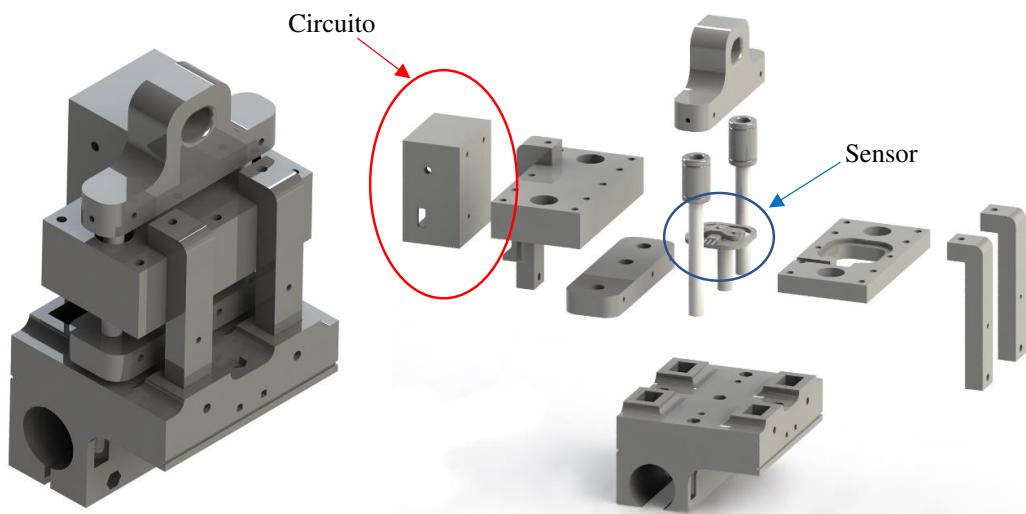


Figura 4.23: Conceito da célula de carga (dinamômetro).

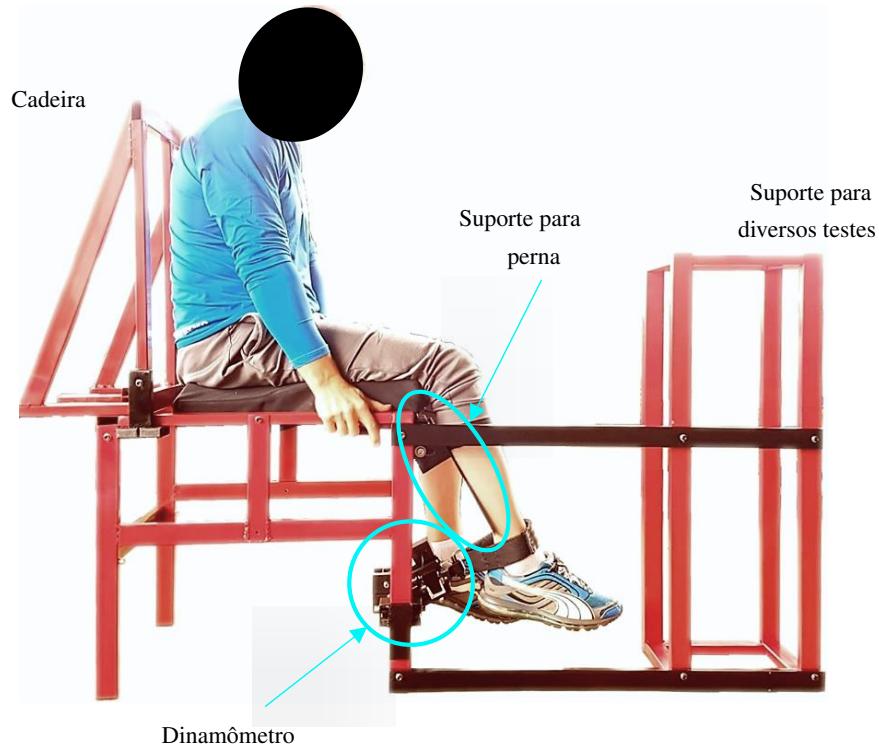


Figura 4.24: Implementação da cadeira.

que irá ser aplicado o teste. Por outro lado, o dinamômetro foi desenhado a partir da geometria do sensor escolhido o qual será descrito no subitem a seguir. A Figura 4.24 mostra o equipamento de aferição de força implementado e um exemplo de seu uso por uma pessoa com LM em um teste de conformidade.

Círcuito 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. Por outro lado, é usado o CI HX711 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. A Figura 4.25 mostra o esquemático e sua implementação.

é de esclarecer 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 isto, o dinamômetro é sob-metido a uma bateria de pesos conhecidos de entre 1kg a 10kg e consequentemente o fator de calibração é ajustado para coincidir com o valor de referência até obter uma tolerância de $\pm 5\%$ do valor conhecido.

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 [??]

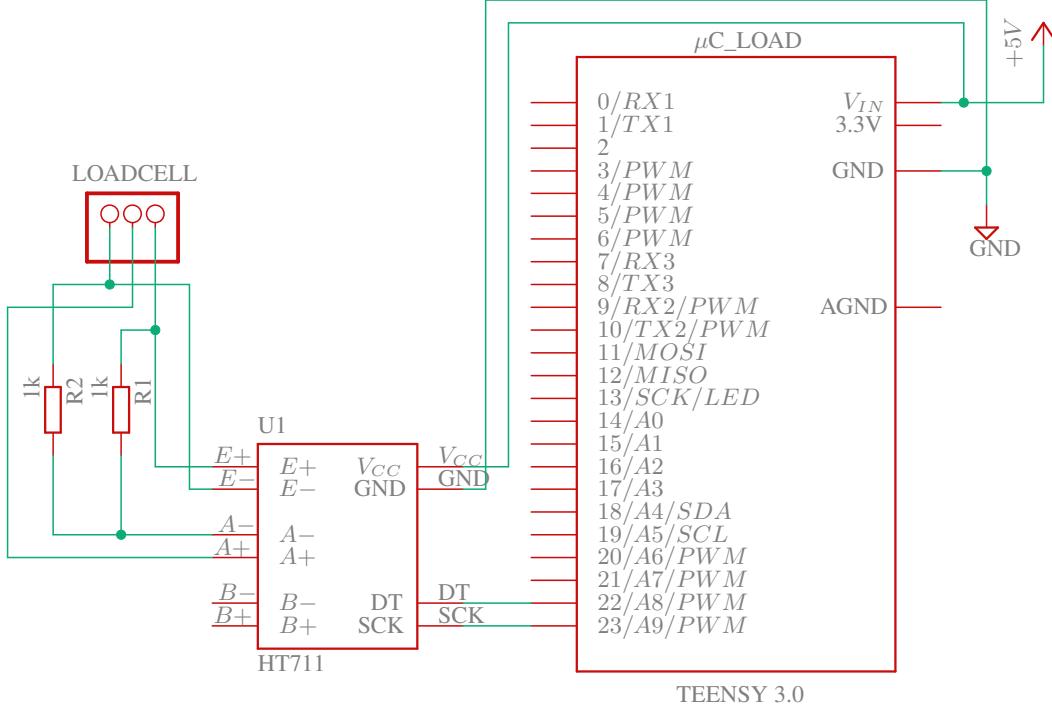


Figura 4.25: Implementação da cadeira.

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 tensão e corrente dos componentes mais relevantes do sistema proposto. Desta forma identifica-se as necessidades da fonte de alimentação do sistema de eletroestimulação proposto.

Colocando como cenário o momento em que todos os componentes e módulos do sistema estivem energizados e em funcionamento, o consumo de corrente total aproximado é de $\pm 350\text{mA}$ para baixa tensão e $\pm 100\text{mA}$ 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 $\pm 150\text{ V}_{DC}$. 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 realizar 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.

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	100	5
MPU6050	2,5	5
Módulo Bluetooth	40	5
Módulo Gerador de sinal		
DAC124s085	4	5
Amplificador operacional	± 40	± 15
Módulo estimulador		
Conversor V/I	± 40	± 15
Espelho de corrente (alta potência)	± 100	± 150
Outros componentes		
Outros	100	± 15

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.

Em resumo na Tabela 4.5 são apresentados os requisitos do projeto para a fonte de alimentação do sistema proposto.

Tabela 4.5: Requisitos de projeto da fonte de alimentação.

Parâmetro		Valor
Baixa potencia	Tensão	$+5, \pm 15 V_{DC}$
	Corrente	$\pm 150\text{mA}$
Alta potencia	Tensão	$\pm 160 V_{DC}$
	Corrente	$\pm 150\text{mA}$

Duas opções que atendiam os requisitos de projeto foram encontradas: a B058 e a B096, as duas pertencentes ao fabricante Tecnotrafo. A Tabela 4.6 mostra suas características [??]. Ainda, essas fontes têm também outras características, como isolamento de 2kV, um ripple nas suas saídas de $\pm 2\%$ e uma eficiência do 90%.

Tabela 4.6: Fontes de alimentação.

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	0,15	15	0,2

Como 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 4.26.

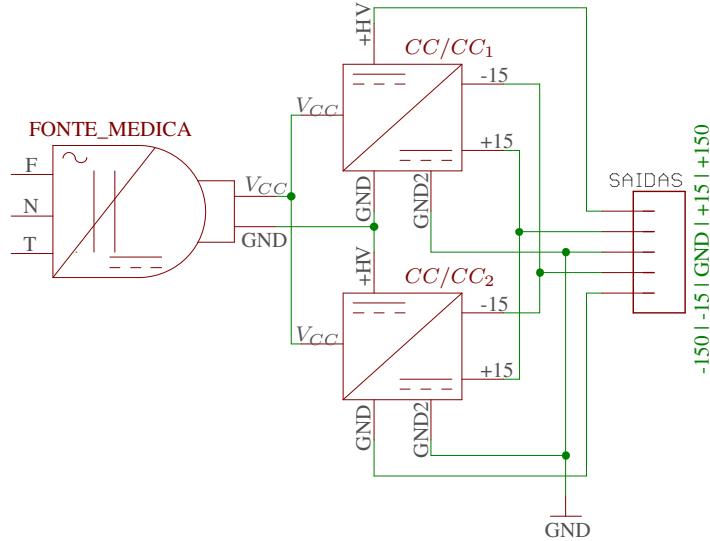


Figura 4.26: Conexões das fontes de alimentação.

Como pode-se observar na Figura 4.26, 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 $\pm 3\%$ 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 consequentemente foi escolhida para energizar o sistema de eletroestimulação.

Por último, a tensão de 5V_{DC} que falta e que os 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.

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 ($R_{Pre carga}$) e a saída de cada canal de estimulação do eletroestimulador. Isto é implementado devido a que os transistores Q_4 e Q_7 na Figura 4.11 no ECW 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 4.27.

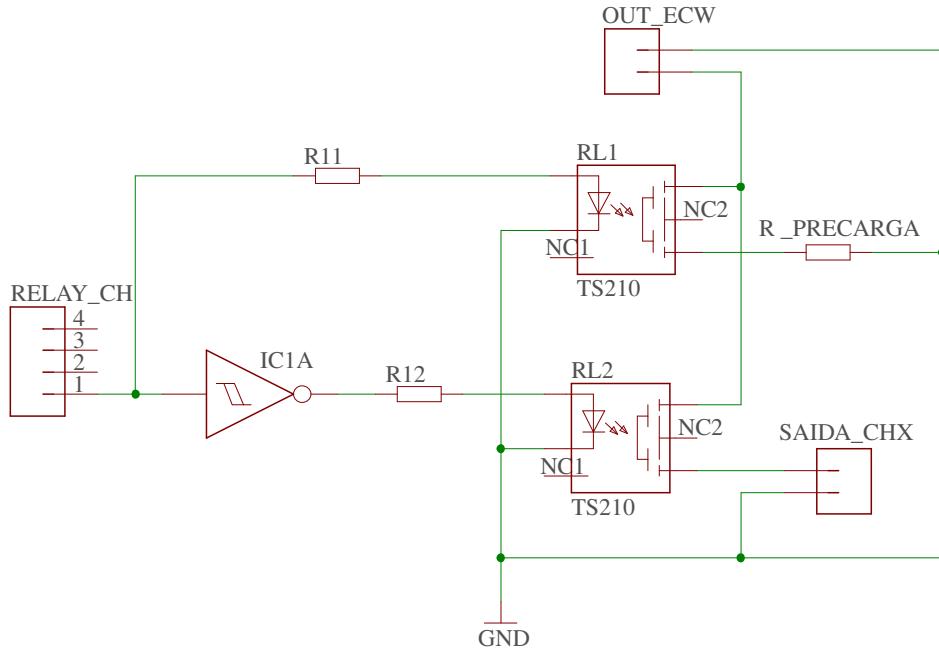


Figura 4.27: Diagrama do seletor de saída.

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 será o ponto onde os eletrodos serão conectados. O segundo estado ativa o R_{L1} e 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 quatro canais do eletroestimulador.

4.2.7 BOTÃO DE EMERGÊNCIA

Levando 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 tem que contar com um sistema de parada de emergência que desative o processo de estimulação. Nesse 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 corrente pelo ECW. 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.

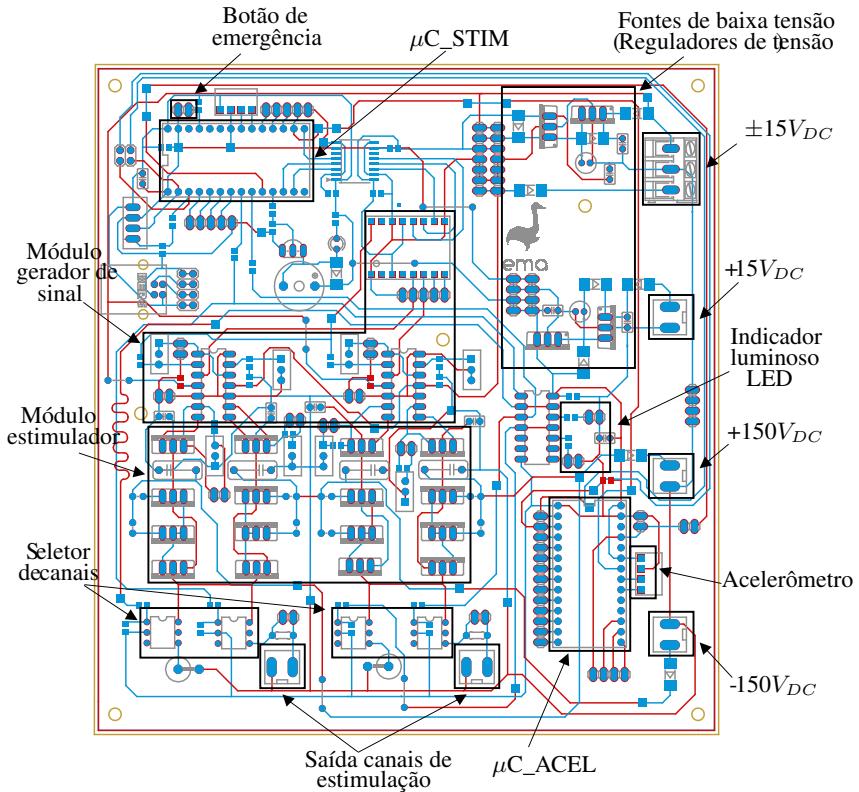


Figura 4.28: Projeto da PCI do estimulador.

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 esta 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 em consideração os diagramas esquemáticos dos módulos que compõem o dispositivo. Foram então colocados dois canais de estimulação junto com os 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 e conetores da saída dos canais assim com seus indicadores luminosos. A Figura 4.28 mostra o projeto da PCI e a Figura 4.29 a implementação.

Pela complexidade do projeto foi necessário utilizar duas camadas de cobre para realizar o roteamento das conexões na PCI. Foi levado em consideração os pontos de sinal e altas tensões para otimizar o roteamento das trilhas na PCI da versão final. No Apêndice I são mostradas as PCIs das versões anteriores do estimulador.

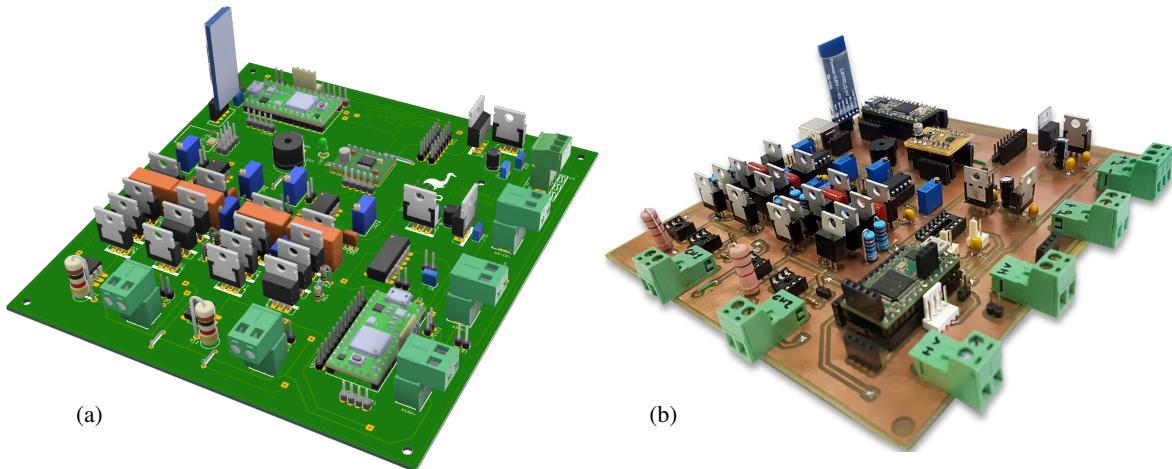


Figura 4.29: Simulação (a) e Montagem (b) da PCI do estimulador.

4.2.10 MONTAGEM E FINALIZAÇÃO DA VERSÃO FINAL DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

A montagem e finalização do sistema de eletroestimulação proposto deve ser realizada levando 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 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 irão se distribuir 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 irá impedir que o equipamento interfira no correto funcionamento de outros equipamentos eletromédicos que estejam próximos, considerando sobretudo um contexto hospitalar.

Na Figura 4.30 a seguir, observa-se a disposição dos componentes do sistema de eletroestimulação no gabinete. A Figura 4.31 mostra a identificação das partes do painel frontal e os componentes na parte interna do gabinete.

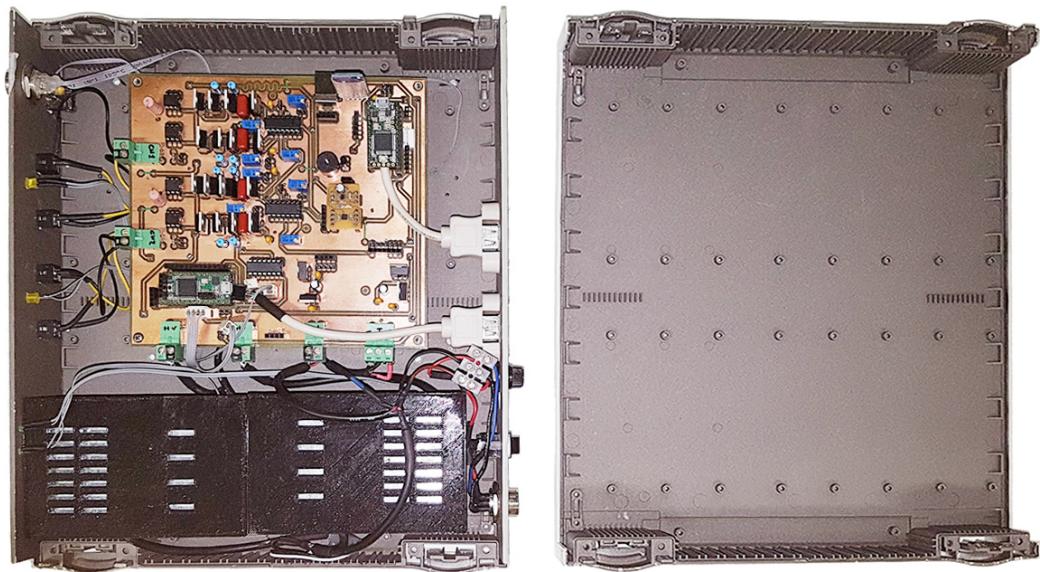


Figura 4.30: Disposição dos componentes sistema do eletroestimulador no gabinete.

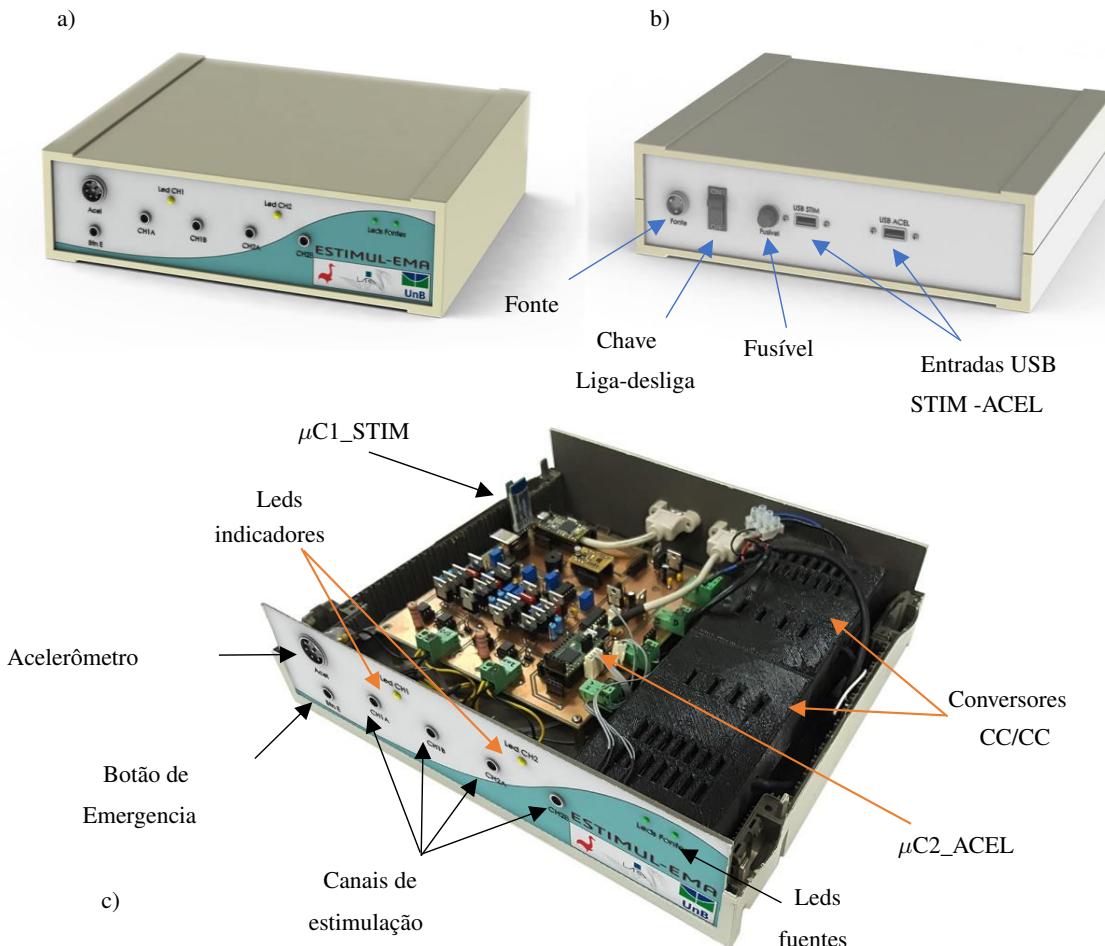


Figura 4.31: Identificação dos componentes do eletroestimulador. a) Vista frontal, b) vista traseira e c) vista isométrica.

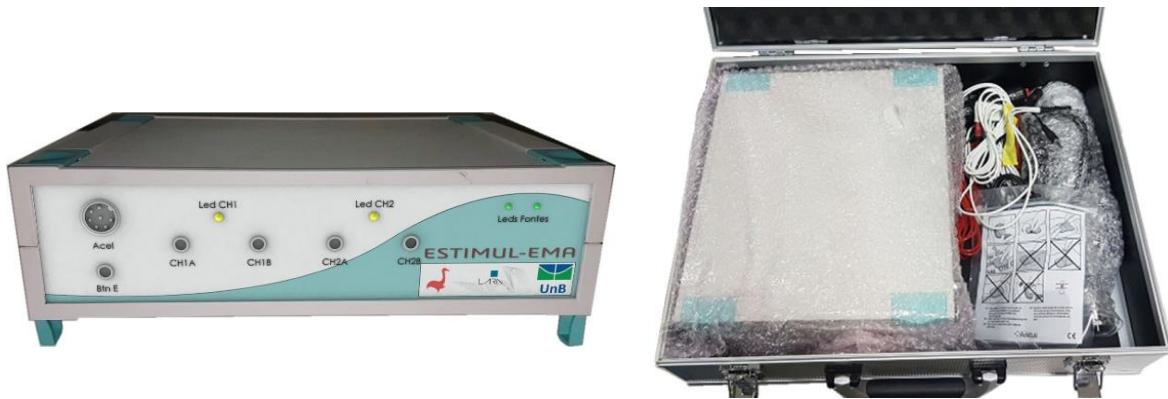


Figura 4.32: Gabinete fechado do eletroestimulador à esquerda e eletroestimulador na sua maleta de transporte com todos seus acessórios no lado direito.

Finalmente, na Figura 4.32 é apresentado o gabinete fechado e com seus acessórios. Nesse contexto, o sistema conta com os seguintes acessórios: botão de emergência, cabos dos eletrodos, cabo de extensão do acelerômetro, acelerômetro, fonte medica e tablete (eles são exibidos na Figura 5.1).

4.3 SOFTWARE

Basicamente, existem 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 4.33 mostra as características principais do firmware da unidade de controle.

Antes de qualquer procedimento o firmware da UC (μ C1_STIM) realiza algumas funções iniciais que permitem o correto funcionamento do estimulador. Primeiramente são configuradas as portas de comunicação sendo elas Serial (UART), SPI e I2C e inicializa as estruturas de dados que vão guardar as configurações tanto da terapia/treinamento quanto do teste de excitabilidade neuromuscular. Outra função do μ 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 é possível o controle do estimulador. Portanto, se não há conexão, nenhum procedimento é realizado, mantendo a saída dos canais ligados na pré-carga.

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

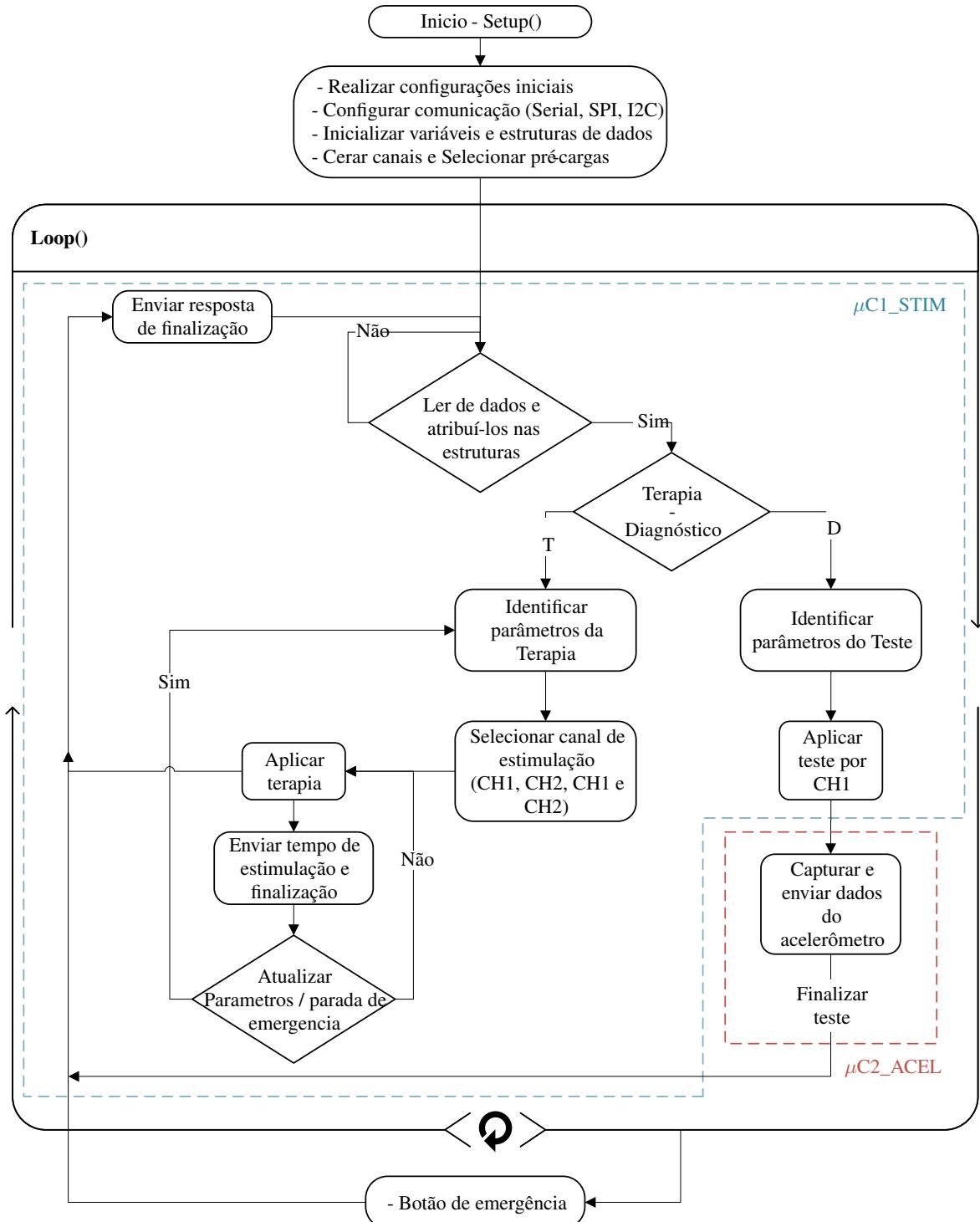


Figura 4.33: Fluxograma do firmware do estimulador.

e instruções (tipo se sessão³ e parâmetros de estimulação) que o usuário estabeleceu na Interface Gráfica de Controle (IGC) de controle do eletroestimulador.

De acordo com o tipo de sessão selecionado 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 emergência seja pressionado 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 passou de analógica a digital, implementando-a por meio de um aplicativo que é executado em um dispositivo móvel (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 (operação em 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.

Nesse 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 4.34 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 microntroladores (μ C1_STIM, μ 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 envolvidos tanto os parâmetros de estimulação, como algumas outras características adicionais, como: Tempo de sessão, Tempo de estimulação (T-On), Tempo de repouso (T-Off), rampa de subida e rampa de descida.

Desde o ponto de vista do desenvolvimento de software, as soluções escolhidos para IGC deste trabalho (Python e Qt) são de código aberto e livre utilização.

Finalmente, a interface de usuário foi desenhada com a finalidade de poder parametrizar cada valor de cada variável e ao mesmo tempo apresentar informações relevantes, como o tempo de estimulação e representação

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

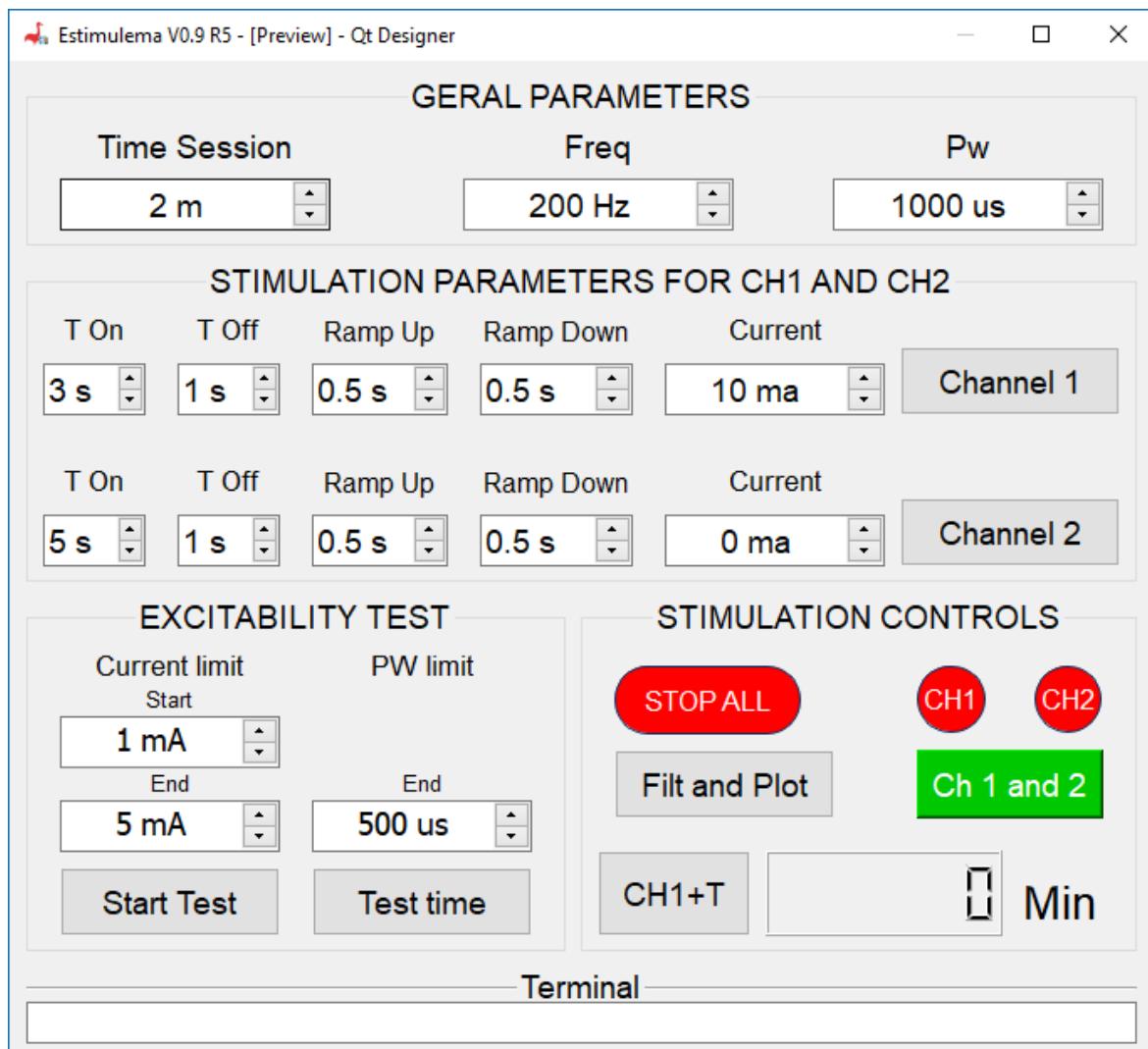


Figura 4.34: IGC do estimulador.

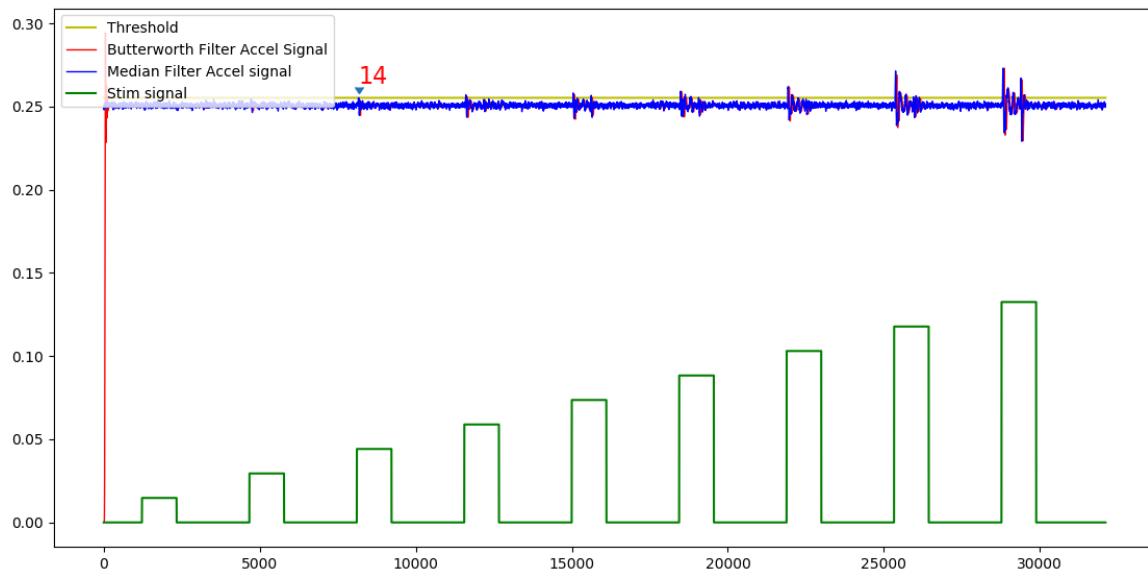


Figura 4.35: Plot dos dados do teste de excitabilidade.

gráfica dos dados adquiridos pelo MDM imediatamente depois de aplicar o teste de excitabilidade. Um exemplo de representação dos dados adquiridos no MDM é apresentado na Figura 4.35.

5

RESULTADOS

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 medição de movimento e com ele foi implementada uma técnica de medição e detecção de movimento com o intuito de auxiliar na realização do teste de excitabilidade no subsistema de detecção de movimento.

Na implementação tanto do software quanto do hardware foi levada em consideração os requisitos da norma geral para equipamento eletromédicos ABNT NBR IEC 60601-1:2014 (requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial) e a norma particular ABNT NBR IEC 60601-2-10:2014 (requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de estimuladores de nervos e músculos).

O sistema desenvolvido está 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, botão de emergência, acelerômetro e seu cabo de extensão, eletrodos e seus cabos de extensão e, finalmente, a interface de usuário e controle (aplicativo no dispositivo móvel com conexão Bluetooth).



Figura 5.1: Eletroestimulador com todos seus acessórios.

Em suma, o sistema possui 4 canais de estimulação por corrente constante e um módulo de detecção de movimento para o exame de EDE formado por um canal de estimulação e um sensor de aceleração. Os canais e a configuração dos seus parâmetros de estimulação são controlados por meio do aplicativo no tablet. Nele, são mostradas informações referentes tanto ao processo de estimulação quanto à realização do EDE.

Cada canal de estimulação fornece corrente de até 100mA com formas de onda quadrada e exponencial em configuração monofásica e bifásica. A carga máxima que suporta cada canal é de $1k\Omega$, mantendo a corrente constante. O tempo de estimulação (ou largura de pulso de ativação - PW_On) e tempo de repouso (ou largura de pulso de desativação - PW_Off) vão de $50\mu s$ até 1s, tendo uma frequência de operação de 0,33Hz até 250Hz. A corrente de referência pode ser ajustada em passos de 1mA, a PW_On e PW_Off em passos de $10\mu s$.

e a frequência em passos de 5Hz. Os tempos de terapia e sessões podem ser ajustados desde 1 min até 24 horas.

A topologia do circuito do sistema foi projetada para ser modular, habilitando a possibilidade de adicionar mais canais ao protótipo se for necessário. Nesse caso, devem ser realizadas as modificações pertinentes no hardware e no firmware da UC e de igual forma no aplicativo. Finalmente, com a versão final do sistema totalmente funcional, foi possível realizar testes de bancada e normativos os quais são descritos a seguir, evidenciando seus resultados.

5.1 TESTES DO SISTEMA PROPOSTO

Inicialmente foram realizados testes de bancada dentro de um ambiente controlado. Como resultado foi validado o funcionamento e conferidas as limitações do sistema eletroestimulação proposto.

5.1.1 HARDWARE INTERNO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

Testes do MGS

Os primeiros testes de funcionamento do MGS são realizados nas saídas dos canais do DAC, verificando tanto as conexões da interface SPI quanto os algoritmos de controle no firmware para gerar sinais monofásicos. A próxima parte do gerador é o amplificador diferencial e em seguida a amplificação para sinais bifásicos. Desta forma em cada canal do gerador de sinais foi realizada uma calibração com seguinte procedimento: escolheu-se primeiramente uma corrente 0mA no aplicativo. Isto deveria corresponder a uma saída de cada canal em $0V_{DC}$ e caso contrário o canal deveria ser calibrado diretamente no circuito. Após essa calibração inicial, foram configurados os valores máximos de corrente a $\pm 100mA$, o que gera um sinal correspondente a uma amplitude de tensão máxima de $\pm 12V_{DC}$. Estes valores foram calibrados em cada um dos canais do MGS (ver item 4.2.2). Como resultado foi validado o funcionamento do MGS. Além disso, foi possível identificar que no sinal gerado existe um nível de ruído de $\pm 2\%$ no sinal de saída, sendo que o sinal permanece estável de acordo com o valor configurado. Esse sinal de ruído não compromete a estimulação.

Outras características validadas do sinal criado pelo gerador são: a frequência e as larguras de pulso PW_{on} e PW_{off} . Com relação à frequência diversos testes foram realizados e não foram encontradas variações significativas. Já nas larguras de pulso PW_{on} e PW_{off} se procurou determinar e validar a menor quantidade de tempo que poderia ser selecionado. Para obter valores de tempo pequenos para PW_{on} e PW_{off} foram realizadas várias versões modificadas dos algoritmos que permitem controlar o DAC. Nelas foi buscada a eficiência na execução do código do algoritmo na UC. Como resultado a valor mínimo de largura de pulso foi de $50\mu s$.

Testes do ME com relação ao parâmetro de corrente

O componente mais relevante do módulo estimulador é o EPS. 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 simétrico de 50Hz, PW_{on} e PW_{off} com $200\mu s$ 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 além máximo do projetado.

Para a execução dos testes foi escolhido o canal 1 do eletroestimulador, i.e. assumindo-se que os outros canais possuam o mesmo comportamento. Na Figura 5.2 pode-se observar os resultados dos testes do EPS verificando seu desempenho na relação entre carga e corrente constante.

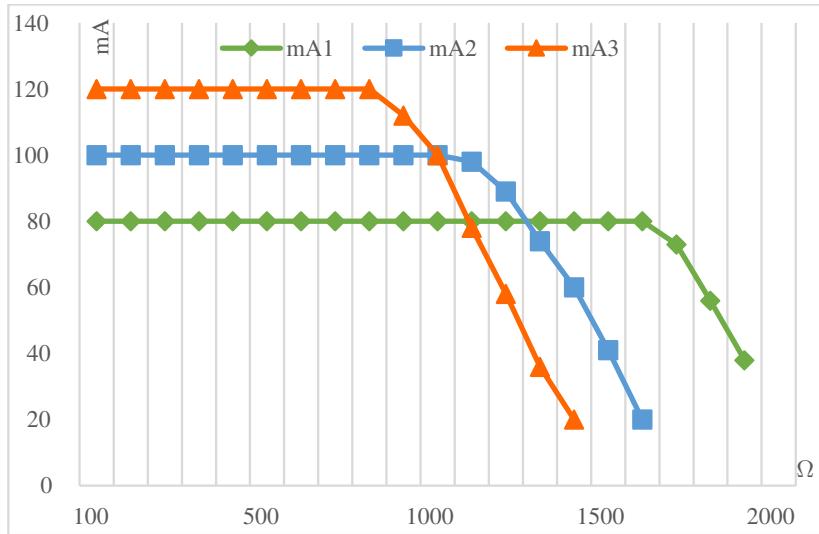


Figura 5.2: Resultados dos testes do EPS.

Dos resultados obtidos, observou-se que o conversor tensão-corrente e o EPS do ME de cada canal funcionam de acordo com o projetado. Além disso, observe-se na Figura 5.2 que correntes menores (como no caso de 80mA) 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, de igual forma no aplicativo esse valor é limitado na interface de controle. Agora, um resultado esperado do comportamento do EPS é que a corrente sofra uma queda quando a carga aumenta além do limite do que ele suporta. 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.

Outros testes funcionais do EPS foram realizados com relação à linearidade da corrente de saída, pois a esta verificação tem como objetivo analisar a performance do sistema e verificar se o desempenho apresentado está de acordo com as especificações propostas no desenho. Para verificar a linearidade do EPS foram realizados três testes Repetitividade, regressão linear e desvio de linearidade.

Para o teste de repetitividade foi escolhido realizadas três medições começando com 1mA e aumentando em passos de 10mA.

Nesse contexto, a Figura 5.3 mostra o gráfico da corrente de referência em função da tensão na carga obtido durante a avaliação da linearidade do EPS para 50Hz (pontos de cor azul) e 250Hz (pontos de cor laranja) com PW_{on} e PW_{off} igual a $100\mu s$ em uma carga de $1k\Omega$. Também podem ser observadas as curvas de tendência polinomial (linhas de cor azul e laranja) e as equações (nas caixas) identificadas por cor para cada frequência.

Finalmente para validar a qualidade da geometria do estímulo elétrico entregue pelo EPS foi realizado uma comparação e análise de um sinal ideal em comparação a um sinal gerado pelo EPS. Nesse contexto, foi escolhido um sinal de referência caracterizado por larguras de pulso regulares de 20ms seguindo a sequência de +10mA, -10mA, 0mA. A Figura 5.3 mostra o sinal de referência.

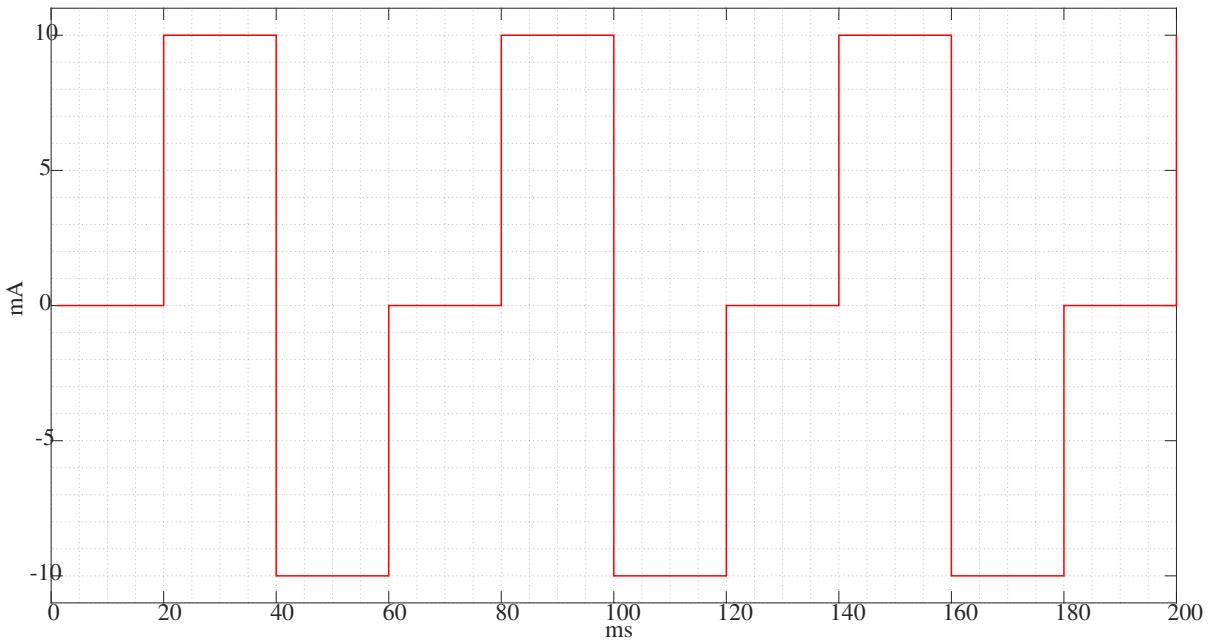


Figura 5.3: Sinal de referência para comparação com sinal real fornecido pelo EPS.

Dando sequência ao teste, usando a interface de controle se iniciou uma terapia aberta e se configuraram os seguintes parâmetros: canal 1 ativado, forma de onda quadrada bipolar simétrica com amplitude de corrente $\pm 10\text{mA}$, larguras de pulso com 20ms, frequência de 33Hz. O estímulo criado pelo EPS foi aplicado em uma carga de $1\text{k}\Omega$ com $\pm 5\%$ de tolerância.

Foi registrado o sinal por meio de um osciloscópio durante 500ms usando uma frequência de amostragem de 300kHz. A Figura 5.5 mostra a superposição do sinal gerado e o sinal de referência em um período de tempo de 200ms. É de esclarecer que foi usado o registro de todo o sinal para realizar os cálculos de erro meio da amplitude de corrente, do período do sinal e finalmente, o desvio padrão do período. O erro médio absoluto da amplitude resultou ser $19,57\mu\text{A}$, valor que corresponde a aproximadamente 0,2% de erro na amplitude configurada para o estímulo elétrico. O período médio mostrou ser 20,015ms, sendo que o valor configurado foi 20ms. Finalmente o desvio padrão do período resultou em $6,165\mu\text{s}$, indicando que o sinal gerado está muito próximo do sinal de referência.

Sinal gerado pelo EPS com sinal de referência superposto.

Testes do módulo estimulador relacionados com comportamento térmico

Outro experimento realizado buscou caracterizar o comportamento térmico dos componentes dentro do estimulador. Entre eles, os componentes que mais potência dissipam são os transistores que fazem parte do espelho de corrente, 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. Neles foi usado o canal 1, onde foi ajustada a corrente: mA1 = 20mA, mA2 = 40mA e mA3 = 100mA. Foi empregado um sinal quadrado simétrico de 250Hz, larguras de pulso de $500\mu\text{s}$ e carga de $1\text{k}\Omega$. Os testes foram realizados em períodos de tempo de até 30 minutos.

Inicialmente foi ligado o aparelho e depois de 2 minutos iniciou o experimento. A temperatura foi registrada

colocando diretamente sobre o transistor escolhido um sensor de temperatura durante todo o experimento como mostrado na Figura 5.6. O resultado do registro da temperatura do teste com 100mA pode ser observado na Figura 5.7, onde propositalmente foi escolhida a faixa de 35,2°C a 36,6°C para representar os dados registrados.

Setup fixação sensor de temperatura em transistor.

Teste de comportamento térmico.

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

5.1.2 HARDWARE EXTERNO DO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

Com este teste pretendeu-se validar o MDM, verificando o funcionamento do sensor de aceleração para pequenas variações de aceleração. Essas variações podem ser emuladas seguindo o protocolo do teste apresentado na sessão 4.2.4 e a plataforma experimental. Seguindo o protocolo proposto foi realizado primeiramente um teste para identificar qual a menor tensão que energiza o solenoide. Com isto buscou-se saber se a vibração gerada na PLE é suficientemente forte para ser registrada pelo acelerômetro. Dessa forma, foi iniciada uma primeira prova com $1V_{DC}$, aumentando progressivamente a tensão até chegar a $6,5V_{DC}$, onde foi visualizada a primeira perturbação. O deslocamento (Δx) gerado na plataforma foi de aproximadamente 0,5mm. A determinação do delta da distância gerada na PLE pela perturbação foi medida por meio de análise de vídeo onde foi colocada uma referência métrica do lado da plataforma. Finalmente, a Figura 5.8 ilustra a medição do deslocamento e a Figura 5.9 mostra o registro da vibração nos três eixos.

Medição do deslocamento da plataforma.

Sinais brutas dos eixos do acelerômetro registradas pelo MDM externo.

Para avaliar o MDM em um teste clínico foi realizado um teste preliminar na aplicação do EDE e registro de vibrações musculares. Para isto foi usado o protocolo da seção 4.2.4 para o teste clínico. Um voluntário de 30 anos de idade e praticante regular de atividades físicas foi submetido a realização do EDE usando reobase. O voluntário manteve-se sentado em frente de uma mesa apoiando o braço direito em posição supinada sobre ela. O sensor de aceleração foi fixado no braço sobre os músculos que produzem a flexão ulnar e seguidamente foram colocados os eletrodos. Foi selecionado no MIU o teste de reobase e usando o MDM externo se realizaram as coletas de dados. A Figura 5.10 mostra o resultado do registro de uma vibração muscular usando o MDM externo. Na Figura 5.10 só é apresentado o sinal do eixo Z pois é o mais afetado pela vibração gerada no músculo.

Teste clínico sinal bruto da vibração muscular (eixo Z do sensor).

O seguinte passo é realizar a filtragem do sinal e a posterior detecção da primeira contração muscular. A Figura 5.11 mostra o resultado do filtro. Além disso foi colocado o sinal de controle de estimulação com a finalidade de dar suporte no entendimento do janelamento de acordo com a amplitude de corrente. A Figura 5.12 mostra a janela onde foi detectada a primeira contração muscular. Note-se que é pouco perceptível o pico de aceleração na janela de 3mA na Figura 5.11, mas o algoritmo detectou tal movimento.

Sinal filtrado do teste clínico de reobase e superposição do sinal de controle de estimulação.

Detecção do aparecimento do pico de aceleração referente à primeira contração muscular.

Ao mesmo tempo em que foi realizado o teste de Rb, foi registrado a amplitude de corrente que gerou uma contração visualmente perceptível segundo profissional de saúde acompanhando teste, sendo ela 3 mA. Esse valor é usado como ponto de comparação com o valor de corrente que o detector de movimento encontrou. Como pode-se observar na Figura 5.12 é plotado o *thresohld* e a janela onde estão as amostras que contém o sinal onde acontece o pico de aceleração produzido pela primeira contração do teste realizado. Portanto, comparando os dois resultados é possível evidenciar que de forma preliminar o MDM funciona. Testes em diversos músculos e posições devem ser realizados para evidenciar possíveis problemas no registro do sinal e detecção da primeira contração.

5.1.3 TESTES DO HARDWARE EM CONDIÇÕES EXTREMAS DE OPERAÇÃO

Para avaliar a robustez do sistema proposto foi submetido a uma bateria de testes de bancada usando uma carga resistiva fixa em cada canal. Com essa condição foi realizada eletroestimulação simultânea de cada canal com o valor máximo de corrente que o sistema pode fornecer (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. 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°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: câmera anecoica MYS310 (Micronix, Japão) e estabilizador de impedâncias MPW210B (Micronix, Japão).

T

estes de emissão irradiada

O teste de emissão irradiada é feito na câmera anecoica 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 μ s de largura de pulso e posicionado na câmera 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 câmera anecoica sendo submetido ao teste de interferência irradiada de acordo com a norma NBR IEC 60.601-1-2.

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

Os ruídos irradiados pelo equipamento ficaram bem abaixo dos valores preconizados pela norma (linha vermelha), conforme observado na Figura 5.14. 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.

Resultado do teste de emissão irradiada.

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.

Configuração do teste de emissão conduzida.

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

Resultado do teste de emissão conduzida.

TESTE DE ISOLAMENTO DO PACIENTE

5.1.5 MÓDULO INTERFACE DE USUÁRIO

O primeiro componente testado foi a interface de controle juntamente com a comunicação Bluetooth. Verificou-se o correto funcionamento, exceto em algumas situações em que o aplicativo perdia a comunicação com o sistema. Como consequência se evidenciou a necessidade de manter a segurança do paciente frente a anterior situação. Portanto foi revisado o código do aplicativo e foi implementada uma rotina no firmware da UC que constantemente verifica a conexão entre o aplicativo e o dispositivo. Em caso que a comunicação seja perdida ou desconectada de forma não controlada, o aparelho interrompe toda classe de atividade nos seus canais e o aplicativo acusa a perda de conexão com o dispositivo. A seguir na Figura 5.17 são apresentadas duas capturas de tela da interface de usuário e controle do aplicativo da versão final do estimulador.

Telas testadas do aplicativo: terapias aberta/fechada onde são modificados manualmente os parâmetros de estimulação e ativação de canais (a), e controle do teste de Rb andamento e seus resultados (os testes de Cx e Ac possuem a mesma interface) (b).

O teste da interface de usuário e controle começa realizando a conexão do aplicativo com o estimulador, ativando o módulo Bluetooth do tablet e pareando os dois dispositivos. Diversos testes de usabilidade foram conduzidos com a finalidade de validar se a interface é fluida 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. É de esclarecer que nos testes anteriormente descritos não foram ativados os canais do eletroestimulador.

Um teste de controle do estimulador e a saída dos seus canais foi realizado na sequência. Na Figura 5.17 é mostrada a interface para o controle de uma terapia aberta. Nela foi testado o controle e limite de cada parâmetro de estimulação aleatoriamente, conferindo seu correto funcionamento quando ativados os canais do eletroestimulador. Finalmente na Figura 5.17 (b) pode ser observada a interface quando realizado o teste de reobase. No lado direito da Figura 5.17 (b) podem ser vistos os resultados obtidos em tempo real do teste em andamento.

Outro teste foi realizado para verificar a interface de controle em uma terapia aberta. Desta vez foi ativado somente o canal 1, configurado com os seguintes parâmetros: forma de onda quadrada simétrica de 66Hz com PW_On e PW_Off de 5ms respectivamente e amplitude de corrente de 10mA para uma carga fixa de $1\text{k}\Omega$. A forma de onda resultante pode ser observada na Figura 5.18. Ela foi registrada no osciloscópio (Tektronix, EUA). A partir da forma de onda resultante foi conferido que o funcionamento do canal 1 e os valores escolhidos estavam de acordo com o parametrizado. Também foi possível evidenciar que no sinal existia um pequeno ruído de aproximadamente 0,2% da amplitude corrente configurada, valor que não compromete a estimulação.

Sinal quadrada de 10V com carga de $1\text{k}\Omega$ e *ripple* de $\approx 5\%$.

Como resultado foi validada a interface gráfica do aplicativo, apresentando 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 exame de EDE. 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 mudar linearmente em passos de 1 em 1mA, a frequência linearmente de 5 em 5Hz e a largura de pulso para PW_On e PW_Off exponencialmente começando em $100\mu\text{s}$ até 1s. É de se 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 as larguras de pulso. Outra característica do MIU que foi verificada de forma simplificada é o banco de dados onde são armazenadas informações do paciente e as diferentes terapias realizadas, assim como os resultados obtidos do exame de EDE. Isso pode ser relevante para o profissional que usa nosso sistema, pois contar com o histórico das terapias e resultados do EDE pode auxiliar na tomada de decisões mais acertadas com relação a manter o protocolo de estimulação ou realizar mudanças na terapia.

APÊNDICES

A APÊNDICE I

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.

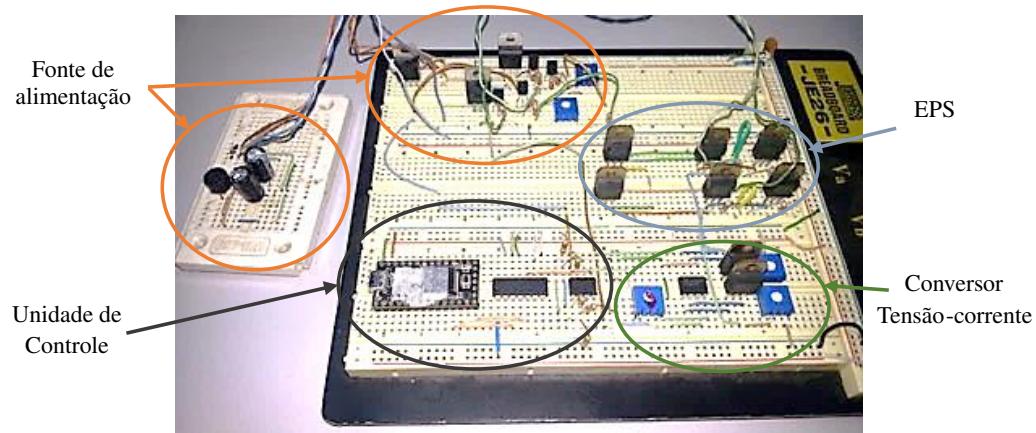


Figura A.1: Versão em placa de prototipagem da primeira versão do sistema.

- 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.

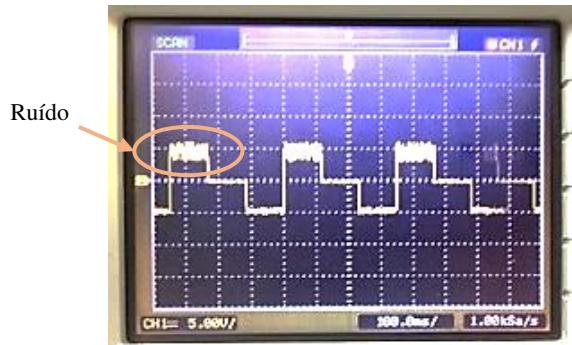


Figura A.2: Estímulo elétrico criado pela primeira versão do sistema.

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*.

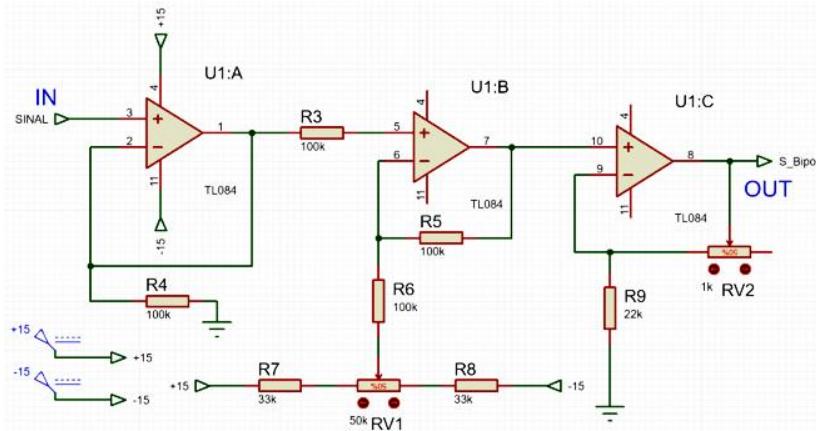


Figura A.3: Diagrama esquemático do diferenciador de tensão da primeira versão do sistema.

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.

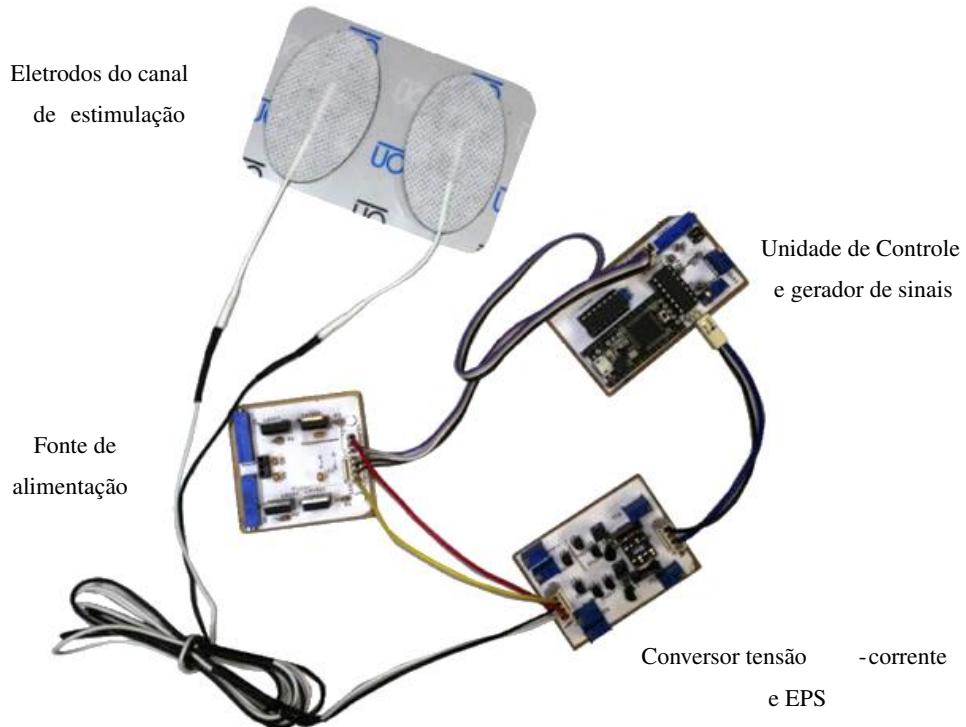


Figura A.4: PCIs da segunda versão do sistema.

- 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 $1k\Omega$. 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.

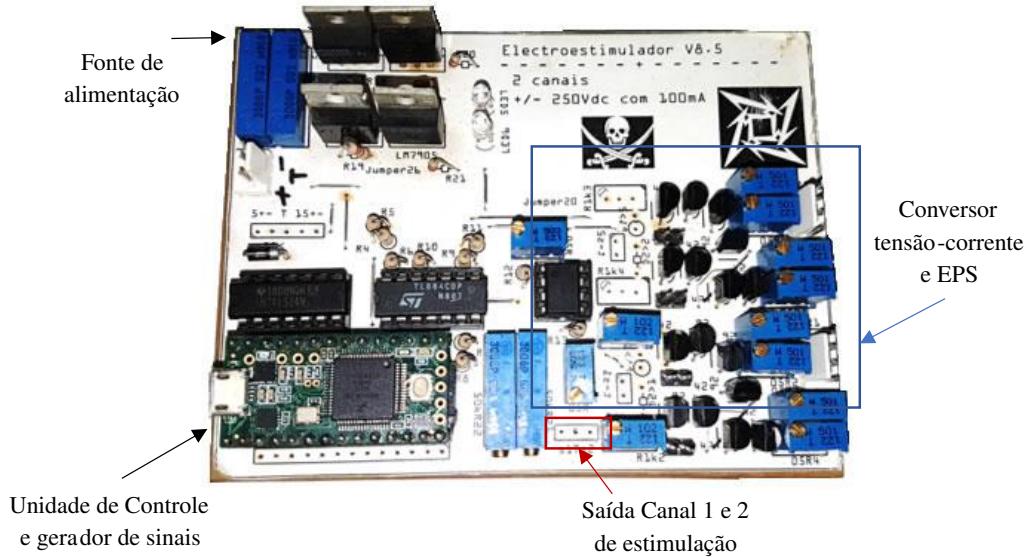


Figura A.5: PCI da terceira versão do sistema.

- 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;

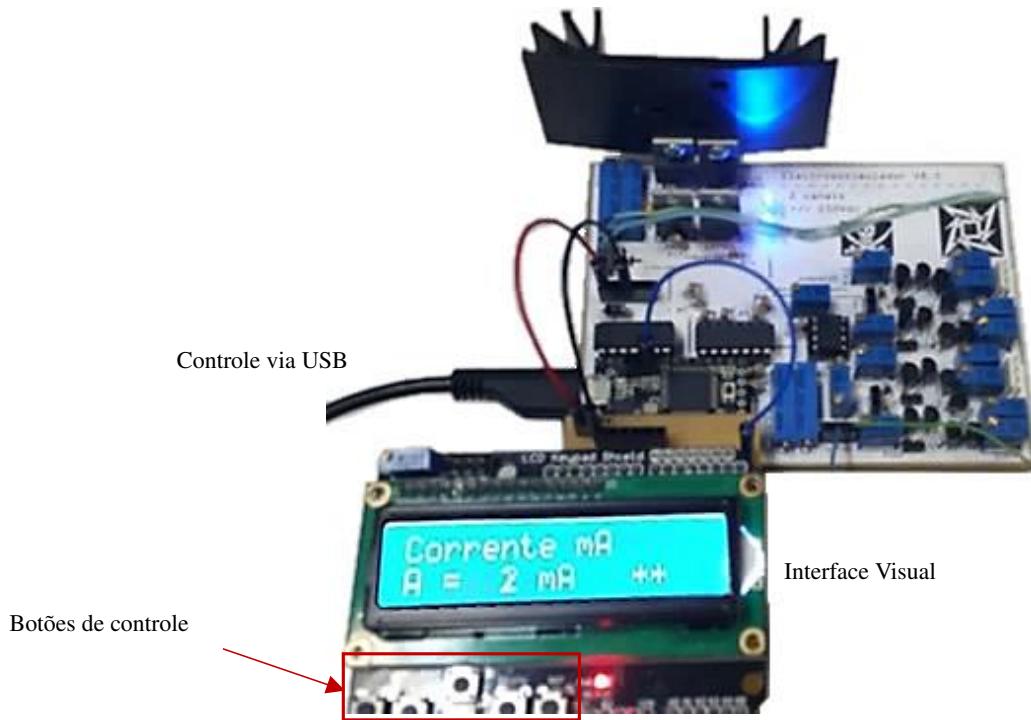


Figura A.6: Interface de controle analógica da terceira versão do sistema.

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 feia 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.

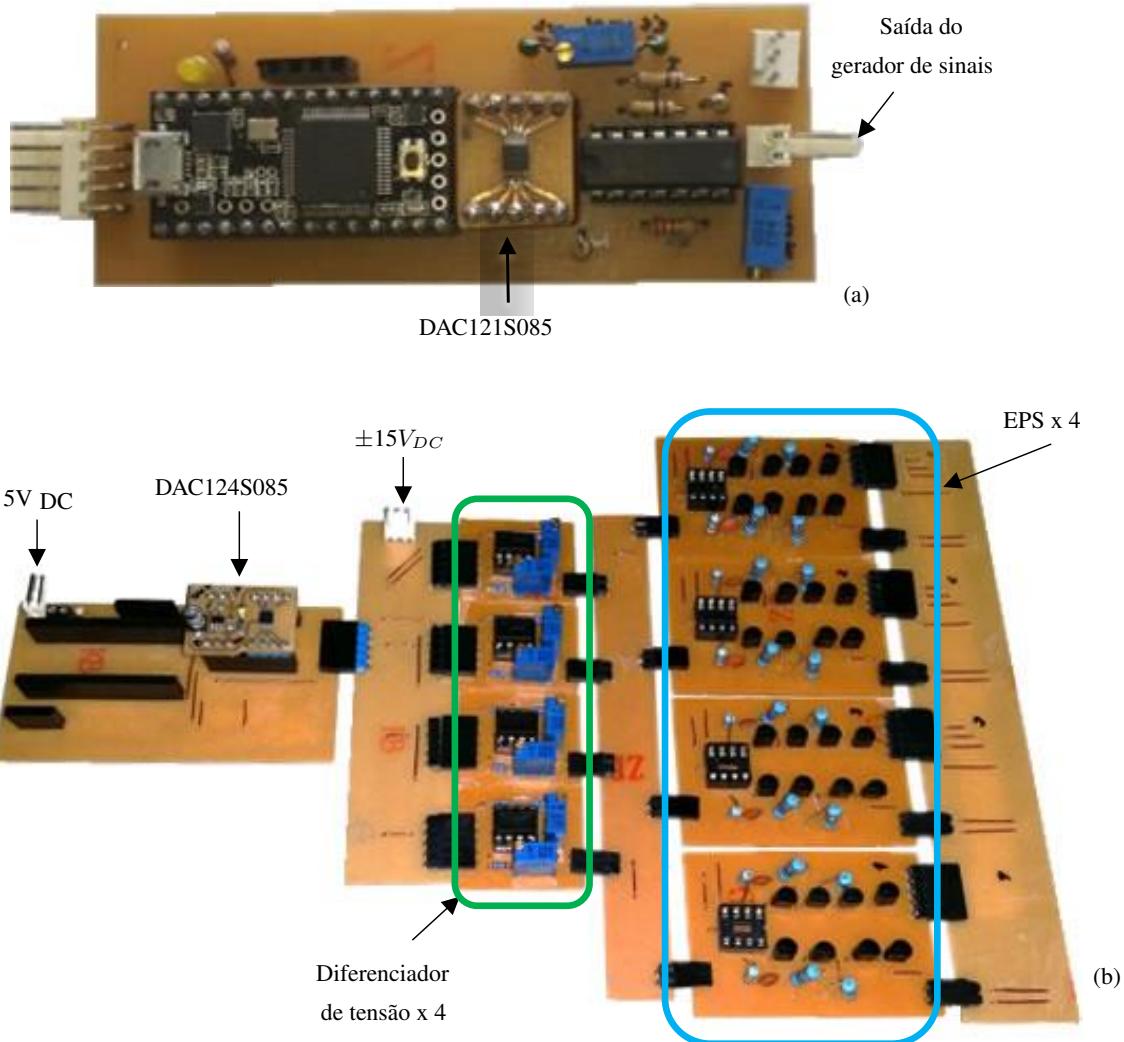


Figura A.7: PCIs da quarta versão do sistema, (a) com DAC121s085 e (b) com DAC124S085.

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

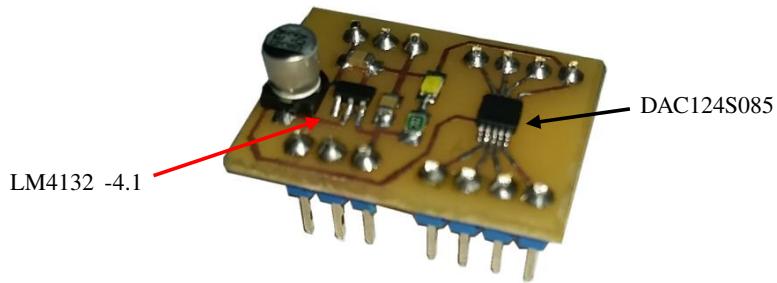


Figura A.8: Módulo DAC junto com o seu regulador de precisão.

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 todos 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 melhorias das versões anteriores, incluindo um gabinete para sua versão que foi apresentada na qualificação. Na Figura XXX é apresentado o sistema de eletroestimulação nomeado como a versão 1 "Estimulema".

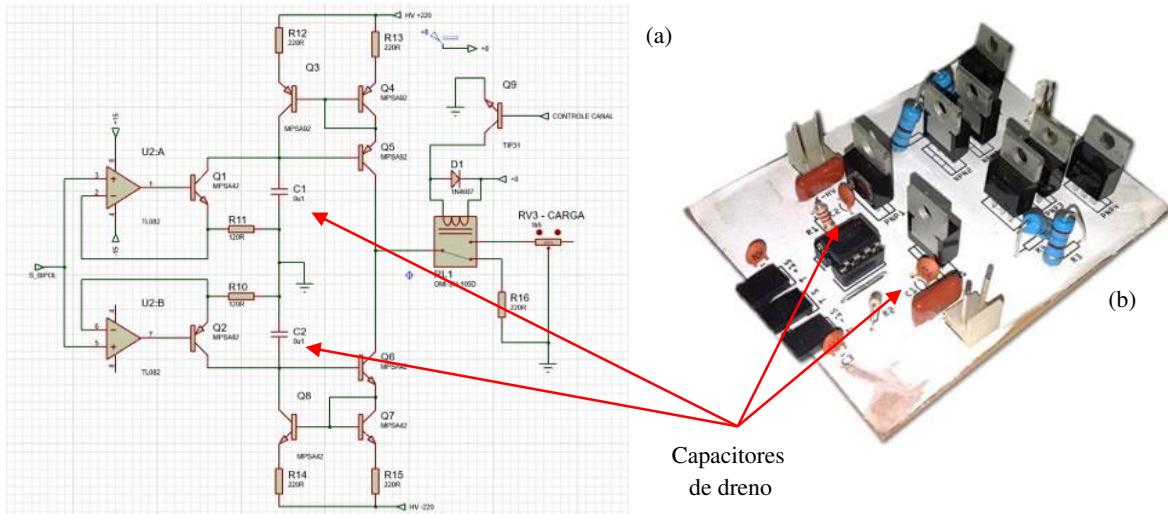


Figura A.9: Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.

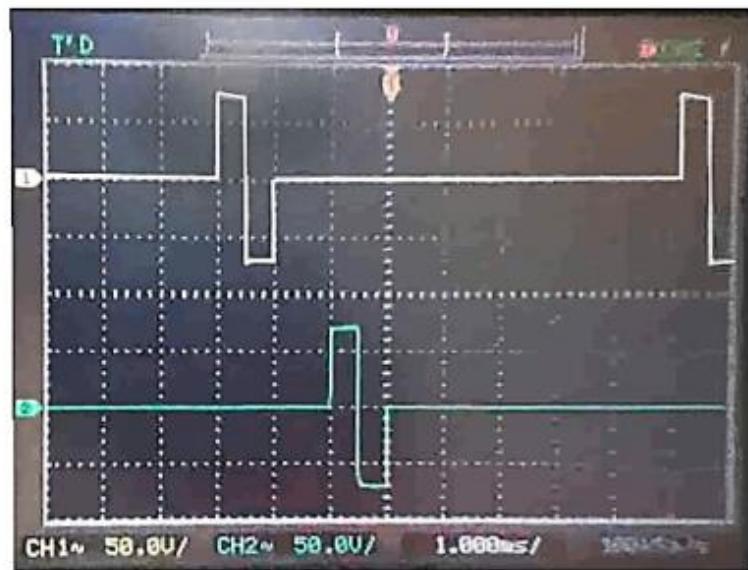


Figura A.10: Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.

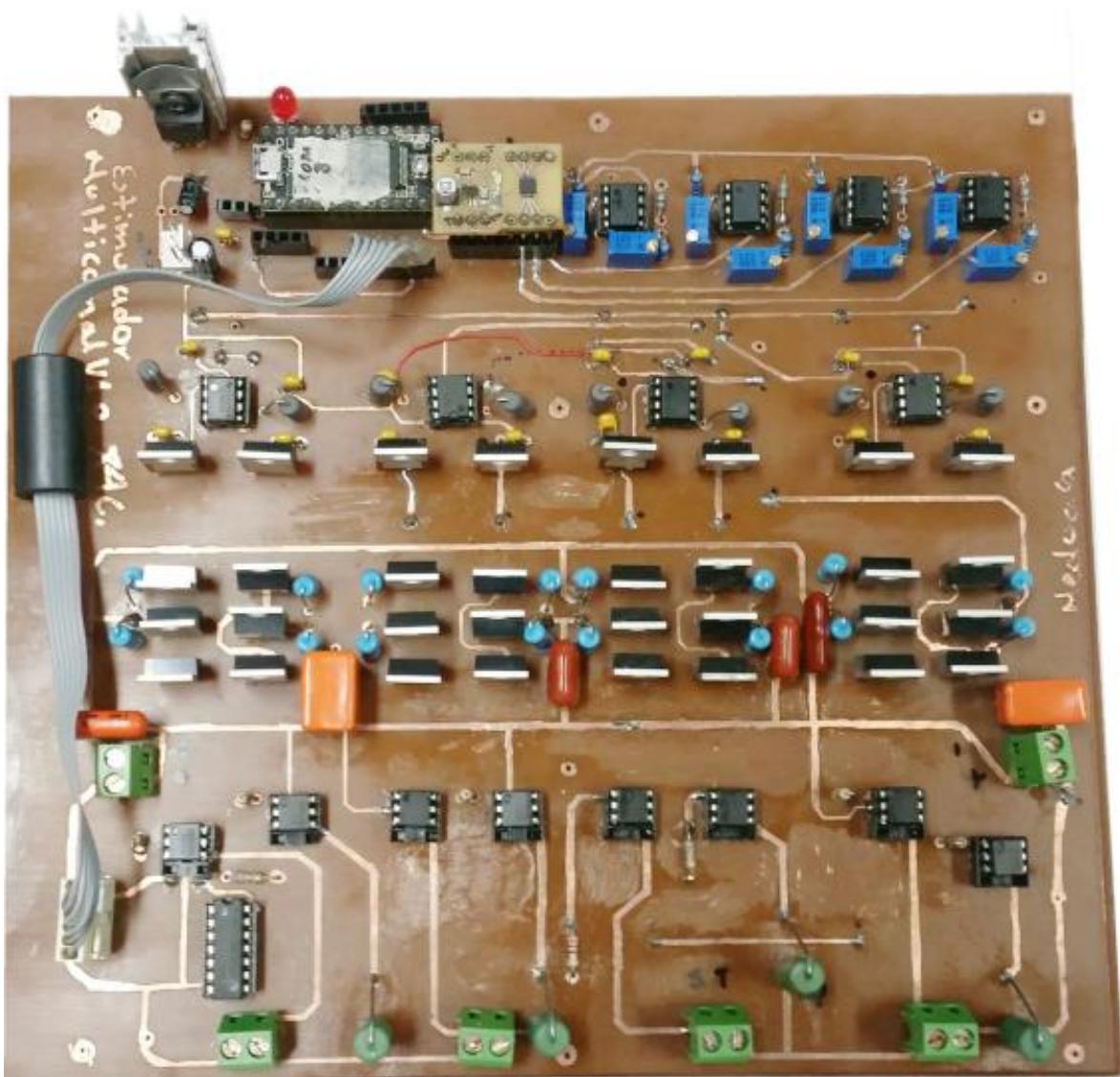


Figura A.11: Diagrama e PCI do EPS da quinta versão do sistema.