CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI

RENATO GOMES BARELLI

STIMGRASP: ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR PARA RESTAURAÇÃO DE PADRÕES DE PREENSÃO

São Bernardo do Campo
2017

RENATO GOMES BARELLI

STIMGRASP: ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR PARA RESTAURAÇÃO DE PADRÕES DE PREENSÃO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Centro Universitário FEI para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, orientado pela Profa. Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro.

São Bernardo do Campo

2017

Barelli, Renato Gomes.
Stimgrasp: Estimulador Neuromuscular para Restauração de Padrões de Preensão / Renato Gomes Barelli. São Bernardo do Campo, 2017.
144 p. : il.

Dissertação - Centro Universitário FEI.
Orientadora: Prof.ª Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro.

1. Tetraplegia. 2. Estimulação Elétrica Neuromuscular. 3. Órtese. 4. Neuroprótese. 5. Preensão. I. Castro, Maria Claudia Ferrari de, orient. II. Título.

Elaborada pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica da FEI com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

centro universitário FEI

APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO
ATA DA BANCA EXAMINADORA

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Elétrica

Mestrado

PGE-10

Aluno: Renato Gomes Barelli **Matrícula:** 115202-4

Título do Trabalho: STIMGRASP: ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR PARA RESTAURAÇÃO DE PADRÕES DE PREENSÃO.

Área de Concentração: Processamento de Sinais

Orientador: Prof.ª Dr.ª Maria Claudia Ferrari de Castro

Data da realização da defesa: 25/05/2017

ORIGINAL ASSINADA

Avaliação da Banca Examinadora:

São Bernardo do Campo, 25 / 05 / 2017.

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA	
Prof.ª Dr.ª Maria Claudia Ferrari de Castro	Ass.: _____
Prof. Dr. Plinio Thomaz Aquino Junior	Ass.: _____
Prof. Dr. Percy Nohama	Ass.: _____

A Banca Julgadora acima-assinada atribuiu ao aluno o seguinte resultado:

APROVADO ☒ REPROVADO ☐

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

APROVO A VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO EM QUE FORAM INCLUÍDAS AS RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA

_____

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

_____

Prof. Dr. Carlos Eduardo Thomaz

Este projeto é dedicado a meus familiares e amigos, minha base sólida na vida, e também a todos que, assim como eu, buscam na engenharia uma forma de melhorar a vida do próximo.

AGRADECIMENTOS

À minha família, Manoel Aparecido Barelli, Aparecida Lisete Gomes Barelli e Anderson Barelli, por tudo que sou, por todo o esforço e dedicação em me colocarem no caminho do bem, devendo eu a eles todas as minhas vitórias.

À minha namorada Fabiana Aparecida de Moraes, por todo o carinho e apoio, em todos os momentos.

À professora Maria Claudia Ferrari de Castro, sendo ela responsável pelo meu ingresso na pós graduação, e tendo ela por vezes acreditado mais no meu potencial do que eu mesmo.

À Doutora Julia Maria D'Andrea Greve, pelo apoio e parceria no teste piloto realizado.

Aos amigos do círculo acadêmico, Rodrigo Galuzzi Garcia Piva, Rodrigo Prior Bechelli e Douglas de Rizzo Meneghetti, por toda a ajuda, companheirismo e pelas boas risadas durante a pós graduação.

Aos meus amigos Rodrigo de Jesus Pelais, Fabio Miguel e Adriano Santiago, pelo companheirismo durante tantos anos, e em especial ao amigo Dario Baleeiro Leal, pela boa vontade e prontidão em me auxiliar com o projeto do gabinete do estimulador.

À Deus, por me iluminar em toda esta trajetória, e colocar em meu caminho pessoas tão especiais.

“É um paradoxo, ainda verdadeiro, dizer que quanto mais nós sabemos, mais ignorantes nos tornamos no senso absoluto, pois é somente através da iluminação, que nos tornamos conscientes de nossas limitações. Precisamente, um dos resultados mais gratificantes da evolução intelectual, é a abertura contínua de novas e maiores perspectivas.”

Nikola Tesla

RESUMO

Este trabalho se propôs a desenvolver uma neuroprótese formada por um Estimulador Elétrico Neuromuscular juntamente com uma órtese com eletrodos, voltada à restauração de padrões de preensão em tetraplégicos, com lesões nas vértebras C5 e C6, com foco em portabilidade e usabilidade. Neste sentido, são priorizadas a abertura da mão e as preensões palmar e lateral, bem como a extensão do dedo indicador, que apresentam potencial para aumentar a autonomia do lesionado medular, fazendo-o depender menos de outras pessoas para tarefas básicas do seu dia a dia, que antes não conseguia realizar pela falta de força e destreza nas mãos.

A revisão bibliográfica, bem como dos princípios da estimulação elétrica neuromuscular, e por fim da fisiologia neuromuscular, possibilitaram a definição de parâmetros e diretrizes para o delineamento da solução proposta.

A revisão bibliográfica traz à tona ainda, a escassez, nos dias atuais, de projetos voltados ao usuário final, ou seja, a falta de opções de sistemas para lesionados medulares utilizarem cotidianamente, após o atendimento fisioterápico inicial e sem estarem vinculados a pesquisas acadêmicas, por exemplo. O estimulador proposto possui também tal compromisso, tanto com miniaturização, quanto com portabilidade, para tornar possível e viável o seu uso cotidiano.

Como interface de usuário foi adotado o *smartphone*, em virtude de sua flexibilidade na criação de aplicativos, podendo-se ainda explorar uma grande quantidade de recursos oriundos da teoria de Interface Humano-Computador, culminando em uma interface simples, eficiente e de fácil aprendizagem.

Após o desenvolvimento, o estimulador foi testado em bancada, em um voluntário sem lesões neuromusculares e em um voluntário com lesão C6, e sua funcionalidade foi comprovada. A órtese desenvolvida se mostrou funcional, e embora com alguma dificuldade, o voluntário foi capaz de acoplá-la e desacoplá-la sem auxílio de terceiros.

No teste piloto, realizado em uma única sessão, foi possível obter a preensão palmar e a extensão do indicador. Contudo, algumas das contrações obtidas tiveram qualidade aquém da desejada para preensões funcionais, podendo-se atribuir este fato ao grau de atrofia da musculatura do voluntário. O grau de miniaturização obtido, o tempo de autonomia da bateria, a simplicidade no controle via *smartphone*, dentre outros pontos, indicam que o sistema está no caminho certo para se tornar um aparato para auxiliar o lesionado medular nas atividades cotidianas, objetivo ao qual se propõe.

Palavras-chave: Tetraplegia. Estimulação Elétrica Neuromuscular. Órtese. Neuroprótese. Preensão

ABSTRACT

This research proposed the development of a neuroprosthesis based on a Neuromuscular Electrical Stimulator with an orthosis for the electrodes, aiming the restoration of grasp patterns in tetraplegics, with lesions at C5 and C6, focusing on portability and usability. This way, the palmar and lateral grasps, as well as the index finger extension are priorized, due to their potential to increase the disabled's autonomy, making them less dependent of others to do daily life activities that they couldn't do previously, due the lack of strength and dexterity of their hands.

The state-of-art, as well as the principles of neuromuscular electrical stimulation, and finally the neuromuscular physiology, made possible the definition of parameters and directions to the design of the proposed solution.

The state-of-art also brings the nowadays lack of projects focused on the end user, that is, lack of options for the daily use, after initial physical therapy and without being linked to academic researches, for instance. The proposed stimulator also have this commitment, both with miniaturization as well as with portability, making possible and feasible its daily use.

As control interface, it was adopted the smartphone, because of its flexibility at application creation, allowing even the use of the large range of resources of the theory of Human-Machine Interface, leading to a simple, efficient and easy to learn interface.

After the development, the stimulator was evaluated at bench, on a volunteer without neurommuscular disease, and on a C6 volunteer, and its functionality has been proved. The developed orthosis showed itself functional, and despite some difficulty, the C6 volunteer was capable of attach and detach it without help.

At the pilot test, performed in only one section, it was possible to attain palmar grasp and index finger extension typing. Nevertheless, some contractions obtained had lower quality than the expected for functional grasps, which can be assigned to the level of muscular atrophy of the C6 volunteer. The miniaturization level obtained, the battery runtime, added to the simplicity of the control interface at Android application, besides other points, show that the system is on the right way to become a gadget able to assist the spinal cord injured subjects on daily activities, objective to which it is proposed.

Keywords: Tetraplegia. Neuromuscular Electrical Stimulation. Orthosys. Neuroprosthesis. Grasp

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Ilustração 1 – Sistema Freehand descrito por Peckham et al. (2001) 27
Ilustração 2 – Disposição geral do sistema IST-12 29
Ilustração 3 – Aspecto geral do Bionic Glove e posicionamento de eletrodos 31
Ilustração 4 – Aspecto geral do estimulador Motionstim 8 e órtese com eletrodos 32
Ilustração 5 – Aspecto geral do Bioness H200 e exemplo de aplicação 35
Ilustração 6 – Localização dos eletrodos e aspecto geral da luva instrumentalizada . . . 36
Ilustração 7 – Estimulador Compex Motion 39
Ilustração 8 – Interface do software de programação do Compex Motion 39
Ilustração 9 – Montagem do Sensor de Efeito Hall 41
Ilustração 10 – Aspecto dos estimuladores neuromuscular em 'a' e sensorial em 'b' . . . 44
Ilustração 11 – Aspecto da luva instrumentalizada, com sensores de pressão em 'a' e de flexão em 'b' 45
Ilustração 12 – Fonte AC/DC teórica 48
Ilustração 13 – Alimentação através de bateria 49
Ilustração 14 – Circuito teórico do conversor *boost* 50
Ilustração 15 – Conversor *boost* utilizado por Qu et al. (2016) 51
Ilustração 16 – Conversor *boost* utilizado por Xu et al. (2011) 52
Ilustração 17 – Conversor *boost* utilizado por Malešević et al. (2012) 52
Ilustração 18 – Topologias ponte completa e meia ponte 53
Ilustração 19 – Ponte completa e regulador de corrente utilizados por Qu et al. (2011) . . 54
Ilustração 20 – Ponte completa e regulador de corrente utilizados por Qu et al. (2016) . . 55
Ilustração 21 – Canal de saída utilizado por Masdar et al. (2013) 55
Ilustração 22 – Fontes de corrente no projeto proposto por Wang et al. (2015) 56
Ilustração 23 – Canal de saída e multiplexador proposto por Wang et al. (2015) 56
Ilustração 24 – Formas de onda Senoidal, Bifásica Simétrica e Assimétrica 63
Ilustração 25 – Exemplo de alteração de largura de pulso em pulsos bifásicos simétricos . 65
Ilustração 26 – Formas de onda de rampa de subida em amplitude e largura de pulso . . . 67
Ilustração 27 – Exemplo de eletrodo para eletroterapia e aplicação em fisioterapia 69
Ilustração 28 – Situações de risco de choque elétrico por corrente de fuga 71
Ilustração 29 – Reobase, Cronaxia e comparativo entre Fibras Musculares 72
Ilustração 30 – Fenômeno da Tetanização com o aumento da frequência de estimulação . 74
Ilustração 31 – Modelo simplificado da impedância do circuito e pulsos de corrente . . . 75
Ilustração 32 – Modelo simplificado da impedância do circuito e pulsos de corrente . . . 75
Ilustração 33 – Detalhamento da musculatura do antebraço: Músculos Extensor Radial do Carpo, Extensor Comum dos Dedos, e Abdutor do Polegar 77
Ilustração 34 – Detalhamento da musculatura da mão: Músculos Lumbricais e Oponente do Polegar 78

Ilustração 35 – Diagrama do sistema desenvolvido 83
Ilustração 36 – Diagrama em blocos do Stimgrasp 85
Ilustração 37 – Circuito básico da Fonte de Corrente de Howland modificada 89
Ilustração 38 – Detalhamento do módulo *bluetooth* HC-06 90
Ilustração 39 – Fluxograma da rotina principal do firmware 93
Ilustração 40 – Fluxogramas das interrupções serial e de timer 94
Ilustração 41 – Tela do software em ambiente Windows 99
Ilustração 42 – Diagrama MOLIC para a interface Android desenvolvida 101
Ilustração 43 – Aspecto da órtese desenvolvida 103
Ilustração 44 – Detalhamento do *hardware* do Stimgrasp 107
Ilustração 45 – Detalhamento dos leds indicativos 108
Ilustração 46 – Detalhamento do gabinete do estimulador 108
Ilustração 47 – Trava mecânica 109
Ilustração 48 – Detalhamento do conjunto eletrodo-espuma 109
Ilustração 49 – Aspecto da órtese vestida 110
Ilustração 50 – Malha de realimentação 113
Ilustração 51 – Trem de pulsos dos canais de saída 113
Ilustração 52 – Detalhe do pulso de saída do Stimgrasp 114
Ilustração 53 – Rampa de subida e descida 114
Ilustração 54 – Voluntário acoplando órtese 115
Ilustração 55 – Comparativo entre abertura de mão em uma musculatura saudável, e no voluntário 116
Ilustração 56 – Comparativo entre preensão palmar do autor e do voluntário 117
Ilustração 57 – Comparativo entre extensão do indicador do autor e do voluntário 117
Ilustração 58 – Resultado da preensão lateral e pinça em uma musculatura saudável . . . 118
Ilustração 59 – Página 1 do esquema elétrico 136
Ilustração 60 – Página 2 do esquema elétrico 137
Ilustração 61 – Página 3 do esquema elétrico 138
Ilustração 62 – Página 4 do esquema elétrico 139
Ilustração 63 – Página 5 do esquema elétrico 140
Ilustração 64 – Diagrama de telas da aplicação para Android 142

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Musculatura requisitada nas preensões palmar e lateral, extensão do indicador e abertura de mão 76
Tabela 2 – Sequência da musculatura excitada na preensão palmar 79
Tabela 3 – Sequência da musculatura excitada na preensão lateral 80
Tabela 4 – Sequência da musculatura excitada na Extensão do Indicador 81
Tabela 5 – Protocolo serial do Stimgrasp 98

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 23
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 25
2.1 ESTIMULADORES COMERCIAIS E DESENVOLVIMENTOS VOLTADOS AO USUÁRIO FINAL 26
2.1.1 Sistema Freehand 26
2.1.2 Sistema IST-12 28
2.1.3 Bionic Glove 29
2.1.4 Versão análoga e não invasiva do Freehand 31
2.1.5 Sistema Bioness H200 34
2.2 EXEMPLOS NO ÂMBITO ACADÊMICO 34
2.2.1 Estudo de arranjo de eletrodos para Neuroestimulação 35
2.2.2 Estimulador modular Compex Motion 37
2.2.3 Avaliação de métodos de controle 39
2.2.4 Sistema para reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados 43
2.3 CIRCUITOS ELETRÔNICOS ENVOLVIDOS NOS ESTIMULADORES ELÉTRICOS NEUROMUSCULARES 47
2.3.1 Interface de controle 47
2.3.2 Fonte de alimentação 48
2.3.3 Fonte elevadora de tensão (conversor *boost*) 50
2.3.4 Canal de saída 52
3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: CARACTERÍSTICAS E EFEITOS 59
3.1 CARACTERÍSTICAS COMUNS ENTRE OS ESTIMULADORES PARA ELETROTERAPIA 59
3.1.1 Método de controle e forma de onda 61
3.1.2 Comparação entre tensão constante e corrente constante 63
3.1.3 Controle de amplitude 64
3.1.4 Controle de duração de fase e pulso 65
3.1.5 Controle de frequência 66
3.1.6 Controle de tempo ligado e desligado 66
3.1.7 Controle de rampa 67
3.1.8 Fadiga Muscular na Estimulação Elétrica Neuromuscular 67
3.2 TIPOS DE ELETRODOS ENVOLVIDOS EM ELETROTERAPIA 68
3.3 SEGURANÇA ELÉTRICA EM ELETROTERAPIA 70
3.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DO MÚSCULO ESQUELÉTICO 71

3.5 IMPEDÂNCIA DO TECIDO E VARIÁVEIS QUE AFETAM OS LIMIARES DE ESTIMULAÇÃO . . . 74
3.6 MUSCULATURA ENVOLVIDA NA RESTAURAÇÃO ARTIFICIAL DE PADRÕES DE PREENSÃO . . . 76
3.6.1 Preensão Palmar . . . 79
3.6.2 Preensão Lateral . . . 79
3.6.3 Extensão do Indicador . . . 80
4 MATERIAIS E MÉTODOS . . . 83
4.1 CARACTERÍSTICAS . . . 83
4.2 O DISPOSITIVO . . . 84
4.2.1 Fontes de alimentação e gerenciamento de energia . . . 86
4.2.2 Geração do pulso bifásico . . . 88
4.2.3 Multiplexação de canais . . . 89
4.2.4 Comunicação . . . 90
4.2.5 Circuitos diversos . . . 91
4.3 FIRMWARE DO MICROCONTROLADOR . . . 92
4.3.1 Memória interna . . . 94
4.3.2 Acionamento em rampa . . . 95
4.3.3 Troca automática de estimulação . . . 95
4.3.4 Protocolo Serial . . . 96
4.4 SOFTWARE DE CONTROLE EM AMBIENTE WINDOWS . . . 98
4.5 SOFTWARE DE CONTROLE EM AMBIENTE ANDROID . . . 100
4.6 ÓRTESE DO SISTEMA . . . 101
4.7 METODOLOGIA DE TESTES EM BANCADA . . . 103
4.7.1 Autonomia da bateria em funcionamento . . . 103
4.7.2 Formas de onda . . . 104
4.8 METODOLOGIA DO TESTE PILOTO . . . 104
5 RESULTADOS . . . 107
5.1 AUTONOMIA DA BATERIA EM FUNCIONAMENTO . . . 111
5.2 CORREÇÕES PONTUAIS NO PROJETO ORIGINAL . . . 111
5.2.1 Recarregador . . . 111
5.2.2 Fonte de 12V . . . 112
5.2.3 Multiplexação de canais de saída . . . 112
5.2.4 Geração de pulso . . . 112
5.3 RESULTADOS DO TESTE PILOTO . . . 115
6 DISCUSSÃO . . . 119
6.1 A ELETRÔNICA DO STIMGRASP . . . 119
6.2 A ÓRTESE DO STIMGRASP . . . 121
6.3 O SOFTWARE PARA USO DO MÉDICO/FISIOTERAPEUTA . . . 122

6.4 A APLICAÇÃO EM ANDROID PARA CONTROLE DO USUÁRIO 123
6.5 A FUNCIONALIDADE EM UM LESIONADO MEDULAR 124
7 CONCLUSÕES 125
8 TRABALHOS FUTUROS 127
REFERÊNCIAS 129
APÊNDICE A – ESQUEMA ELÉTRICO 135
APÊNDICE B – DIAGRAMA DA APLICAÇÃO ANDROID 141

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, milhares de pessoas sofrem com limitações oriundas de traumas ou más formações na medula espinhal (BICKENBACH et al., 2014). Os traumas geralmente têm como causas vários tipos de acidentes onde há o seccionamento da medula, enquanto más formações geralmente são oriundas de problemas de gestação. Quando a lesão está compreendida na região cervical, tem-se um quadro de tetraplegia, onde a perda de função motora/sensorial engloba mais ou menos os membros superiores dependendo do nível da lesão, além dos membros inferiores que ficam totalmente comprometidos nas lesões completas.

A lesão medular, na altura das vértebras cervicais 5 e 6 (comumente encontradas na literatura como C5 e C6), normalmente faz com que o indivíduo perca, dentre outras coisas, o controle dos movimentos de preensão das mãos. Em se tratando de membros superiores, o indivíduo mantém somente o controle do braço, antebraço e no caso de lesão em C6, punho, o que compromete a realização de atividades cotidianas, e embora consigam realizar algumas tarefas de forma adaptada, dependem de terceiros para realizar várias outras. Apesar disso, desde que não haja denervação, isto é, não se perca a função de alguns nervos específicos, bem como calcificação das articulações, pode-se viabilizar o uso de sistemas que possibilitem a restauração artificial dos movimentos de preensão, baseados na aplicação de estimulação elétrica neuromuscular, após período de condicionamento muscular (BICKENBACH et al., 2014; CASTRO, 2000).

A pesquisa das principais publicações da área, compreendidas desde 2 décadas atrás até os dias atuais, aponta um quadro com uma notável escassez de sistemas comerciais dedicados, desenvolvidos para uso exclusivo de tetraplégicos C5 e C6, no intuito de restaurar artificialmente os movimentos de preensão executados em aplicações cotidianas. Alguns projetos foram propostos e chegaram a ser comercializados durante algum tempo, como o sistema invasivo Freehand da década de 80 (descrito na seção 2.1.1), que possibilitava preensões palmar e lateral, porém fatores como alto custo do equipamento e da cirurgia, bem como suas complicações, levaram o sistema a ser descontinuado (PECKHAM et al., 2001; KILGORE et al., 2008; RAGNARSSON, 2007; KILGORE, 2015).

Outros sistemas seguiram o mesmo caminho, como o Bionic Glove (descrito na seção 2.1.3), um sistema não invasivo da década de 90, voltado a hemiplégicos e tetraplégicos C6, possibilitando o aprimoramento da tenodese natural, tendo evoluído posteriormente para o sistema Regrasp, que encontra-se em fase de testes. Atualmente, há em produção o sistema Bioness H200 (descrito na seção 2.1.5), voltado a Hemiplégicos, constituindo-se em uma neuroprótese não invasiva, que possibilita abertura e fechamento da mão. Diversos outros projetos e sistemas foram desenvolvidos no âmbito acadêmico, como os descritos na seção 2.2, obtendo bons resultados práticos e contribuindo para o aumento do conhecimento na área, mas dado o baixo ou inexistente grau de miniaturização, portabilidade e praticidade no uso, se tornam inviáveis

para uso cotidiano (PROCHAZKA et al., 1997; SENELICK, 2010; BIONESS, 2012; ALON; LEVITT; MCCARTHY, 2007).

Sob esta ótica, o objetivo deste estudo é o desenvolvimento de um novo sistema de estimulação elétrica neuromuscular, dedicado a tetraplégicos, composto pela neuroprótese (conjunto estimulador e órtese), software de configuração em ambiente Windows e aplicação de controle em ambiente Android, disponibilizando ao usuário 4 sequências de ativação muscular, sendo preensão palmar, lateral, e extensão do dedo indicador, além da abertura da mão.

O foco do sistema na portabilidade e praticidade, viabilizando seu uso em atividades cotidianas, constitui a motivação para este desenvolvimento. Baseando-se nas melhores características dos projetos desenvolvidos anteriormente, e se empenhando em trazer novamente uma opção viável ao lesionado medular, para a melhoria da sua qualidade de vida, espera-se que o Stimgrasp contribua com o processo de reabilitação em função da restauração artificial de alguns padrões de preensão bastante úteis cotidianamente. Com o sistema desenvolvido, previne-se adicionalmente a atrofia da musculatura do antebraço e mão, bem como calcificação das articulações, quadros oriundos de uma eventual falta de atividades fisioterápicas ao longo do tempo.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Em se tratando de lesões medulares, os impactos no lesionado podem ser os mais diversos, afetando desde os membros superiores e/ou inferiores, passando pelos sistemas respiratório, excretor, sensorial, motor de equilíbrio, dentre outros (PECKHAM; KILGORE, 2013). Com isto, sua qualidade de vida cai a medida que sua dependência com relação a terceiros, para atividades cotidianas, aumenta.

O grande desafio, neste sentido, é criar sistemas e soluções práticas, que possam ser integradas no cotidiano do usuário, de forma a aumentar sua autonomia e consequentemente independência, culminando em uma melhor qualidade de vida e recuperação da auto-estima. Ainda que estas soluções tragam melhorias na recuperação do lesionado, esta recuperação é quase sempre parcial, ou seja, limitações ainda existirão mesmo com o uso dos sistemas propostos (PECKHAM; KILGORE, 2013).

Dado que a estimulação elétrica neuromuscular, como meio para restaurar artificialmente movimentos de membros em pessoas com lesão medular, vem da década de 70, o avanço da tecnologia permitiu a melhoria dos dispositivos, como é possível ver na comparação entre o Bionic Glove e Bioness H200 (subseções 2.1.3 e 2.1.5 respectivamente), bem como os avanços na compreensão fisiológica também são grandes responsáveis pelas melhorias (KILGORE, 2015).

Nos últimos anos, uma quantidade razoável de projetos de estimuladores elétricos neuromusculares, para membros superiores, têm sido apresentados em estudos científicos, seja para fins de fisioterapia, dor pós acidentes vasculares encefálicos (KNUTSON; CHAE, 2015), ou mesmo para restauração artificial de movimentos em tetraplégicos. Nesta última aplicação citada, boa parte utilizam abordagens invasivas, o que encarece drasticamente o sistema e exige que o usuário sofra recorrentes cirurgias para alocar novos eletrodos, a medida que eles são encapsulados pelo organismo e/ou deixam de funcionar da forma como funcionavam originalmente. Em se tratando de abordagens não invasivas, diversos estudos foram feitos no intuito de comprovar sua eficácia obtendo resultados satisfatórios e promissores, possibilitando uma integração menos traumática entre sistema e usuário, dado que não há necessidade de cirurgias (CASTRO; CLIQUET, 2000; YU et al., 2004; YAVUZER et al., 2006; RUPP et al., 2012).

Um sistema de estimulação elétrica neuromuscular, que se proponha a restaurar movimentos da mão em usuários com lesões medulares em níveis altos (C5-C6), deve conter idealmente duas formas de realimentação. Uma para o próprio sistema com a informação da força da preensão, para que se possa efetuar um controle melhor dos pulsos em malha fechada, e outro que envie a mesma informação ao usuário (por exemplo, através de estimulação eletrotáctil), fazendo com que após algum treino o usuário possa dosar, através do comando, a força empregada em cada uma das funções motoras, restauradas artificialmente através do sistema. Sistemas de estimulação trabalhando em malha aberta, ou seja, sem *feedback* (realimentação) táctil, por exemplo, não permitem ajuste fino da força empregada, o que obriga o usuário a

utilizar a realimentação visual e concentração para saber se a força para a realização da tarefa está adequada ou não (CASTRO; CLIQUET, 2000; RUPP et al., 2012). Como interface de controle, os principais métodos utilizados são sensores de posição alocados no ombro do usuário, sensores de ângulo no punho, leitura de sinal mioelétrico (EMG), controles tipo joystick ou até mesmo comando por voz (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998; KILGORE, 2015).

Este capítulo de Revisão Bibliográfica é dividido em três vertentes, sendo uma abrangendo estimuladores neuromusculares comerciais (sempre voltados a tetraplegia ou acidente vascular encefálico - AVE) e desenvolvimentos voltados ao usuário final, outra voltada a exemplos de estudos acadêmicos realizados com o uso de estimuladores neuromusculares, e, por fim, uma voltada à análise dos circuitos eletrônicos envolvidos nos estimuladores elétricos neuromusculares.

2.1 ESTIMULADORES COMERCIAIS E DESENVOLVIMENTOS VOLTADOS AO USUÁRIO FINAL

Nesta seção são apresentados estimuladores comerciais de maior relevância no estado da arte, com os quais o Stimgrasp possui relação.

2.1.1 Sistema Freehand

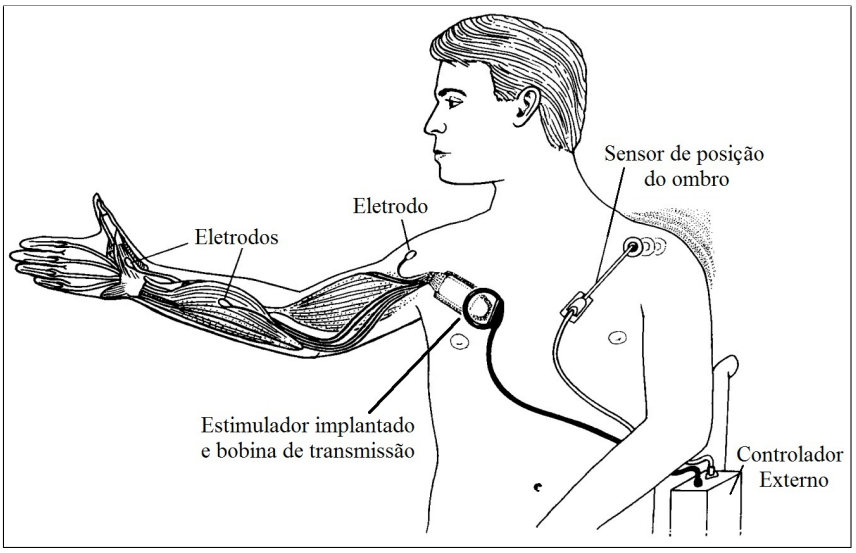
O sistema Freehand, desenvolvido em Cleveland na década de 80, foi provavelmente o sistema que envolveu o maior estudo já realizado na área até hoje, sendo o sistema comercial com maior aceitação entre os usuários, tendo sido aplicado em cerca de 200 pessoas com lesões medulares. Este sistema, cujo foco era a aplicação em tetraplégicos com lesões em C5-C6, possuía 8 canais de estimulação e possibilitava a restauração dos padrões de preensão lateral e preensão palmar através do uso de eletrodos implantados na musculatura do antebraço e mão, e controle da estimulação através de sensor de posição no ombro contralateral (PECKHAM et al., 2001; KILGORE et al., 2008; RAGNARSSON, 2007; KILGORE, 2015).

A musculatura envolvida na estimulação foram os Abdutores, Adutores, Flexores e Extensores do Polegar, e os Flexores e Extensores dos dedos. Neste sistema, o módulo de controle ficava externo ao paciente, enquanto o estimulador era implantado, e a comunicação entre eles e a alimentação era feita de forma transcutânea, através do alinhamento entre uma bobina externa e uma bobina do estimulador implantado, conforme exibe a Figura 1a (PECKHAM et al., 2001; KILGORE et al., 2008; RAGNARSSON, 2007; KILGORE, 2015).

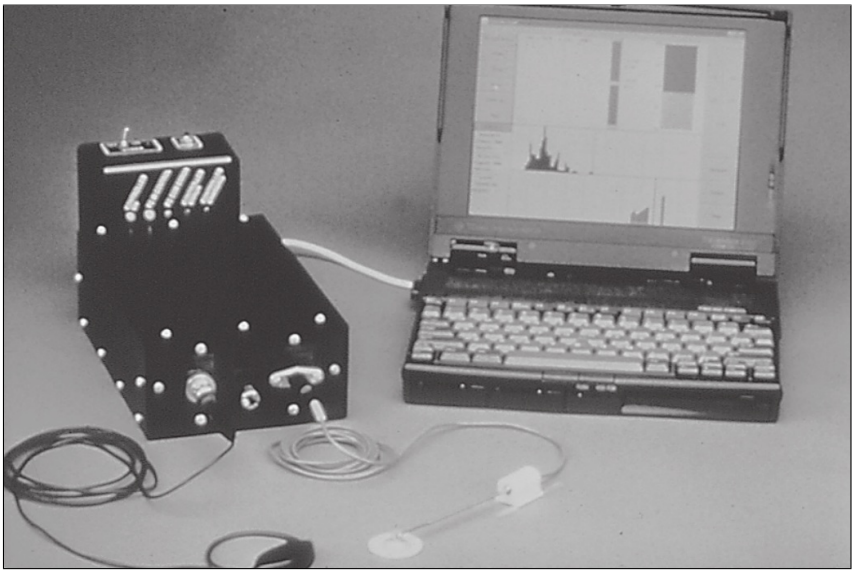
Na fase de testes e configuração para uso, o controlador externo era configurado via comunicação com um computador e recebia o sinal de controle de posição do ombro. A energia a ser transferida para o estimulador implantado era gerada por este controlador e enviada a ele via transmissão de energia transcutânea, juntamente com as informações de estimulação (BOWMAN, 2000; PECKHAM et al., 2001; KILGORE et al., 2008; KILGORE, 2015).

Figura 1 – Sistema Freehand descrito por Peckham et al. (2001)

(a) Croqui geral do sistema



(b) Detalhe do controlador externo



Fontes: a - Autor ”adaptado de” Peckham et al., 2001, p. 2; b - Bowman, 2000, p. 3

Os resultados obtidos com o estudo em cerca de 50 voluntários comprovaram a eficácia do sistema, aumentando significativamente a força de preensão nos dois padrões gerados (preensao lateral e palmar) em todos os participantes (PECKHAM et al., 2001).

Neste estudo, a pesquisa de satisfação com os usuários revelou que cerca de 97% dos voluntários recomendariam o sistema a outras pessoas, e cerca de 91% declararam que o sistema melhorou sua qualidade de vida (PECKHAM et al., 2001). Mesmo com a alta taxa de satisfação, no intervalo de 3 anos alguns problemas adversos foram constatados em alguns dos participantes, listados e detalhados a seguir:

a) dos 408 eletrodos implantados 3 apresentaram problemas, possivelmente como resultado de fadiga mecânica, dado que o usuário utilizava cadeira de rodas manual;

b) houve 2 falhas decorrentes de rotações do estimulador, de forma similar à que ocorre com marcapassos;

c) houve 4 casos de infecções na região de implante do eletrodo, sendo que em 3 bastou remover o eletrodo, tratar a infecção e reposicionar posteriormente, e em um participante a infecção foi mais grave, sendo removido o sistema como um todo por precaução;

d) outros eventos adversos, menos graves, estavam relacionados a desconforto, inchaço, irritação de pele por causa dos itens implantados e externos, estimulação indevida do ombro durante ativação da mão, sendo que todos foram sanados com tratamentos convencionais e/ou ajustes nos parâmetros de estimulação.

2.1.2 Sistema IST-12

Apesar da alta taxa de satisfação dos usuários, o sistema Freehand foi comercializado até o ano de 2001 e deu lugar a uma segunda geração de estimuladores bastante similar a ele, chamada 'Sistema implantado de estimulação de 12 canais' (IST-12), que desta vez operava com 12 canais de estimulação e 2 canais de aquisição de eletromiografia (EMG) para o controle do estimulador. Além dos padrões de preensão palmar e lateral, oferecidos pelo Freehand, este sistema possibilitava também a extensão do ombro e pronação do antebraço, sendo que com a pronação o usuário consegue gerar os mesmos padrões de preensão mencionados, porém para alcançar objetos acima da altura da cabeça. A forma de transmissão de dados e energia para o estimulador foi mantida igual à do Freehand (PECKHAM et al., 2001; KILGORE et al., 2008; RAGNARSSON, 2007; KILGORE, 2015).

Dos dois canais de EMG do sistema, um era posicionado, geralmente, no músculo mais distante sob controle voluntário, normalmente o Braquiorradial ou Músculo Extensor Radial Longo do Carpo, e era utilizado para controlar proporcionalmente a abertura e fechamento da mão, enquanto o outro canal era mais utilizado para controles lógicos, como ativar ou desativar a estimulação, ou ainda travar alguma estimulação para que ela permanecesse ativa independente do comando do outro canal. Este segundo canal era normalmente posicionado no Músculo Trapézio ou Platisma, também conhecido como Cutâneo do Pescoço (KILGORE et al., 2008).

Segundo os autores, o controle do sistema via leitura de EMG trouxe 3 importantes melhorias em relação ao tradicional controle via sensor de posição no ombro, sendo:

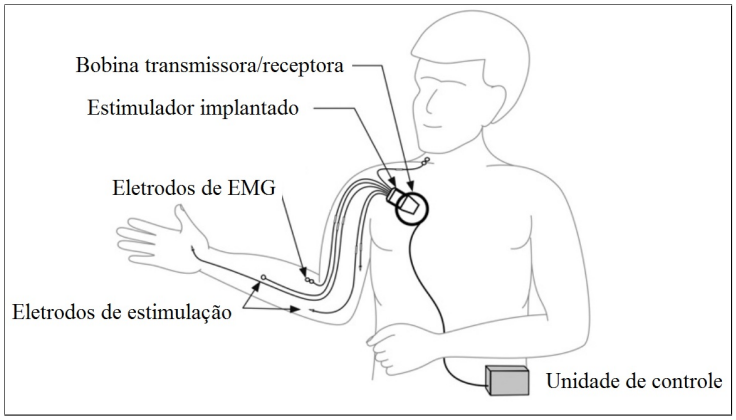
a) os eletrodos são implantados, melhorando a aparência e eliminando a necessidade de vestir e ajustar o aparato;

b) os eletrodos de EMG podem ser alocados em diversos músculos, permitindo a flexibilidade de implantação dadas as capacidades de cada usuário;

c) a leitura de EMG pode ser obtida mesmo a partir de musculatura fraca ou parcialmente paralisada.

O aspecto geral do sistema pode ser visualizado na Figura 2. Conforme mencionado anteriormente, a estratégia oriunda do Freehand de manter o estimulador implantado e fazer a alimentação e comunicação via bobina externa foi mantida. Pela figura, é possível notar a localização dos dois eletrodos de leitura de EMG.

Figura 2 – Disposição geral do sistema IST-12



Fonte: Autor ”adaptado de” Kilgore et al., 2008, p. 3

Como resultado dos ensaios do sistema com 3 voluntários, houve aumento significativo da força de preensão palmar e pinça, sendo que este aumento foi de no mínimo 1,6x e no máximo 10x, considerando medições realizadas antes e depois da cirurgia para implantação do sistema. Além da implantação dos eletrodos e estimulador, a cirurgia realizava também transferência de tendões quando necessário. Não houve incidentes graves como no caso do Freehand (talvez até pelo número de voluntários envolvidos), porém os 3 voluntários tiveram problemas com baixa qualidade de sinal de EMG, sendo necessário realizar cirurgia para realocar os eletrodos em posições onde o controle ficasse melhor (KILGORE et al., 2008).

A principal vantagem dos estimuladores de abordagem invasiva, é a possibilidade de trabalhar com nervos individuais, já que através de procedimento cirúrgico o eletrodo é implantado dentro do nervo ou na junção nervo-músculo de interesse. Com isto, a seletividade é melhorada, o controle fica mais preciso, menores níveis de corrente são necessários, já que a corrente não precisa atravessar a pele para excitá-los (PECKHAM; KILGORE, 2013).

2.1.3 Bionic Glove

Mudando o foco para sistemas com abordagem não invasiva (como o proposto por este estudo), um sistema chamado Bionic Glove foi desenvolvido no início da década de 90 e representou um marco na área de restauração de movimentos funcionais utilizando estimulação elétrica neuromuscular.

O Bionic Glove é uma neuroprótese cujo intuito foi possibilitar a restauração artificial da abertura e preensões palmar e lateral, sendo um sistema controlado por sensor de movimento do punho, indicado para pessoas com lesões em C6-C7, bem como pacientes acometidos por acidentes vasculares encefálicos. Além do controle via punho, havia 3 botões que, utilizados em conjunto com o sensor do punho, possibilitavam a seleção de modo de preensão, bem como a intensidade da estimulação desejada. Sua base era feita em Neoprene e possuía furos de 1mm para possibilitar a ventilação da pele. O Neoprene ainda ligava o antebraço à mão, e na palma da mão foi prevista uma área de couro para maximizar a tração em cadeiras de roda. A vestimenta de Neoprene era fechada com o uso de anéis e velcro, possibilitando o aperto da mesma no antebraço do usuário (PROCHAZKA et al., 1997).

O sensor de posição era constituído por um cabo de aço de freio de bicicleta, cuja extremidade era fixa no Neoprene na face externa da mão, e a outra ponta ficava dentro de um tubo de vidro envolto em uma bobina. A medida em que o punho era estendido, a ponta do cabo de aço ficava mais ou menos dentro do tubo de vidro, variando a indutância da bobina que era sentida e tratada pelo circuito eletrônico, a fim de controlar o acionamento do sistema (PROCHAZKA et al., 1997).

A alocação dos eletrodos foi inicialmente feita de forma empírica, podendo para isto utilizar um estimulador convencional de fisioterapia de forma a encontrar a localização ideal dos eletrodos para cada usuário. O estimulador do Bionic Glove possuía também um recurso bastante útil que o permitia ser conectado a um computador via porta serial, enquanto eletrodos eram conectados a ele, sem a necessidade de vestir o conjunto todo, e possibilitando, desta forma, a geração de pulsos de teste para esta finalidade (PROCHAZKA et al., 1997). A musculatura envolvida neste sistema era:

a) flexão do polegar: músculo Flexor Longo do Polegar

b) flexão e abdução do polegar: músculo Flexor Curto do Polegar e Abdutor do Polegar

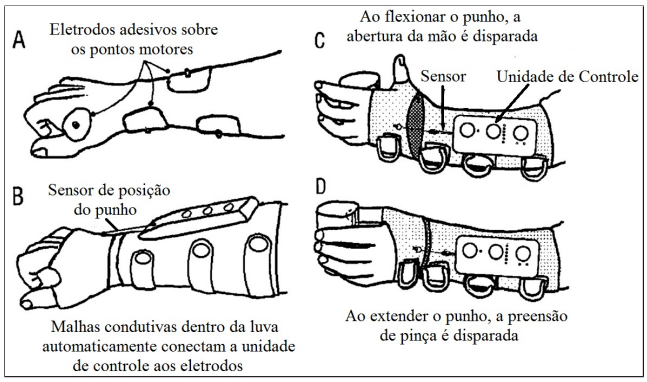
c) flexão dos dedos: músculo Flexor Superficial dos Dedos

O Bionic Glove foi desenvolvido para poder ser vestido e removido pelo usuário sem ajuda de terceiros, e os estudos com 9 voluntários mostraram que apenas 1 solicitou ajuda para fazê-lo. Inicialmente o tempo médio para vestir a neuroprótese era de 5 a 10 minutos, e a maior parte deste tempo foi empregada para destacar o eletrodo de sua embalagem e colá-lo corretamente na pele. Para reduzir este tempo, os desenvolvedores adicionaram uma camada de fita em cada eletrodo e o tempo total foi reduzido para cerca de 1 minuto. Posteriormente, eletrodos resistentes a água foram desenvolvidos eliminando a necessidade de colá-los separadamente na pele, reduzindo desta vez o tempo médio para menos de 1 minuto. Todas estas melhorias facilitaram o trabalho do usuário e contribuíram para o aumento de sua independência (PROCHAZKA et al., 1997). Na figura 3a é possível visualizar o aspecto geral do sistema e na figura 3b o posicionamento dos eletrodos.

Figura 3 – Aspecto geral do Bionic Glove e posicionamento de eletrodos

(a) Aspecto da neuroprótese

(b) Posicionamento de eletrodos



Fontes: a: Popović et al., 1999, p. 6. b: Autor ”adaptado de” Prochazka et al., 1997, p. 2

Os resultados do estudo inicial demonstraram que na média, entre os 9 voluntários, o ganho de força de preensão foi de 3,8N para 7,4N na primeira repetição, e baixou para 6,1N após a 5ª, sendo que alguns dos voluntários obtiveram mais de 100% de aumento de força (PROCHAZKA et al., 1997).

Um segundo estudo realizado com 12 voluntários no Instituto Dr. Miroslav na Bósnia, analisou alguns indicadores qualitativos e quantitativos de independência do usuário, e indicou que, com o uso do Bionic Glove, a medição da independência funcional (*Functional Independence Measure* - FIM) sofreu um aumento de 20 a 50% nos valores máximos. Neste estudo, o FIM incluiu atividades de cuidados próprios, mobilidade e locomoção, dentre outros. Outro critério utilizado foi o Índice de Função em Quadriplegia (*Quadriplegia Index of Function* - QIF), sendo que nele houve uma melhoria de cerca de 50% (POPOVIĆ et al., 1999).

Como problemas práticos e dificuldades encontradas nos testes dos usuários durante alguns meses, podem ser citados:

a) dificuldade no manuseio e inserção dos eletrodos nos lugares adequados;

b) intermitência no contato do sistema com os eletrodos;

c) dificuldade no ajuste dos parâmetros de estimulação por parte de usuários não familiarizados com dispositivos eletrônicos;

d) dificuldade em vestir a neuroprótese;

e) peso e volume do sistema, bem como sua localização, impedindo a vestimenta de determinadas roupas por serem mais justas.

2.1.4 Versão análoga e não invasiva do Freehand

Em meados de 2012, baseados inteiramente na funcionalidade e sucesso do sistema Freehand descrito anteriormente (subseção 2.1.1), bem como na ausência de produtos similares nos

últimos 10 ou 15 anos, pesquisadores desenvolveram o que seria a recriação do Freehand a partir de um estimulador muscular convencional não invasivo, possibilitando a geração dos mesmos dois padrões de preensão (palmar e lateral) com qualidade satisfatória para o uso cotidiano em atividades diárias (RUPP et al., 2012; RUPP et al., 2015).

O uso de um estimulador convencional trouxe flexibilidade na configuração das sequências e parâmetros de acionamento. Neste estudo foi utilizado o estimulador Motionstim 8, fabricado pela empresa Alemã Medel, sendo dotado de tela LCD e teclas, e possuindo as seguintes características principais:

a) 8 canais independentes de estimulação;

b) controle em corrente constante, ajustável de 1 a 125mA por canal;

c) forma de onda bifásica;

d) frequência de 1 a 99Hz;

e) largura de pulso de 10 a 500μs;

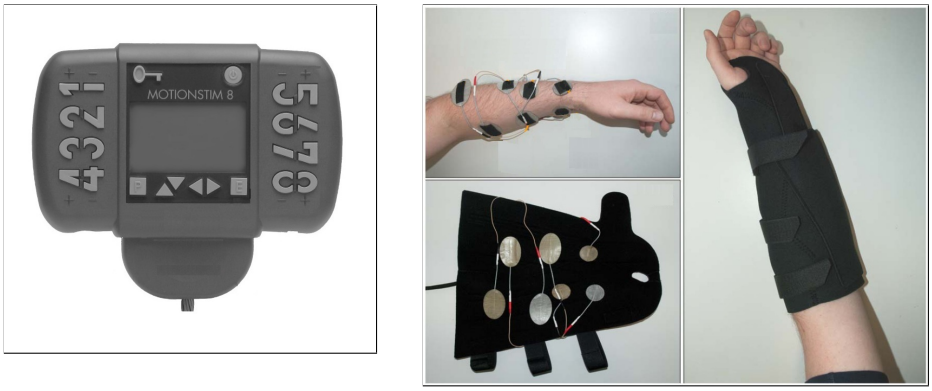
f) dimensões de 186x38x155mm;

g) peso de aproximadamente 550g, com bateria.

De forma similar, ao previamente descrito Bionic Glove (subseção 2.1.3), os eletrodos foram inicialmente alocados no antebraço da voluntária, posteriormente foi verificada a eficácia do posicionamento e em seguida os eletrodos foram presos com uso de velcro em uma órtese de Neoprene. Esta órtese possuía o tamanho exato para a voluntária, de forma que o conjunto foi facilmente vestido, mantendo os eletrodos sempre na posição adequada. Na figura 4, itens a e b, é possível verificar, respectivamente, o aspecto geral do estimulador Motionstim 8 utilizado, bem como a órtese em Neoprene com os eletrodos presos.

Figura 4 – Aspecto geral do estimulador Motionstim 8 e órtese com eletrodos

(a) Aspecto do Estimulador (b) Aspecto da órtese com eletrodos



Fontes: a - Autor ”adaptado do” Medel, 2003, p. 4; b - Autor ”adaptado de” Rupp et al., 2015, p. 3

Ainda sobre o estimulador, um *firmware* dedicado foi desenvolvido para o mesmo, de forma a reproduzir os padrões de preensão a partir de uma entrada analógica dele. No caso do estudo em questão, o sensor analógico utilizado foi um sensor de posição alocado no ombro da voluntária, sendo que o tipo de preensão era definido através de um botão na base do sensor (no tórax da voluntária), e a variação analógica era definida pela elevação e depressão do ombro. A frequência dos pulsos foi estabelecida em 20Hz, dada a boa relação força/fadiga, e as correntes foram definidas entre 14 e 16mA em pulsos bifásicos (RUPP et al., 2012).

Para a preensão lateral, abre-se a mão estimulando os músculos Extensores dos Dedos e do Polegar; posteriormente fecha-se os dedos estimulando os músculos Flexores Superficial e Profundo dos Dedos, e por fim flexiona-se o polegar estimulando o músculo Flexor Longo do Polegar. Vale ressaltar que na voluntária selecionada para o estudo, foi possível estimular os músculos Flexores dos Dedos e do Polegar com um único eletrodo comum, dado que seu antebraço era curto o suficiente para isto.

Para a preensão palmar, um ramo do Nervo Mediano inervando o músculo Oponente foi seletivamente estimulado, com um par de eletrodos posicionados na lateral mediana do antebraço.

Foram realizadas medidas de força e testes funcionais para avaliar a eficácia e desempenho do sistema. Para medição de força foi utilizado um dispositivo chamado Pablo, da empresa Austríaca Tyromotion, que é capaz de medir a força de preensão. No caso da preensão lateral, foi medida apenas a força do polegar. A medição foi realizada 10 vezes consecutivas para a aquisição dos dados e posterior tratamento (RUPP et al., 2012).

A avaliação funcional foi realizada de forma qualitativa, realizando tarefas similares às cotidianas, basicamente agarrando e sustentando objetos de diferentes tamanhos, formatos e pesos, mais precisamente:

a) levantar um copo cilíndrico acima de uma caixa com 6cm de altura (via preensão palmar);

b) levantar um peso de papel acima da caixa supra citada (via preensão lateral);

c) levantar uma fita VHS acima da caixa supra citada (via preensão palmar);

d) colocar pequenos blocos dentro da caixa (via preensão palmar);

e) colocar pinos de madeira dentro da caixa (via preensão lateral).

Na execução dos testes foi notado que a voluntária conseguia não só controlar a preensão, como também dosar a força utilizando apenas o *feedback* visual, dado que o sistema não possuía *feedback* táctil para o usuário. Com o treino e uso do sistema, a voluntária obteve melhoria substancial nas tarefas funcionais, sendo que algumas (levantamento de copo cilíndrico, peso de papel e fita VHS) ela sequer conseguia realizar sem o sistema, e com o seu uso passou a obter êxito. As medições de força na preensão palmar passaram de 7,85 +/-2,45N para 9,51 +/-1,37N em flexão e de 2,45 +/-0,69N para 4,22 +/-0,49N em extensão; porém, a medição

da flexão na preensão lateral estranhamente apresentou diminuição, passando de 5,20 +/-1,57N para 2,55 +/-0,49N (RUPP et al., 2012).

2.1.5 Sistema Bioness H200

Em fabricação pela empresa Bioness Inc. até o presente momento, o sistema H200, que pode de certa maneira ser considerado uma evolução do Bionic Glove, mencionado anteriormente (subseção 2.1.3), trata-se de uma neuroptótese voltada principalmente para pessoas que sofreram Acidente Vascular Encefálico (AVE), e devido a isto perderam o controle da extensão dos dedos. Este sistema possui visual ergonômico e futurista e é encaixado sobre o antebraço do usuário, recebendo comandos, via radiofrequência, de um controle remoto que o usuário utiliza para solicitar abertura ou fechamento da mão, como, por exemplo, para agarrar a maçaneta de uma porta, ou ainda o controle da extensão do punho (BIONESS, 2012).

Os principais benefícios do uso do Bioness H200, segundo o fabricante, são:

a) melhora a amplitude de movimento, e portanto, funcional;
b) reeduca a musculatura para funcionar sem o sistema;
c) reduz espasmos musculares;
d) aumenta a irrigação sanguínea na região;
e) previne atrofia da musculatura.

Os eletrodos do H200 são posicionados acima dos músculos Flexores e Extensores, mais precisamente os músculos Extensores dos Dedos, Extensor Curto do Polegar, músculo Flexor Superficial dos Dedos, músculo Flexor Longo do Polegar e músculos Tenares . O Estimulador possui 5 eletrodos de diferentes tamanhos, que são experimentados de forma a permitir o ajuste ótimo da estimulação, dadas as variações de características musculares e de dimensões do antebraço de cada usuário. Feito isto, os eletrodos são fixados dentro da neuroprótese para facilitar a ação de vesti-la (SENELICK, 2010; BIONESS, 2012; ALON; LEVITT; MCCARTHY, 2007).

Na figura 5 é possível verificar o design inovador e consideravelmente discreto da neuroprótese. Além da funcionalidade, houve preocupação também com a questão cosmética, que é um item bastante importante para definir o quanto o usuário se sentirá a vontade em utilizar o sistema. Por outro lado, para os padrões brasileiros atuais, o custo deste dispositivo é bastante elevado. Segundo a empresa, em consulta no ano de 2017, o valor de venda do dispositivo é de $7900 dólares.

2.2 EXEMPLOS NO ÂMBITO ACADÊMICO

Além dos estimuladores citados, cujo foco é a integração às atividades diárias do usuário, estimuladores neuromusculares também são comumente utilizados em aplicações didático

Figura 5 – Aspecto geral do Bioness H200 e exemplo de aplicação

(a) Aspecto do Estimulador e do controle

(b) Aspecto da neuroprótese vestida

Fontes: Bioness, 2012, p. 3

científicas, onde não há o mesmo compromisso com portabilidade dos equipamentos abordados anteriormente, utilizando-se, por exemplo, equipamentos de mesa. Neste caso, são utilizados tanto estimuladores comerciais tradicionais (largamente utilizados em fisioterapia), quanto os desenvolvidos no âmbito acadêmico, ou seja, como parte de pesquisas científicas.

2.2.1 Estudo de arranjo de eletrodos para Neuroestimulação

Diversos estudos em reabilitação são realizados tendo estimuladores como ferramenta. O estudo de O'Dwyer et al. (2006), que teve como foco o posicionamento de eletrodos para sistemas de restauração de padrões de preensão, utilizou um estimulador comercial como base para a geração dos pulsos, mais especificamente o modelo NT2000 da empresa Americana BMR Neurotech Inc (atualmente descontinuado) (BMR NEUROTECH INC, 1995; 2014). Este estimulador era utilizado para tratamento de dor e reabilitação, e possuía as seguintes características gerais:

a) 2 canais de estimulação;
b) estimulação em corrente;
c) display com informação da amplitude dos pulsos de saída;
d) vinha com 10 programas de estimulação de fábrica;
e) capacidade para armazenar 2 programas customizados;
f) controle em corrente constante, ajustável de 0 a 71,2mA por canal;
g) formas de onda monofásica ou bifásica;
h) frequência de 1 a 99Hz;
i) largura de pulso de 10 a 400μs.
j) dimensões de 116x67x30mm.

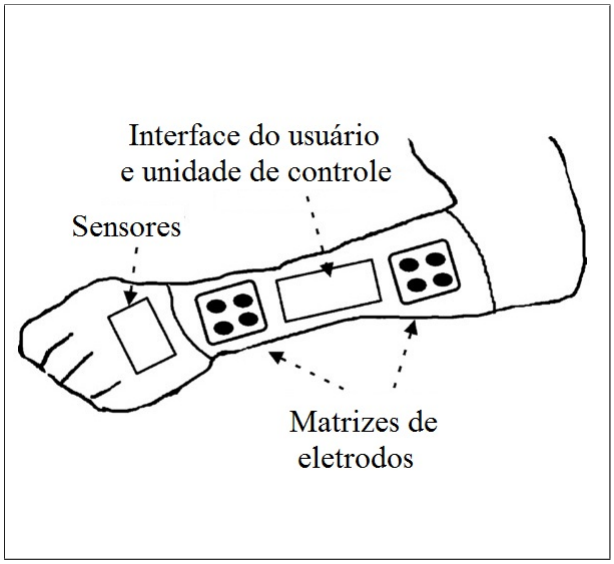
k) peso de aproximadamente 180g, com bateria.

O objetivo deste estudo vem de encontro com a recorrente dificuldade no correto posicionamento dos eletrodos em sistemas não invasivos, como o anteriormente mencionado Bionic Glove (subseção 2.1.3) e a versão análoga não invasiva do Freehand (subseção 2.1.4), dentre outros. Ainda que o profissional da área de saúde aloque os eletrodos em uma posição ótima para os movimentos desejados, e estes sejam posteriormente fixos na órtese, com o tempo e uso eles podem deslizar, tornando necessário o reposicionamento. Obviamente esta dificuldade também ressurge toda vez que a órtese for vestida.

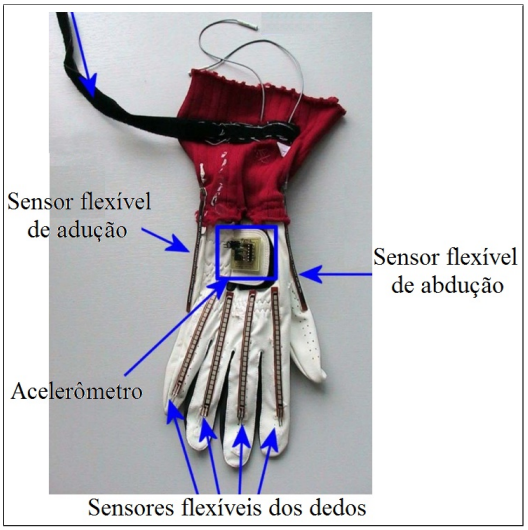
No estudo, o autor posiciona uma rede de eletrodos ao redor dos locais de interesse, sem se preocupar com a localização exata deles (porém, de forma repetitiva entre os voluntários). Uma luva instrumentalizada foi criada para medir os parâmetros das flexões e preensões obtidas, sendo que um Goniômetro (instrumento para medir ângulos) baseado em Acelerômetro de dois eixos foi posicionado no dorso da mão, enquanto cada um dos dedos recebeu um Sensor de Flexão. A localização dos eletrodos e o aspecto da luva instrumentalizada, podem ser visualizados na figura 6, a seguir.

Figura 6 – Localização dos eletrodos e aspecto geral da luva instrumentalizada

(a) Localização dos eletrodos



(b) Aspecto da luva instrumentalizada



Fontes: a - Autor ”adaptado de” O’Dwyer et al., 2006, p. 5; b - Autor ”adaptado de” O’Dwyer et al., 2006, p. 7

Iniciado o processo de configuração, uma chave analógica, controlada externamente pelo operador, enviava os pulsos de forma combinacional aos eletrodos, ou seja, chamando de grupo A os eletrodos mais próximos ao punho e de grupo B os mais próximos ao cotovelo, cada eletrodo de A era testado com todos os outros de B, fazendo uma lógica onde todas as possibilidades de combinações entre um grupo e outro eram testadas. Enquanto era realizado o teste, a atividade do Goniômetro e dos sensores de flexão era registrada, e o par de eletrodos

que conseguiu os melhores resultados na leitura dos sensores era eleito o par otimizado para ser utilizado na estimulação (O'DWYER et al., 2006).

Os parâmetros mais relevantes do experimento foram:

a) eletrodos com diâmetro de 2,5cm;

b) frequência de estimulação de 35Hz;

c) pulsos bifásicos assimétricos, com largura de pulso de 350μs;

d) rampa de subida de 1s e de descida 0s;

e) ciclo de trabalho com ligado de 3s e desligado de 2s;

f) para cada par de eletrodos testados, o tempo de execução corresponde a um ciclo de trabalho.

Com os pulsos sendo enviados a todas as combinações válidas de eletrodos, o algoritmo era executado em um computador e o resultado de melhor combinação, se houvesse, era exibido. Vale ressaltar que neste estudo, foi considerado um resultado ideal a estimulação que satisfizesse os seguintes parâmetros:

a) ângulo de extensão do punho 15º +/- 5º, medido na articulação do punho;

b) flexão dos dedos menor que 25% da flexão máxima possível para o voluntário em questão;

c) ângulo de adução e abdução da mão menor que 25% do ângulo máximo possível;

Neste estudo, para todos os voluntários foi definida ao menos uma configuração ideal de eletrodos, comprovando o funcionamento do sistema. O algoritmo implementado teve o potencial para diminuir, consideravelmente, a dificuldade sentida pelos usuários de neuropróteses em vestí-las da maneira adequada, visando o melhor posicionamento. Por outro lado, houve a necessidade da colocação de muitos eletrodos para a escolha das melhores configurações.

2.2.2 Estimulador modular Compex Motion

Outro caso, de grande relevância para os experimentos científicos na área, foi o desenvolvimento do Compex Motion, oriundo do ETHZ-ParaCare, ambos descritos a seguir.

Em meados de 1995, o *Automatic Control Laboratory no Swiss Federal Institute of Technology Zurich* (ETHZ) e o Paraplegic Center no University Hospital Balgrist (ParaCare) iniciaram o desenvolvimento de uma plataforma de hardware para o desenvolvimento posterior de uma neuroprótese controlada via EMG. Em 1998, este grupo chegou a dois sistemas distintos: um sistema para prototipação rápida de neuroprótese, e um estimulador portátil desenvolvido para uso cotidiano, que posteriormente foi batizado de Estimulador Elétrico Funcional ETHZ-ParaCare (POPOVIC et al., 2002).

O sistema de prototipação rápida tinha o intuito de permitir fácil programação de sequências de acionamento através de um computador, sendo possível, posteriormente, transmitir estes dados ao estimulador portátil destinado ao usuário (POPOVIC et al., 2002). Posteriormente, o grupo firmou uma parceria com a empresa Suíça Compex SA, que fabricava um estimulador comercial chamado Compex 2, e disto surgiu o Compex Motion, que era uma plataforma modular, que pode ser utilizado em diversas aplicações onde seja necessária a aplicação de estimulação transcutânea.

De acordo com Popovic e Keller (2005), as principais características de hardware do Compex Motion são:

a) 4 canais de estimulação controlados por corrente de 0-125mA;
b) 2 entradas analógicas para controle, com tensão de 0-5V;
c) possibilidade de conectar vários estimuladores para aumentar o número de canais de entrada/saída;
d) controle de amplitude, largura e frequência dos pulsos;
e) canais de estimulação com isolação entre si;
f) bateria interna com capacidade para 8hs de estimulação;
g) display integrado com informações sobre a estimulação corrente.

O Compex Motion foi pensado para facilitar a programação de parâmetros de estimulação, de forma que a transição entre uma programação e outra fosse muito rápida e fácil, otimizando seu uso em clínicas de reabilitação. Além de a programação ser carregada no dispositivo, através de comunicação via porta serial, ela também era salva em um cartão acoplado ao Compex Motion, de forma que cada paciente podia ter o cartão com os seus parâmetros de estimulação (POPOVIC et al., 2002). Na figura 7, é possível verificar o aspecto do estimulador, com eletrodos de EMG (redondos), de estimulação (retangulares) e cartões para armazenar os parâmetros de diferentes pacientes.

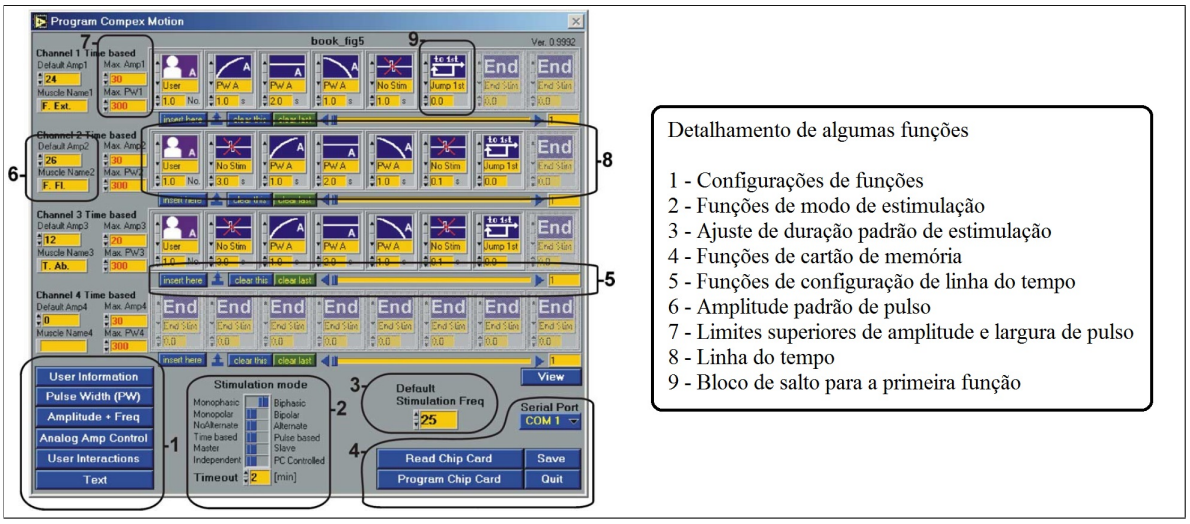
O Compex Motion possuía ainda uma interface gráfica para computador com alto grau de parametrização (vide figura 8), com recursos de clicar e arrastar blocos, facilitando a criação de sequências personalizadas. O controle podia ser feito por vários tipos de sensores externos ou outros equipamentos, podendo ser inclusive conectado a outros estimuladores Compex para aumentar o número de canais. Popovic, Milos e Keller (2005) descrevem o uso desta plataforma em aplicações de restauração de padrões de preensão e de restauração de marcha, e denominam este projeto como sendo a evolução do ETHZ ParaCare descrito anteriormente.

Até a data de publicação do artigo aqui referenciado, mais de 100 pacientes com lesão medular ou AVE já haviam utilizado o sistema Compex Motion para fins de reabilitação e fisioterapia. Alguns outros experimentos, dos quais os autores participaram utilizando o Compex Motion como ferramenta, envolveram aplicações com leitura de EMG, com detecção de marcha via giroscópio, dentre outras (POPOVIC; MILOS; KELLER, 2005).

Figura 7 – Estimulador Compex Motion

Fonte: Autor ”adaptado de” Popovic; Milos; Keller, 2005, p. 2

Figura 8 – Interface do software de programação do Compex Motion



Fonte: Autor ”adaptado de” Popovic; Milos; Keller, 2005, p. 5

2.2.3 Avaliação de métodos de controle

Os estimuladores voltados a usuários finais também são comumente utilizados para a realização de estudos na área de reabilitação. Hart, Kilgore e Peckham (1998) utilizaram o sistema Freehand, descrito anteriormente (subseção 2.1.1), em três voluntários experientes com o seu uso, para realizar um excelente estudo comparativo a respeito de três métodos de controle, sendo por movimento do ombro, posição do punho e atividade mioelétrica dos extensores do punho. Neste estudo foram utilizados dois padrões de preensão típicos, sendo a preensão lateral e a palmar.

Dos três voluntários, 2 deles apresentavam lesão em C6 e 1 voluntário com lesão em C5. É ressaltado que o voluntário com lesão em C5 só conseguiu participar do estudo porque sofreu uma cirurgia para transferir o tendão braquiorradial ao músculo extensor radial longo do carpo, possibilitando a extensão do punho, já que pessoas com lesão em C5 geralmente perdem a habilidade em movimentá-lo (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998).

O estudo demonstra que há décadas o método mais utilizado é o de movimento do ombro, sendo o mais apropriado para neuropróteses para pacientes com lesão nas vértebras C5/C6, e explora os métodos relacionados ao punho para verificar se eles chegam ao menos próximo do desempenho do controle via ombro. No controle via movimento do ombro contralateral, distinguem-se entre os comandos lógicos e os comandos proporcionais através dos movimentos de elevação/depressão e protração/retração, respectivamente (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998). Os comandos proporcionais servem para ajustar a intensidade do estímulo e consequentemente a amplitude do movimento e/ou força exercida, como por exemplo, o quanto a mão vai fechar na preensão palmar, enquanto os comandos lógicos, geralmente, são utilizados para ligar/desligar o sistema, selecionar o tipo de preensão desejada, travar/destravar sinais, dentre outras aplicações.

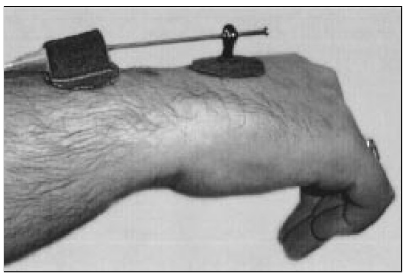
Ainda sobre o controle via posição do ombro, neste estudo foi utilizado um sensor de Efeito Hall de dois graus de liberdade, montado sobre um pedaço de couro, colado no peito na altura do Externo. Uma haste telescópica saindo do sensor e indo até o ombro, fazendo um caminho quase paralelo à Clavícula, faz com que o movimento relativo entre ela e o transdutor seja similar ao movimento da junta Externo-Clavicular (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998). A montagem do conjunto é bastante similar à exibida na figura 1a do sistema Freehand.

No controle via posição do punho, a extensão e flexão são os comandos para respectivamente fechar e abrir a mão via estimulação. Para ativar o sistema, fez-se uso de um interruptor que pode ser montado no peito do voluntário, na cadeira de rodas ou outro local conveniente. Ao pressionar o interruptor, o sistema lê a posição atual do punho e associa esta posição ao comando de abrir a mão, de forma que ao estender o punho os dedos flexionam de forma a fechar a mão, e ao flexionar o punho, os dedos estendem abrindo a mão (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998).

Assim como no método via posição do ombro, um sensor de Efeito Hall de dois graus de liberdade foi utilizado para medir o movimento do punho, porém com uma montagem ligeiramente diferente, que lembra bastante a utilizada no sistema Bionic Glove (subseção 2.1.3). Como é possível verificar na figura 9, o sensor de Efeito Hall está montado no antebraço, em uma localização bastante próxima à articulação do punho, enquanto a extremidade com a haste fixa fica montada no dorso da mão do voluntário (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998).

O controle via sinal mioelétrico (EMG) também foi utilizado como interface proporcional na geração de preensões nos voluntários. Este sinal foi captado nos músculos extensores do punho e necessitou de uma tratativa especial para eliminar os artefatos oriundos dos próprios sinais de estimulação aplicados. Dado que os pulsos de estimulação aplicados saturam a aqui-

Figura 9 – Montagem do Sensor de Efeito Hall



Fonte: Hart; Kilgore; Peckham, 1998, p. 3

sição do sinal de EMG (vale ressaltar que há dispositivos de proteção para evitar a queima dos amplificadores), a estratégia adotada foi fazer a coleta do sinal de forma sincronizada com os pulsos de estimulação, de forma que no momento da coleta não haja artefato da estimulação (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998). Este sinal é então tratado com amplificadores e filtros passa faixa para poder ser interpretado pelo sistema.

Cada um dos voluntários participantes já possuía experiência prévia, desde a implantação dos estimuladores, para uso com o controle através da posição do ombro, sendo que um deles, após 3 meses, realizou a troca para o controle através da posição do punho. O treino para uso do controle mioelétrico foi realizado em seções de 2hs antes das seções de teste (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998).

Para a avaliação de desempenho de preensão da mão e do controle foi escolhido o método preensão/abertura (*Grasp-Release Test* - GRT), que consiste basicamente na avaliação de quantas vezes, em um determinado tempo, o voluntário consegue agarrar, mover e soltar cada um, de um grupo de 6 objetos, com formas e pesos distintos. Os métodos escolhidos para análise foram na sequência:

a) tenodese sem estimulação elétrica (ao estender o punho, os dedos flexionam, ao flexionar o punho, os dedos estendem);
b) estimulação elétrica com controle via posição do ombro;
c) estimulação elétrica com controle via posição do punho;
d) estimulação elétrica com controle via sinal mioelétrico.

Seis objetos foram escolhidos para fazer parte do conjunto de testes, e são definidos a seguir:

a) blocos de 2,5x2,5cm exigindo 0,1N de força para manuseio;
b) lata de 9,1x5,4cm, exigindo 2,1N de força para manuseio;
c) fita VHS de 20,4x12x3cm, exigindo 3,49N de força para manuseio;
d) pinos de madeira de 7,6x0,6cm, exigindo 0,02N de força para manuseio;
e) peso de papel de 5,0x1,4cm, exigindo 2,59N de força para manuseio;

f) garfo, consistido de uma haste de nylon com pistões e mola, exigindo uma força de 4,4N para pressionar até a posição indicada.

Efetuadas as medições utilizando o critério GRT, concluiu-se as seguintes características sobre cada um dos critérios:

a) avaliação da Tenodese

Todos os voluntários apresentaram capacidade de manipular os objetos leves utilizando a tenodese (ao estender o punho, os dedos flexionam, ao flexionar o punho, os dedos estendem). O controle via tenodese é natural, e apenas em caso de transferência de tendão se fez necessário algum treino para ajustar a nova função ao músculo. Como desvantagens deste método, é possível citar a impossibilidade de manusear objetos mais pesados, o impacto da tenodese na posição do antebraço, e o fato da flexão do punho só ser possível com o uso da gravidade, já que nos voluntários os flexores do punho são paralisados, dentre outras.

b) avaliação do controle via posição do ombro

Para voluntários com lesão em C5 e C6 o controle via ombro é relativamente bom, dado que o controle independe da posição do antebraço ou punho, sendo que a propriocepção e sensibilidade no ombro continuam normais. Como desvantagens, pode-se citar o fato de que qualquer movimento do ombro contralateral (seja para auxiliar na preensão ou manter equilibrio) gera sinais de comando indesejados, o próprio movimento do braço instrumentalizado esticando a pele também influencia no sinal captado, bem como o fato de alguns indivíduos não manterem estabilidade do tronco. Todos estes fatos somados impossibilitam o uso do controle via ombro em neuropróteses bilaterais.

c) avaliação do controle via posição do punho

O controle via posição do punho foi facilmente aprendido pelos voluntários, e pode ser utilizado como uma forma de aumentar a Tenodese natural. Com a vantagem (em relação ao controle via ombro) de deixar completamente livre o braço contralateral, o controle via posição do punho possibilita a aplicação de neuropróteses bilaterais. Dado que a montagem do transdutor fica aparente, é também mais propensa a enroscar em roupas, e é menos cosmética que o controle via posição do ombro. Vale ressaltar que qualquer movimento na articulação do punho também afeta o controle, seja a gravidade para usuários que não possuem controle voluntário do punho, e o próprio peso do objeto manipulado. Portanto, o controle via posição do punho também não pode ser utilizado com o antebraço supinado.

d) avaliação do controle via sinal mioelétrico

De forma similar ao controle via posição do punho, o controle via sinal mioelétrico aumenta a tenodese natural, podendo ser utilizado em aplicações bilaterais, já que

não há interferência do braço contralateral. Outra vantagem é que este método de controle necessita menor força na extensão voluntária do punho. Uma desvantagem é que, de forma similar ao controle via posição do punho, a montagem do conjunto utiliza itens externos ao antebraço e mão do usuário, embora possua menor altura, e também toda questão envolvendo posicionamento de eletrodos de superfície.

Segundo o artigo, a conclusão do comparativo entre os 4 métodos revela que não há diferenças significativas entre eles, sendo que os 3 métodos com estimulação elétrica são significativamente melhores que a Tenodese sozinha. Podem ser citados como fatores para potencializar as vantagens e desvantagens de cada método o nível da lesão, a força voluntária do punho, o nível de cognição, a questão cosmética, experiência do usuário, dentre outros (HART; KILGORE; PECKHAM, 1998).

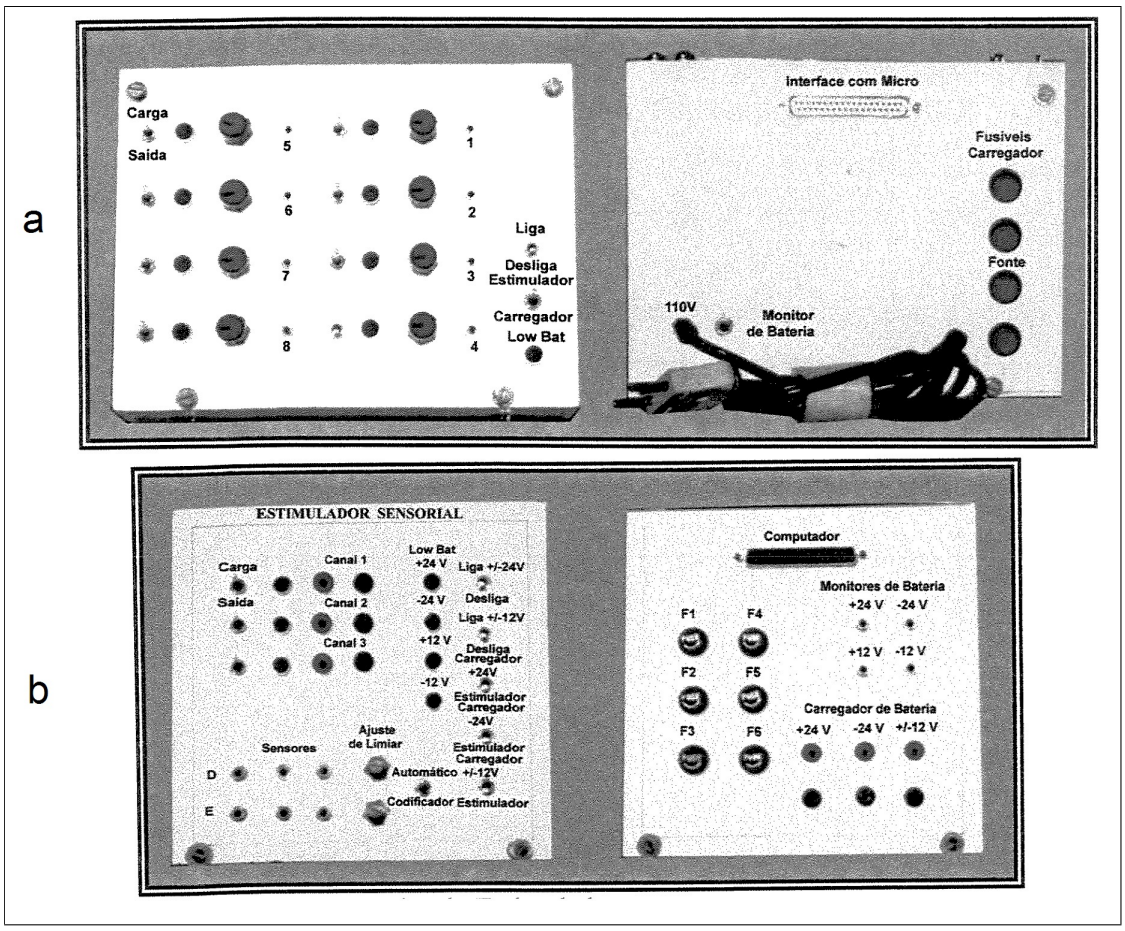
2.2.4 Sistema para reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados

No final da década de 90, foi desenvolvido dentro da Unicamp, no Brasil, um sistema de estimulação elétrica neuromuscular, tomando por base alguns dos projetos de autores mencionados neste capítulo. O sistema, desenvolvido para testes clínicos dentro de laboratórios e utilizando tecnologia não-invasiva, foi proposto com o intuito de auxiliar na restauração artificial de padrões de preensão, trazendo contudo a alça de realimentação através de estimulação eletrotáctil, controlada a partir de dados da força de preensão exercida no objeto, com o auxílio de uma luva instrumentalizada (CASTRO, 2000).

A realimentação através de estimulação eletrotáctil é fundamental para melhorar a performance dos sistemas de estimulação elétrica neuromuscular, possibilitando uma melhor integração sensoriomotora no uso do sistema (CASTRO, 2000). Com isto, após o devido treinamento e ambientação com o sistema, o usuário dispõe de maior destreza para controlá-lo, diferentemente do ocorrido no sistema de Rupp et al. (2012) (subseção 2.1.4), onde a usuária se baseara na visão para dosar a força empregada nas preensões, limitação esta, presente em todos os desenvolvimentos sem realimentação ao usuário.

O sistema desenvolvido é constituído por duas unidades estimuladoras, sendo uma voltada à restauração motora (item a da figura 10), enquanto a outra é voltada à realimentação sensorial (item b da figura 10). Como interface de controle, foi utilizada a comunicação com um computador, de forma que todos os parâmetros elétricos, de temporização, bem como as sequências de ativação, eram determinados via software. Como avaliação do movimento obtido através da atuação do sistema, foram levados em conta tanto aspectos qualitativos, referentes à capacidade do usuário de realizar tarefas pré determinadas, quanto análise dos valores obtidos pelos sensores do conjunto, bem como a capacidade do indivíduo em reconhecer o padrão de força, em função da realimentação sensorial (CASTRO, 2000).

Figura 10 – Aspecto dos estimuladores neuromuscular em ’a’ e sensorial em ’b’



Fonte: Autor ”adaptado de” Castro, 2000, p. 124 e 127

O estimulador neuromuscular, voltado à recuperação artificial da atividade motora, dispunha das seguintes características:

a) 8 canais de estimulação independentes e isolados;

b) ajuste de amplitude via potenciômetros;

c) amplitude variável de 0 a 200V;

d) bateria interna com indicação luminosa de nível baixo;

e) forma de onda monofásica;

f) largura de pulso de 30 a 150μs.

g) modo intermitente, de 1 a 4 pulsos, com intervalo entre pulsos configurável;

h) frequência de 5 a 100Hz.

O estimulador sensorial, voltado à fornecer ao usuário realimentação referente ao movimento efetuado, dispunha das seguintes características:

a) 3 canais de estimulação independentes e isolados;

b) frequência fixa em 100Hz;

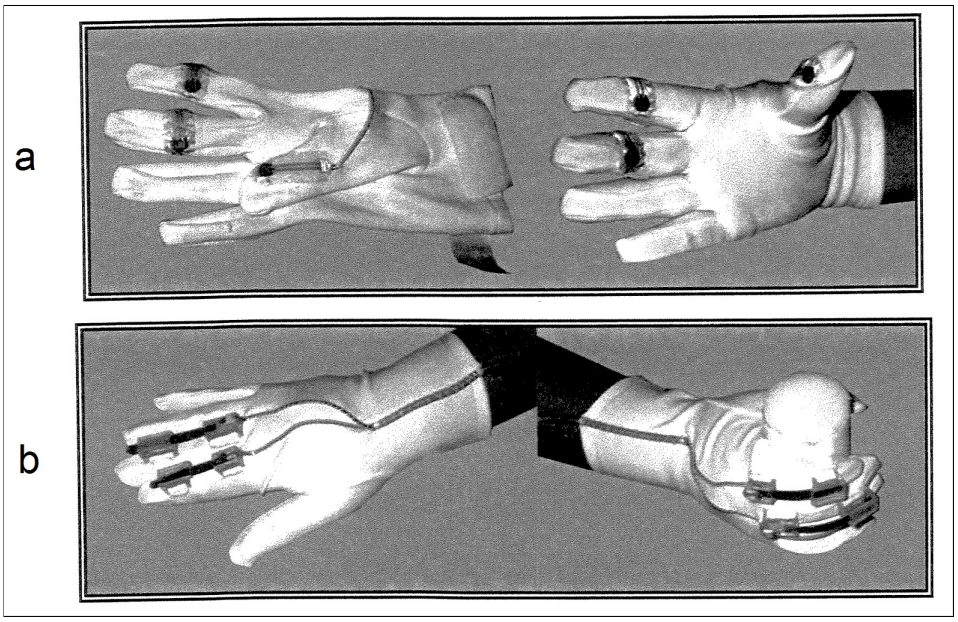
c) largura de pulso fixa em 100μs;

d) modulação de amplitude em envoltória elíptica, com frequência de 1Hz;

e) uso de eletrodos de eletrocardiograma.

Conforme mencionado anteriormente, a realimentação do sistema para o usuário faz uso de uma luva instrumentalizada, ilustrada na figura 11, criada a partir de uma luva comum de lycra, dotada de 3 sensores de pressão e dois de flexão. Tanto os sensores de pressão quanto os de flexão eram resistivos, e de faixa ôhmica apropriada para o intervalo de força da aplicação, bem como para a variação angular de flexão possível para a articulação interfalângica proximal (CASTRO, 2000).

Figura 11 – Aspecto da luva instrumentalizada, com sensores de pressão em 'a' e de flexão em 'b'



Fonte: Autor "adaptado de" Castro, 2000, p. 129 e 131

Dado que na preensão palmar, praticamente toda a força empregada está nos dedos indicador, médio e polegar, cada um deles recebeu um sensor de pressão, na região palmar da falange média para os dedos indicador e médio, e da falange distal para o polegar. Já os sensores de flexão foram montados sobre as falanges proximal e média, de forma a serem atuados pela flexão das articulações interfalângicas proximais, dos dedos indicador e médio (CASTRO, 2000).

No módulo de estimulação motora do software era possível definir livremente sequências de ativação com os músculos abrangidos pelos eletrodos, quer fosse sequencial para gerar

padrões de preensão, quanto quaisquer outras sequências repetitivas com finalidade de fisioterapia. Ainda neste módulo, era possível determinar se a estimulação era iniciada imediatamente ou através de rampa programável, dentre outros parâmetros.

O módulo de estimulação sensorial faz a interface entre a luva instrumentalizada e a saída de estimulação eletrotáctil, traduzindo a força detectada por cada um dos sensores através de uma elipse desenhada na região posterior do ombro a partir dos 3 canais de estimulação.

Dez indivíduos, majoritariamente com tetraplegia, participaram da avaliação do sistema, sendo que as idades estavam compreendidas entre 21 e 41 anos, e com exceção de um paciente com lesão há 18 anos, os tempos de lesão estavam compreendidos entre 1 e 7,5 anos. Pequenos ajustes de posição de eletrodos e de amplitude foram feitos indivíduo a indivíduo, de forma a atender requisitos específicos de cada um deles.

Os resultados práticos obtidos, sem análise quantitativa, comprovaram a melhoria da capacidade de preensão dos indivíduos, em alguns casos mesmo sem a eletroestimulação, resultado da melhoria que o condicionamento muscular possibilita aos indivíduos. Vale ressaltar que os resultados foram fruto de seções semanais, embora a aplicação do programa de condicionamento muscular 2 vezes por semana (nem sempre possível por parte dos participantes) tenha se mostrado mais eficaz (CASTRO, 2000).

Referente à integração sensoriomotora, apesar de 3 dos 10 voluntários não conseguirem distinguir as figuras geradas pela estimulação, todos os participantes puderam notar a 'diferença de pressão' sentida na pele através da alteração da intensidade do estímulo.

2.3 CIRCUITOS ELETRÔNICOS ENVOLVIDOS NOS ESTIMULADORES ELÉTRICOS NEUROMUSCULARES

Embora cada projeto de eletroestimulador desenvolvido, tanto comercialmente quanto em âmbito acadêmico, tenha suas particularidades, alguns blocos básicos podem ser identificados em todos eles. As variações de topologia nestes blocos podem ter como justificativa questões de segurança, custo, robustez, flexibilidade, dentre outras.

Vale ressaltar, ainda neste início de seção, que a maioria dos projetos detalhados nas seções 2.1, estimuladores comerciais e desenvolvimentos voltados ao usuário final e 2.2, exemplos no âmbito acadêmico, não abrem com riqueza de detalhes suas particularidades de *hardware*. Portanto, a análise aqui feita referencia projetos mais recentes, e eventualmente, menos conhecidos no estado da arte. Isto pode ser explicado até pelo fato de alguns dos projetos terem, ou terem tido, cunho comercial, e seus detalhes serem protegidos com sigilo industrial.

Basicamente falando, um eletroestimulador pode ser delineado com base nos blocos listados a seguir.

a) interface de controle;

b) fonte de alimentação;

c) fonte elevadora de tensão (conversor *boost*);

d) canal de saída;

2.3.1 Interface de controle

A interface de controle é regida, majoritariamente, pelo tipo de aplicação onde o eletroestimulador se enquadra. Aplicações no ambiente acadêmico, ou em seções de fisioterapia, por exemplo, não possuem forte compromisso com mobilidade e portabilidade. Portanto, é comum encontrar *softwares* sendo executados em computadores para tal finalidade, ou interfaces nos próprios equipamentos constituídas de display e teclas, respectivamente. Para os exemplos mencionados pode-se citar os projetos detalhados nas subseções 2.2.2, Compex Motion, e 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, respectivamente.

A integração entre a interface de controle e o eletroestimulador pode-se dar de diversas maneiras. No caso de *displays* e teclas, a conexão é direta com o microcontrolador, em seus pinos de entrada e saída (*I/O ports*), enquanto para potenciômetros são empregadas entradas analógicas capazes de converter em dados digitais com resolução de 8 a 12 bits.

Já no caso de interfaces rodando em computadores, a conexão é realizada através de portas seriais RS232, portas USB, ou ainda padrões de comunicação sem fio, como *bluetooth*, zigbee, dentre outros. Nos casos de comunicação via portas seriais RS232, faz-se uso de circuitos integrados conversores de nível, como o MAX232, devido ao fato de a comunicação RS232 utilizar níveis que se encontram em torno de +/-10V, enquanto os microcontroladores operam

em 5V ou 3,3V, não tolerando tensões negativas. No caso da comunicação USB, a conexão pode se dar também através de circuitos conversores de nível, como o CP2102, fabricado pela Silabs, ou o FT232, fabricado pela FTDI, ou ser de forma direta também, caso o microcontrolador em questão ofereça tal periférico.

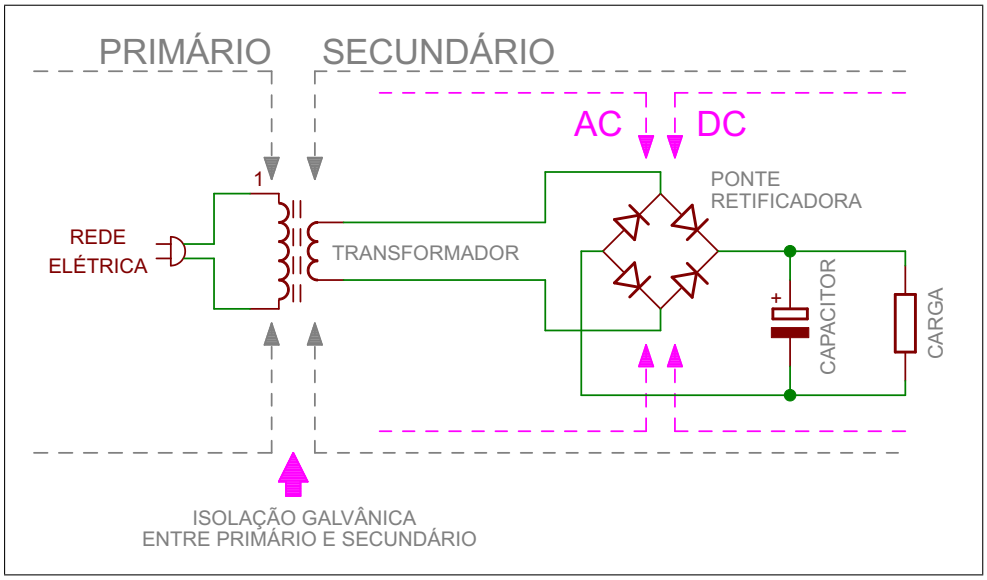
2.3.2 Fonte de alimentação

Em se tratando de fontes de alimentação para eletroestimuladores, duas modalidades cobrem a grande maioria dos casos, sendo a tradicional fonte AC/DC conectada a rede elétrica, e baterias. Há também a possibilidade, ainda que restrita, de uma terceira modalidade de fonte de alimentação, sendo a alimentação via conexão USB, para aplicações onde o consumo de energia não seja muito alto.

Estimuladores para fisioterapia geralmente utilizam fontes convencionais, dado que ele pode ficar em funcionamento por seguidas horas. Estimuladores portáteis, voltados ao uso cotidiano, utilizam baterias por possibilitarem a mobilidade.

No caso de fontes convencionais, internas ou externas ao equipamento, faz-se inicialmente a conversão da rede elétrica para uma tensão mais baixa, converte-se esta tensão de alternada para contínua (AC para DC), e regula-se esta tensão para o(s) valor(es) apropriado(s) para a alimentação dos circuitos eletrônicos envolvidos. Tal fonte é exibida na figura 12, a seguir. Observa-se que geralmente estas fontes possuem em seus transformadores, isolação galvânica entre primário e secundário, com finalidade de evitar problemas envolvendo correntes de fuga, questão abordada em detalhes na subseção 3.3, segurança elétrica em eletroterapia.

Figura 12 – Fonte AC/DC teórica

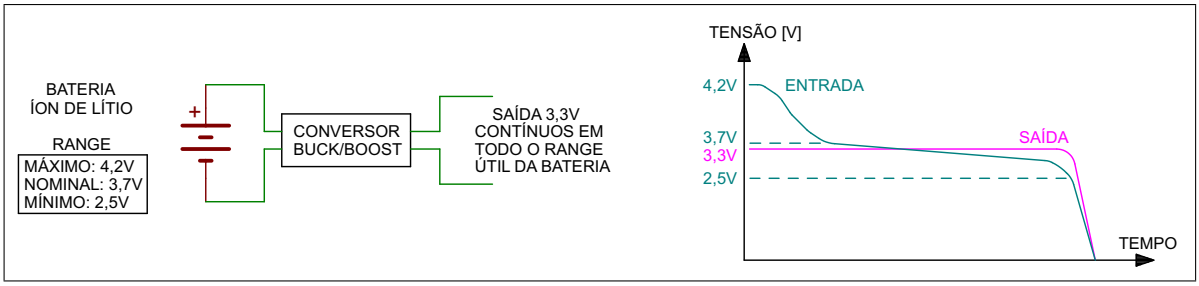


Fonte: Autor

Estimuladores que operam a partir de baterias, eventualmente necessitam elevar a tensão das mesmas para algumas aplicações. Citando o exemplo de uma bateria de íon de lítio de 1 célula, a tensão máxima (plenamente carregada) é de 4,2V, enquanto a nominal é de 3,7V, e a de final de carga pode chegar a 2,5V, ou seja, a eletrônica do estimulador deverá condicionar este intervalo de tensão, em uma tensão estável e apropriada para o circuito, seja 3,3V ou 5V, por exemplo. O conversor apropriado para tal tarefa é o conversor abaixador-elevador (*buck/boost*), que permite a obtenção de uma tensão de saída estável, a partir de uma tensão de entrada que pode ser maior, igual ou menor que ela. Na figura 13, é exibido um exemplo hipotético do funcionamento deste conversor, juntamente com a curva de descarga aproximada da bateria.

Um fato de relevância a se salientar é que, caso o estimulador permita o seu uso com as baterias em recarga, ou seja, com o carregador conectado à rede elétrica, aplicam-se as mesmas ressalvas quanto à isolação deste carregador em relação à rede elétrica.

Figura 13 – Alimentação através de bateria



Fonte: Autor

O projeto proposto por Quintero et al. (2014) trata-se de um estimulador para a musculatura da face, em indivíduos com paralisia facial, porém utiliza a mesma metodologia e eletrônica dos estimuladores aqui apresentados. Este projeto utiliza um conversor elevador (*boost*) para gerar tensões de 5V para a eletrônica, e +/-30V para o estágio de saída, a partir de uma bateria de íon de lítio.

O projeto desenvolvido por Malešević et al. (2012) utiliza uma bateria de íon de lítio de 7,4Vx750mAH (duas células) para sua alimentação, e a partir dela são geradas tensões para a eletrônica, através de um conversor rebaixador (conversor *buck*), ou mesmo um regulador linear, e também para o canal de saída, gerando cerca de 94V através de um conversor elevador (conversor *boost*).

No caso de alimentação via conexão USB, aplicam-se novamente as observações sobre isolação galvânica para prevenir correntes de fuga. A isolação pode vir tanto da fonte de alimentação do computador, quanto da interface de comunicação (utilizando optoacopladores, por exemplo), ou ainda através da própria saída do eletroestimulador, caso ela seja isolada. Alguns estimuladores utilizam em suas saídas transformadores para elevar a tensão dos pulsos gerados pela eletrônica, que geralmente contam com isolação entre primário e secundário.

2.3.3 Fonte elevadora de tensão (conversor *boost*)

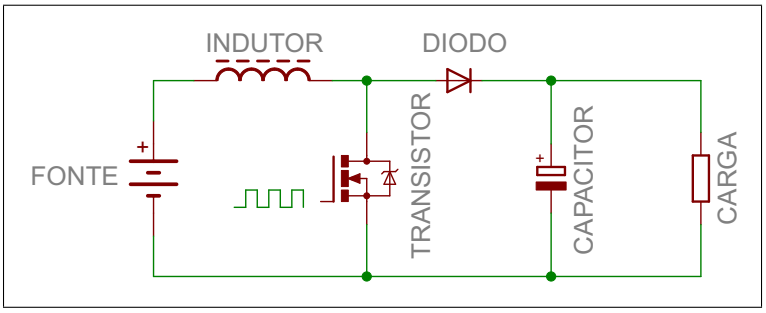
O nível de corrente necessário no tecido humano, suficiente para ocasionar contrações na musculatura através de estimulação neuromuscular, varia de pessoa para pessoa, e também devido a fatores como o grau de atrofia que a musculatura possa apresentar. No caso de tetraplégicos apresentando quadro de denervação (tópico detalhado com maior riqueza de detalhes na subseção 3.4, sobre estimulação elétrica do músculo esquelético), o nível de corrente necessária para tal efeito é consideravelmente maior que em pessoas com a musculatura e parte nervosa saudáveis. Para todos os efeitos, a impedância da pele humana é da ordem de $1k\Omega$, o que leva os níveis de tensão, necessários para gerar uma corrente suficiente para se obter a contração desejada, a serem ligeiramente mais elevados do que a tensão empregada para alimentar os circuitos eletrônicos do eletroestimulador. Com isto, faz-se necessário o aumento da tensão que vai gerar os pulsos de saída.

Utilizando o exemplo do estudo realizado na subseção 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, para se obter uma corrente de cerca de 14mA, em uma impedância por volta de $1k\Omega$, seriam necessários ao menos 14V desprezando todas as quedas nos componentes do estágio de saída.

Para aumentar a tensão algumas metodologias podem ser adotadas, como por exemplo, a utilização de transformadores elevadores no estágio de saída, embora atualmente sejam mais empregadas as topologias em eletrônica de estado sólido, operando em frequência mais elevada.

Os conversores elevadores de tensão (chamados de conversores *boost*) são dispositivos operando em frequências na casa de kilohertz ou megahertz, de forma a diminuírem o tamanho dos elementos magnéticos, no caso indutores ou transformadores. Os conversores *boost* se fazem uma boa opção para eletroestimuladores, dada a sua boa eficiência (geralmente de 70 a 90%) e miniaturização.

Figura 14 – Circuito teórico do conversor *boost*



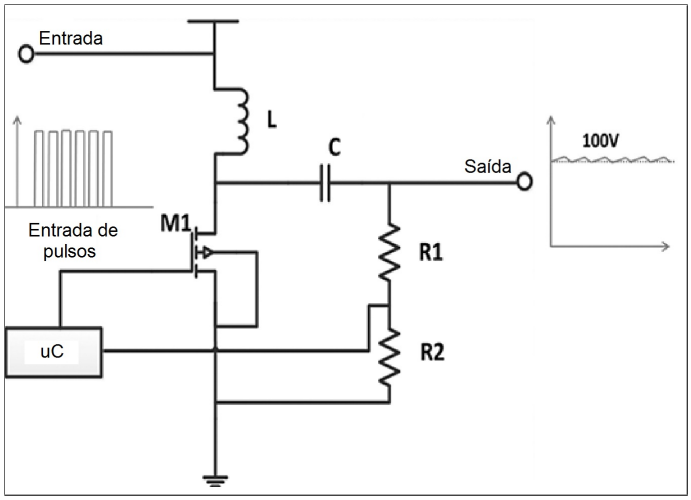
Fonte: Autor

Um exemplo de conversor *boost* teórico é exibido na figura 14, e o seu princípio de funcionamento consiste basicamente em armazenar campo magnético no indutor, quando o transistor está fechado, e carregar o capacitor através do diodo quando a chave se abre, graças à descarga do indutor. Na prática, utilizam-se controladores que podem conter o transistor

integrado ou não, sendo que estes conversores possuem realimentação em tensão ou corrente, com a finalidade de manter a saída constante, mesmo com diferentes regimes de carga, incluindo degraus.

O desenvolvimento proposto por Qu et al. (2011) trata-se de um estimulador voltado a hemiplégicos, e utiliza um conversor *boost* desenvolvido para gerar 100V a partir de 12V de entrada, operando em 50kHz. No desenvolvimento proposto por Qu et al. (2016), exibido na figura 15, o conversor *boost* utilizado têm como unidade de controle o próprio microcontrolador utilizado para as demais tarefas, realizando leituras da tensão através de um divisor resistivo, formando a realimentação por tensão. O princípio de funcionamento permanece o mesmo, porém com o microcontrolador pode-se obter mais recursos, como inicialização em rampa, por exemplo.

Figura 15 – Conversor *boost* utilizado por Qu et al. (2016)



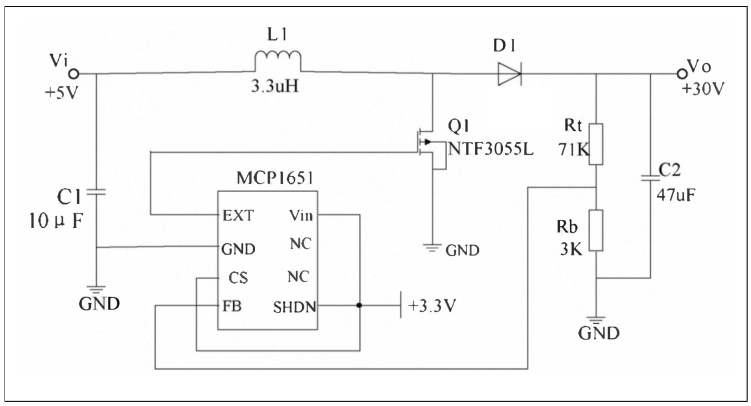
Fonte: Autor ”adaptado de” Qu et al., 2016, p. 267

O desenvolvimento proposto por Wang et al. (2015) trata-se também de um estimulador voltado a hemiplégicos, dispondo de 4 canais, e que utiliza um módulo DC/DC comercial para a geração de 60V a partir de 12V de entrada.

O desenvolvimento proposto por Xu et al. (2011), detalhado na figura 16, têm seu conversor *boost* baseado no circuito integrado MCP1651 da Microchip, utilizando transistor externo e realimentação por tensão, gerando 30V a partir de 5V de entrada.

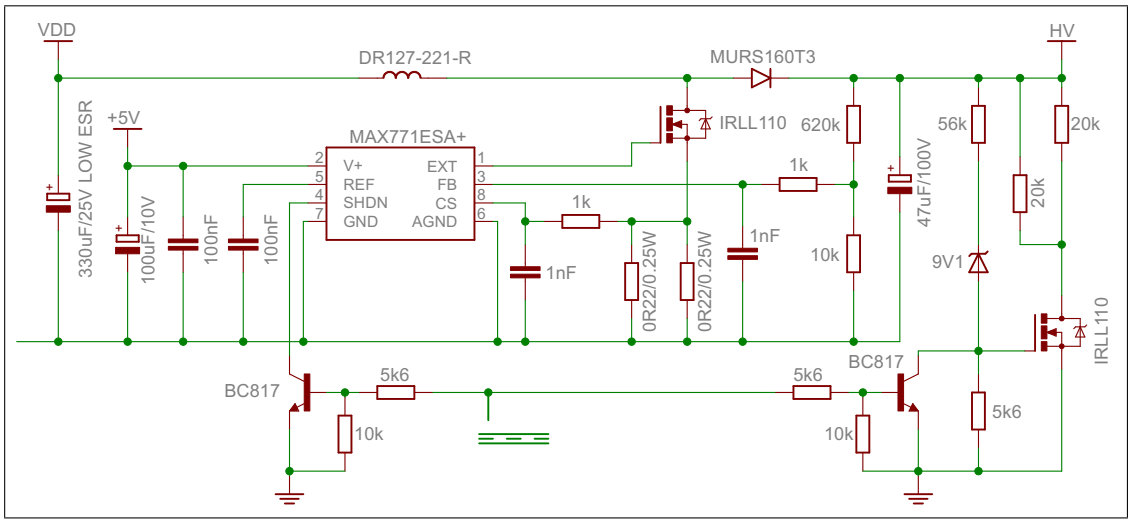
De forma semelhante ao desenvolvimento proposto por Xu et al. (2011), observa-se na figura 17, o desenvolvimento proposto por Malešević et al. (2012). Seu conversor *boost* é baseado no circuito integrado MAX771 da Maxim, utilizando transistor externo e realimentação por tensão. Observa-se ainda, neste desenvolvimento, o ramo de controle formado pelos transistores bipolares e o MOSFET do canto direito da figura, utilizado para descarregar o barramento de alta tensão (HV na figura 17), ao mesmo tempo em que o conversor é desligado ao comando do microcontrolador, funcionalidade esta melhor detalhada na subseção 2.3.4, canal de saída.

Figura 16 – Conversor *boost* utilizado por Xu et al. (2011)



Fonte: Autor ”adaptado de” Xu et al., 2011, p. 654

Figura 17 – Conversor *boost* utilizado por Malešević et al. (2012)



Fonte: Autor

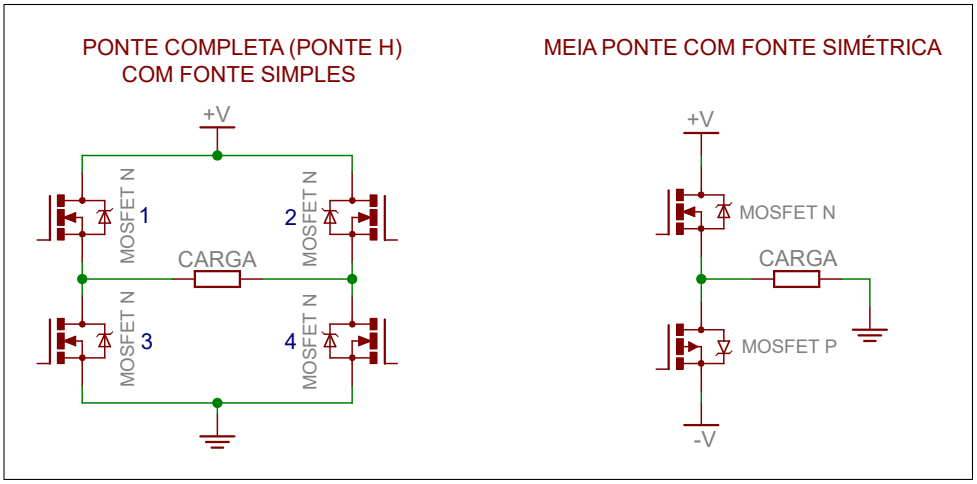
2.3.4 Canal de saída

O canal de saída do eletroestimulador é a porção do circuito que faz uso da tensão alta gerada pelo conversor *boost* (também chamada de barramento) para gerar a forma de onda que será aplicada no indivíduo através dos eletrodos. Diversos detalhes relacionados ao canal de saída são abordados no capítulo 3, estimulação elétrica neuromuscular: características e efeitos, em especial na seção 3.1.1, estimuladores neuromusculares e suas características técnicas.

Diversas formas de onda podem ser geradas em eletroestimuladores, dependendo da aplicação em questão. Conforme verificado nos projetos e estudos relacionados na revisão bibliográfica, a forma de onda bifásica simétrica é a mais utilizada em se tratando de restauração de movimentos em tetraplégicos. A forma de onda bifásica simétrica leva vantagens em relação à monofásica ou a bifásica assimétrica, pelo fato de possibilitar o uso contínuo, sem gerar reações eletrolíticas que podem irritar a pele.

A forma de onda bifásica simétrica é gerada mais comumente de duas formas: Circuito meia ponte com barramento simétrico, ou ponte completa (também conhecida como Ponte H) com fonte simples. Na figura 18, são exibidas as configurações básicas dos dois exemplos. Vale ressaltar que a ponte completa pode ser feita tanto puramente com transistores N (como no exemplo da figura 18), quanto mesclada com transistores P.

Figura 18 – Topologias ponte completa e meia ponte



Fonte: Autor

Em uma ponte completa, também chamada de ponte H, gera-se o pulso bifásico acionando dois dos transistores por vez, de forma que a corrente circule pela carga cada hora em um sentido diferente. Tomando por base a ponte H da figura 18, acionam-se os transistores 1 e 4, enquanto o 2 e 3 estão desligados, invertendo-se a lógica depois. Observa-se que o acionamento errôneo destes transistores, por exemplo, acionando juntos os transistores 1 e 3, ou 2 e 4, resultaria em curto circuito na fonte.

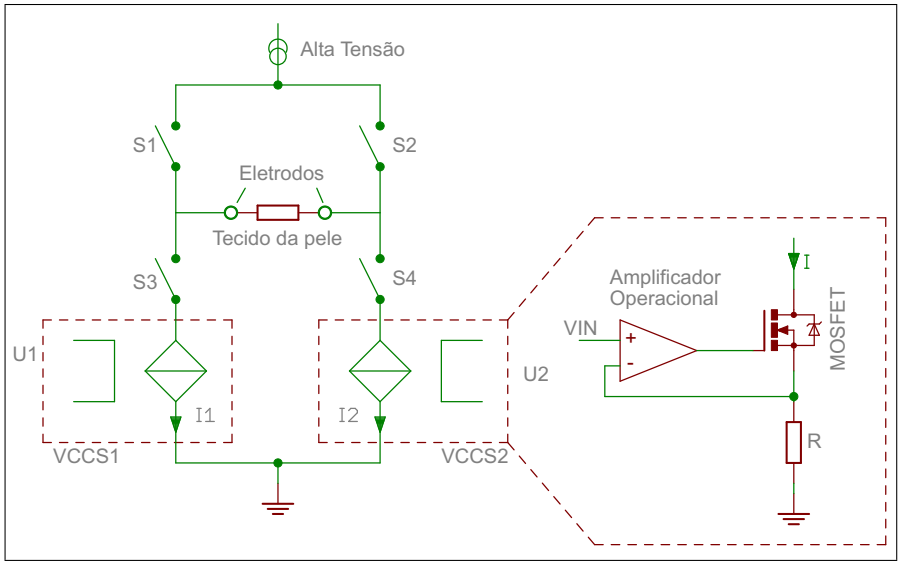
Outro parâmetro, relacionado ao canal de saída, é o controle por tensão constante ou corrente constante; em outras palavras, qual a metodologia de controle o canal de saída utilizará para controlar a amplitude dos pulsos de saída. Esta questão entre tensão constante e corrente constante, apresenta-se melhor detalhada na subseção 3.1.2, comparação entre tensão constante e corrente constante. Neste estudo, serão discutidos apenas os circuitos em corrente constante, por serem o foco deste projeto.

No projeto proposto por Qu et al. (2011), utiliza-se uma topologia bastante comum de canal de saída, sendo formada por uma ponte completa, com fonte simples e controle em corrente constante. Tal interface é exibida na figura 19.

O controle em corrente constante se dá por amplificadores operacionais na configuração de seguidor de tensão, de forma que a tensão aplicada em sua entrada não inversora impõe na resistência R uma tensão igual, ou seja, dosa-se desta forma a corrente no ramo onde o resistor se encontra. No circuito da ponte completa, este resistor do seguidor de tensão consegue dosar a

corrente que por ali circula, através dos transistores da ponte, passando pelos eletrodos de saída e pelo tecido do indivíduo.

Figura 19 – Ponte completa e regulador de corrente utilizados por Qu et al. (2011)



Fonte: Autor

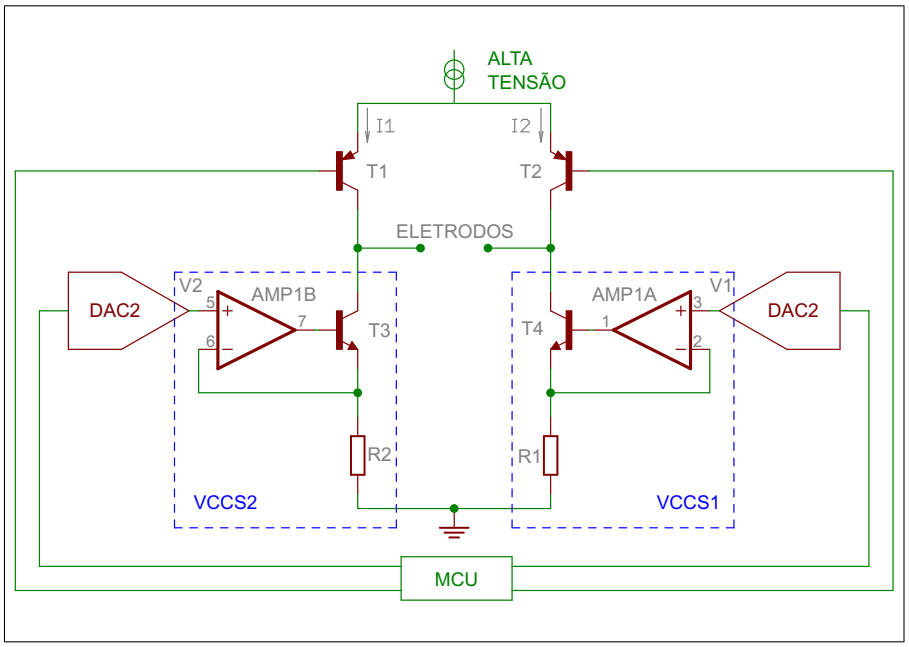
A entrada de tensão no regulador de corrente pode se dar de diversas formas, sendo que as mais utilizadas são via conversores DAC (digital para analógico), ou via saídas PWM do microcontrolador utilizado, através de um filtro passa baixas, sendo que desta forma, os pulsos com ciclo de trabalho (do inglês, *duty cycle*) variáveis, são transformados em uma tensão analógica contínua (DC), proporcional ao *duty cycle* aplicado.

Uma pequena alteração no estágio de saída proposto originalmente por Qu et al. (2011), foi apresentada em Qu et al. (2016), onde no canal de saída, ao invés do uso de uma ponte completa e reguladores de corrente, os próprios reguladores de corrente fazem o papel dos transistores do lado baixo da ponte, ou seja, os transistores que estariam ligados diretamente à referência (ou terra) do circuito. Este circuito é ilustrado na figura 20.

O projeto desenvolvido por Masdar et al. (2013), exibido na figura 21, utiliza uma topologia de saída baseada em um amplificador operacional de potência LM675, acoplado a um circuito formando um amplificador de transcondutância. A fonte de alta tensão empregada é simétrica, e os pulsos de saída são bifásicos, gerados diretamente pelo amplificador de potência, que consegue manusear tensões de até +/-30V. Em sua saída, a tensão é dosada através de uma referência gerada através de um conversor DAC do microcontrolador utilizado.

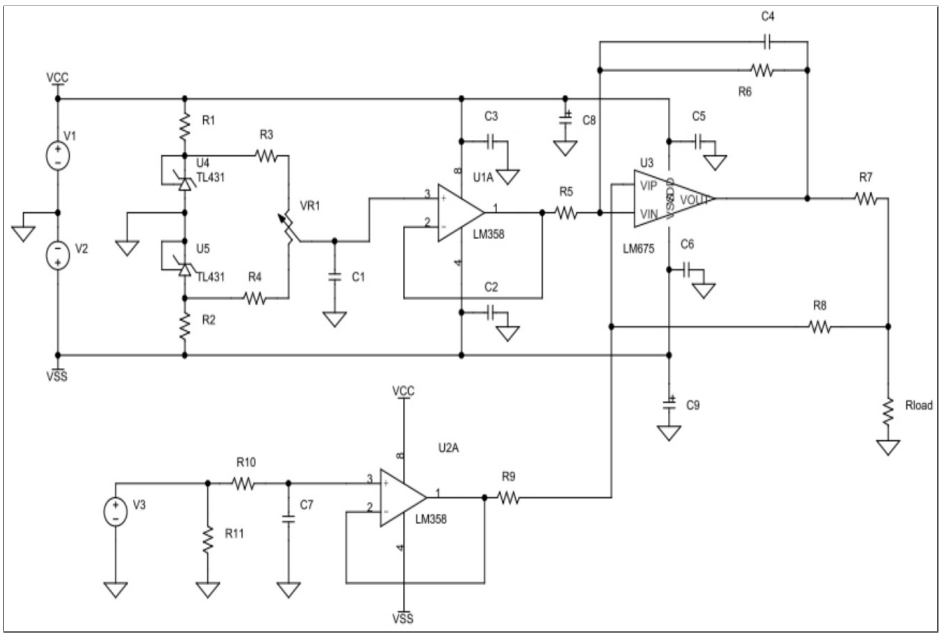
No projeto proposto por Wang et al. (2015), utiliza-se metodologia de corrente constante, utilizando para isto, um bloco composto por amplificador de transcondutância, determinando a corrente de dois espelhos de corrente, sendo um positivo e um negativo, a partir de uma fonte simétrica. Na figura 22, os amplificadores de transcondutância são formados pelos ampli-

Figura 20 – Ponte completa e regulador de corrente utilizados por Qu et al. (2016)



Fonte: Autor

Figura 21 – Canal de saída utilizado por Masdar et al. (2013)

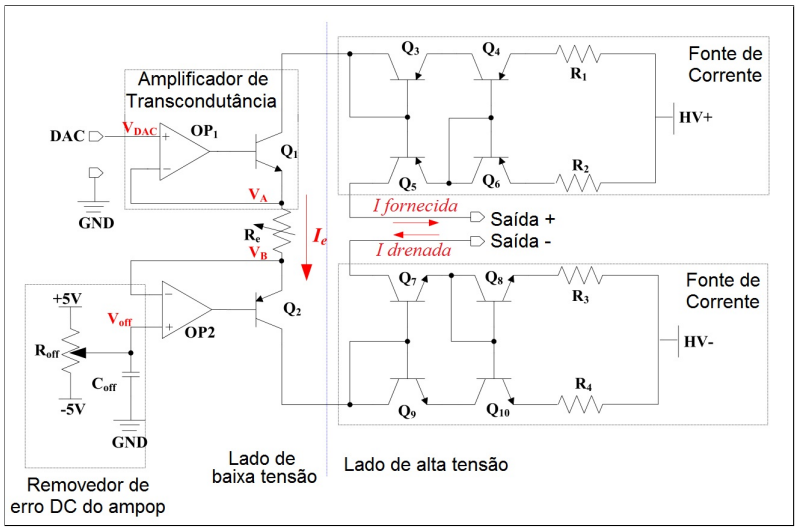


Fonte: Autor ”adaptado de” Masdar et al., 2013, p. 496

ficadores operacionais OP1 e OP2, enquanto cada um dos espelhos de corrente são formados por transistores e resistores, indicados na figura como fontes de corrente.

Conforme figura 23, a seguir, a corrente controlada pela fonte de corrente constante é injetada em uma ponte completa para a geração de pulsos bifásicos, e posteriormente comutada

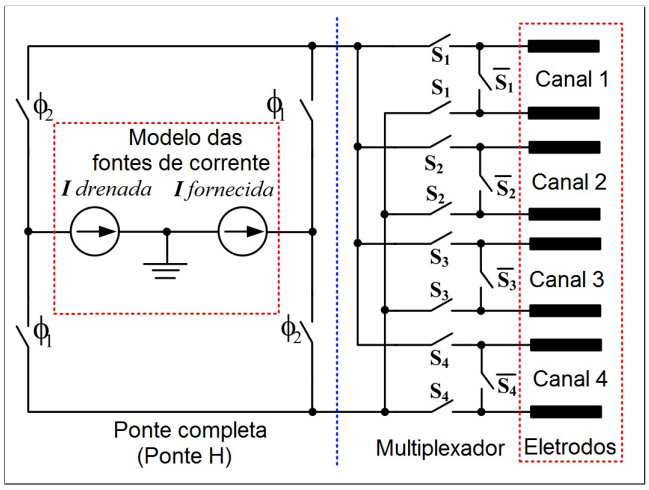
Figura 22 – Fontes de corrente no projeto proposto por Wang et al. (2015)



Fonte: Autor ”adaptado de” Wang et al., 2015, p. 1672

entre 4 saídas, a partir de um multiplexador feito com transistores. Desta forma, com apenas um bloco de geração de corrente constante/ponte completa, obtém-se 4 saídas distintas e virtualmente isoladas entre si. Este recurso de multiplexagem de saídas, com apenas um bloco de geração de pulsos, é explorado também pela neuroprótese Bioness H200 (subseção 2.1.5), dentre alguns outros.

Figura 23 – Canal de saída e multiplexador proposto por Wang et al. (2015)



Fonte: Autor ”adaptado de” Wang et al., 2015, p. 1673

A isolação *virtual*, aqui mencionada, dá-se pelo fato de que os canais são ativados sequencialmente, apenas um por vez, então mesmo que a eletrônica que gera os pulsos seja a

mesma para todas as saídas, uma saída fica isolada da outra através das chaves do multiplexador, e do sequenciamento realizado no acionamento.

3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: CARACTERÍSTICAS E EFEITOS

Desde os primórdios dos estudos em estimulação elétrica neuromuscular, diversos avanços foram obtidos com o esforço contínuo da comunidade científica envolvida. Nos dias de hoje, tanto equipamentos simples voltados à fisioterapia ou condicionamento muscular, quanto os modernos sistemas de reabilitação de paraplégicos e tetraplégicos têm como conceito fundamental uma mesma base teórica, que começará a ser explanada neste capítulo.

Em específico, os seguintes tópicos serão abordados:

a) características comuns entre os estimuladores para eletroterapia;
b) tipos de eletrodos envolvidos e sua correta seleção;
c) segurança elétrica em eletroterapia.

3.1 CARACTERÍSTICAS COMUNS ENTRE OS ESTIMULADORES PARA ELETROTERAPIA

Ao iniciar um tratamento de eletroterapia com algum paciente, o fisioterapeuta deve ficar atento quanto à eficácia dos seguintes parâmetros do estimulador:

a) forma de onda, frequência, temporizações;
b) amplitude máxima;
c) número de canais disponíveis;
d) tipos de eletrodos envolvidos e sua correta seleção;
e) parâmetros relacionados à segurança elétrica;

Para a correta e segura aplicação da eletroterapia, deve-se ter ciência dos efeitos de cada um dos parâmetros mencionados anteriormente. Quanto maior for seu domínio sobre estes parâmetros, maior a probabilidade da terapia surtir bons resultados sem colocar em risco a integridade do paciente (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Quanto à escolha do estimulador adequado, alguns pontos básicos podem ser definidos. No que se refere à portabilidade, tanto estimuladores portáteis à bateria podem ser utilizados, quanto modelos alimentados diretamente pela rede elétrica. Esta definição se baseia em alguns pontos simples como a necessidade de o paciente estar em movimento ou não na terapia, bem como na amplitude do sinal de saída necessária para a ativação dos grupos musculares de interesse. Equipamentos a pilha ou bateria são mais indicados para uso menos frequente, para aplicações que não requeiram altas intensidades de estimulação, e que necessitam de certa mobilidade, enquanto os alimentados pela rede elétrica são indicados para aplicações contínuas e demoradas, bem como as que necessitam de intensidades maiores de estimulação, onde as baterias de um equipamento portátil durariam pouco (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

O estimulador Compex Motion descrito anteriormente (subseção 2.2.2) vai de encontro a esta questão, dado que seu uso em clínicas de reabilitação ou fisioterapia pode ser feito enquanto o mesmo está conectado à rede elétrica (e a um computador para ser controlado), bem como podem ser exportadas as configurações de determinados padrões de estimulação em um cartão para uso doméstico, já que ele é dotado de banco de baterias também.

Um segundo comparativo que convém ser feito é em relação aos controles analógicos versus digitais dos parâmetros de estimulação. Controles analógicos remetem a botões rotativos ou deslizantes que atuam diretamente no circuito eletrônico, enquanto os digitais são realizados através de teclas normalmente em conjunto com alguma interface de realimentação visual, seja indicadores luminosos ou *displays*, dentre outros (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Como vantagens e desvantagens de cada um dos métodos, além de características associadas a eles, pode-se citar:

a) controle analógico de parâmetros:

   – Vantagens:

     i. possibilidade de ajuste dos parâmetros durante a estimulação;
     ii. ajuste fino dos parâmetros, onde o usuário determina o passo dado no ajuste;
     iii. mais amigável a usuários sem experiência com dispositivos eletrônicos da atualidade.

   – Desvantagens:

     i. usuários com experiência em dispositivos tecnológicos se sentem mais familiarizados com interfaces gráficas, menus, etc;
     ii. impossibilidade de salvar parâmetros para posterior recarga;
     iii. impossibilidade de ter parâmetros pré-configurados de fábrica para usuários ou clínicos não familiarizados com o equipamento.

a) controle digital de parâmetros:

   – Vantagens, geralmente quando associados a outros recursos visuais:

     i. possibilidade de oferecer padrões pré programados dos parâmetros;
     ii. possibilidade de salvar diferentes padrões para cada usuário ou tipo de preensão.

   – Desvantagens, geralmente quando associado a outros recursos visuais:

     i. necessidade de navegar em menus para mudar parâmetros, dificultando ou impossibilitando o ajuste durante a estimulação;
     ii. o tamanho do passo no ajuste pode satisfazer alguns usuários e outros não.

Exemplificando estes itens supra-mencionados utilizando os estimuladores citados na revisão bibliográfica (vide capítulo 2), pode-se fazer as seguintes referências e observações:

a) o Motionstim 8 (vide subseção 2.1.4), o NT2000 (vide subseção 2.2.1), o Compex Motion (vide subseção 2.2.2) e o Sistema Bioness H200 (vide subseção 2.1.5), utilizavam teclas associadas a um display para que se pudesse navegar nos menus e definir os parâmetros;

b) o NT2000 possuía programações de fábrica para determinadas aplicações;

c) o Sistema Freehand (vide subseção 2.1.1) utilizava comunicação com o computador para ajustar os parâmetros de estimulação durante a etapa de testes com o usuário.

d) o Bionic Glove (vide subseção 2.1.3) utilizava apenas teclas para ajuste de parâmetros, sem *display*.

3.1.1 Método de controle e forma de onda

Dada a aplicação do eletroestimulador, algumas características técnicas se fazem mais ou menos comuns. Nesta seção serão abordadas as principais características deles e algumas categorias de estimuladores elétricos.

Os estimuladores neuromusculares surgiram inicialmente como forma de condicionar e fortalecer a musculatura de atletas de elite, na antiga União Soviética, em meados da década de 70. Estudos da época comprovaram que a utilização de eletroterapia em conjunto com exercícios físicos era mais efetivo do que realizar somente os exercícios físicos. Inicialmente, eles funcionavam em modo intermitente, gerando trens de pulsos com formas de onda senoidais em frequências altas, em torno de 2500Hz, em períodos de 10ms (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Detalhando os estimuladores neuromusculares quanto as interfaces de comando, comumente utilizadas, podemos citar:

a) botões;

b) *joysticks* ou sensores de posição (do ombro por exemplo);

c) transdutores de força;

d) acelerômetros ou inclinômetros;

e) sensores de proximidade;

f) controle via EMG;

g) comando de voz.

Os pulsos de um estimulador neuromuscular podem ser monofásicos ou bifásicos. Os monofásicos impõem carga no tecido e não realizam sua coleta posteriormente, o que pode trazer problemas explanados na seção 3.3, segurança elétrica em eletroterapia. Os pulsos bifásicos podem ser simétricos ou assimétricos, sendo que os simétricos injetam corrente pulso a pulso, enquanto os assimétricos deixam alguma carga residual no tecido. Apesar dos pulsos bifásicos assimétricos deixarem carga residual no tecido e isto ter potencial para gerar problemas, esta técnica é comumente utilizada dado o fato de que nesta situação, apenas o músculo sob o eletrodo ativo sofre contração, enquanto nos pulsos bifásicos simétricos, os músculos sob ambos os eletrodos a sofrem (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

Atualmente os estimuladores neuromusculares operam principalmente com as formas de onda senoidais em modo intermitente, retangulares bifásicas simétricas e assimétricas, sendo estas duas últimas com larguras de pulso bastante estreitas, na ordem de 50 a 300μs principalmente (vide subseções 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, 2.2.1, estudo de arranjo de eletrodos para neuroestimulação, e 2.2.2, Compex Motion), e conhecidas por serem até os dias atuais as melhores opções para este tipo de eletroterapia. A figura 24, exibe o formato destas 3 formas de onda mencionadas anteriormente (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Os estimuladores neuromusculares também possuem controles específicos que permitem configurações de acionamento em rampa de seus canais (vide subseção 3.1.7, rampa de controle), amplitudes distintas entre eles, e frequência comum entre os canais, configuração dos tempos no modo intermitente, e configuração de sequências de acionamento dos canais, permitindo a reprodução de padrões de preensão ou de marcha por exemplo (LEVY; MIZRAHI; SUSAK, 1990; ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Como recursos adicionais comuns aos estimuladores neuromusculares, pode-se citar:

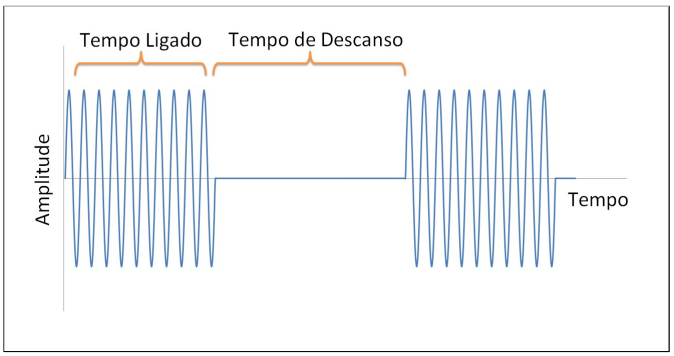
a) chave de segurança, que uma vez acionada pelo usuário interrompe imediatamente a estimulação;

b) comunicação serial ou USB para uso em conjunto com computadores, controlando os parâmetros de estimulação (vide subseções 2.1.1, sistema Freehand, e 2.2.2, Compex Motion);

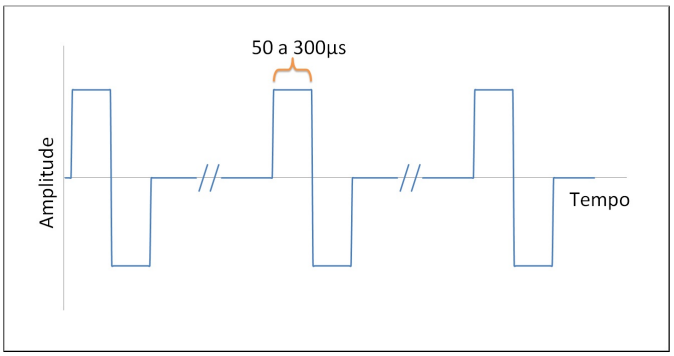
c) entradas analógicas e digitais para interface com sensores em aplicações de restauração de movimentos em tetraplégicos (vide subseções 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, e 2.2.2, Compex Motion), por exemplo.

Figura 24 – Formas de onda Senoidal, Bifásica Simétrica e Assimétrica

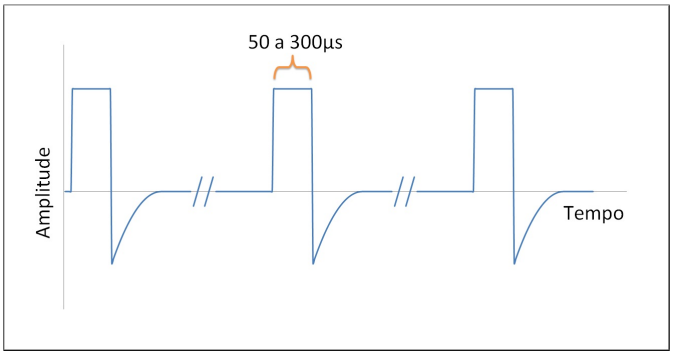
(a) Onda Senoidal em Modo Intermitente



(b) Onda Bifásica Simétrica



(c) Onda Bifásica Assimétrica



Fonte: Autor

3.1.2 Comparação entre tensão constante e corrente constante

Um dos mais importantes parâmetros elétricos a se considerar, em um estimulador para eletroterapia, é o controle em tensão ou corrente constante. Tanto um quanto o outro possuem vantagens e desvantagens, e o melhor critério de escolha leva em consideração a aplicação desejada.

A estimulação em tensão constante é mais simples de implementar, sendo que a tensão pode ser dosada qualitativamente durante os testes com o estimulador, após os eletrodos serem

posicionados. Com a impedância dos eletrodos controlada, a estimulação em tensão funciona bem, e o ponto fraco só surge quando a impedância do eletrodo varia. Vale ressaltar que a cada vez que os eletrodos são posicionados, a impedância do conjunto tecido + eletrodo muda, devendo ser reajustado o parâmetro.

Com a impedância aumentando, a corrente resultante oriunda da tensão fixa diminui, dado que a tensão é sempre constante. Com a impedância diminuindo (ao se pressionar o eletrodo contra a pele por exemplo), a corrente resultante aumenta proporcionalmente, podendo ocasionar queimaduras e uma estimulação muito mais forte do que a desejada (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

A estimulação em corrente constante funciona de forma independente da impedância do eletrodo. Com a impedância aumentando ou diminuindo, a correção é automática e com isto a resposta à estimulação tende a permanecer a mesma. Atualmente, a maioria dos estimuladores comerciais utilizam esta tecnologia (vide seções 2.1.4, Versão análoga e não invasiva do Freehand, 2.2.1, Estudo de arranjo de eletrodos para Neuroestimulação, e 2.2.2, Compex Motion), dada a melhor resposta dinâmica às variações de impedância de eletrodo, muitas vezes oriundas do próprio movimento do tecido estimulado (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

O ponto fraco da estimulação em corrente constante, que pode ser totalmente contornável com alguma implementação eletrônica, é quando o eletrodo se solta, seja descolando totalmente ou parcialmente. Nestas situações, o circuito sozinho tende a aumentar a tensão aplicada para corrigir a corrente que diminuiu, chegando à tensão máxima permitida pelo hardware, ou pior, aumentando em muito a densidade de corrente, ocasionando queimaduras na pele do usuário.

A forma de contornar este problema em potencial, da estimulação em corrente constante, consiste na implementação de um circuito de detecção de eletrodo solto, bem como a de um circuito que perceba variações repentinas de impedância, acima de um certo patamar.

3.1.3 Controle de amplitude

Faz-se necessário o controle da amplitude dos pulsos dada a grande variação de aplicações a que os estimuladores estão sujeitos. Dependendo da área a ser estimulada, estes níveis de amplitude devem ser maiores ou menores. Por exemplo, para membros superiores uma amplitude de corrente em torno de 20 a 40mA costuma ser suficiente (vide capítulo 2.1.4, Versão análoga e não invasiva do Freehand), enquanto para estimuladores de membros inferiores, as correntes podem superar os 100mA, dada a maior área de tecido a ser transposta pela corrente, o tamanho dos músculos, bem como a maior força de contração necessária para a tarefa, como a estimulação do quadríceps por exemplo (LEVY; MIZRAHI; SUSAK, 1990; ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Nos estimuladores é item comum e muito desejável que o controle de amplitude dos canais seja independente, de forma a possibilitar ajustes de intensidade de estimulação otimi-

zados, seja para condicionamento muscular, aumento de força da musculatura ou geração de padrões de movimentos mais complexos.

Em estimuladores mais antigos este controle era feito comumente via potenciômetros (como mencionado anteriormente a respeito de controles analógicos/digitais), dosando diretamente a excitação dos blocos de potência responsáveis pela forma de onda de saída. Nos modelos atuais isto ainda pode ser encontrado, porém, a grande maioria utiliza o sistema de teclas e menus gráficos (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995; RUPP et al., 2012).

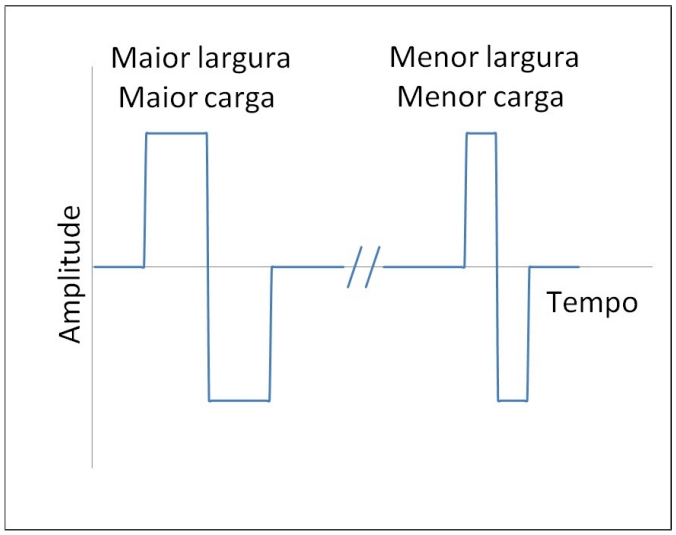
Vale ressaltar que, em ambos os casos, a melhor realimentação do ajuste deste parâmetro é a percepção do próprio usuário quanto à relação conforto/funcionalidade (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

3.1.4 Controle de duração de fase e pulso

O controle de fase em estimuladores para eletroterapia ajustam a largura do sinal em ondas bifásicas assimétricas, geralmente o pulso positivo (retangular), enquanto o controle de duração de pulso controla a largura de pulso em ambos os semiciclos, quando trata-se de ondas bifásicas simétricas, podendo obviamente se aplicar também a pulsos monofásicos (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Aumentando a largura dos pulsos, aumenta-se a carga elétrica transferida do estimulador para o usuário, fazendo com que a estimulação sentida seja mais forte, de forma a associar a estes controles os nomes 'intensidade' e 'força' de estimulação. Na figura 25, é exibido um exemplo de alteração de largura de pulso em pulsos bifásicos simétricos.

Figura 25 – Exemplo de alteração de largura de pulso em pulsos bifásicos simétricos



Fonte: Autor

Embora não haja necessidade de que os controles de largura de pulso sejam analógicos como nos estimuladores de algumas décadas atrás, é bastante recomendável que este controle seja incremental, ou seja, que permita ao usuário o ajuste fino do parâmetro, no intuito de otimizar o controle, juntamente com outros parâmetros da contração evocada.

3.1.5 Controle de frequência

O controle de frequência ajusta a frequência dos pulsos de saída tanto na estimulação contínua, como também no modo intermitente (em inglês, modo *burst*), onde os pulsos são gerados durante um tempo, seguidos por um tempo sem estimulação (chamado de descanso). Este ajuste pode ser realizado tanto pelo fisioterapeuta quanto pelo próprio usuário na busca pela relação ótima entre frequência e manutenção da contração desejada (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Em estimuladores para reabilitação muscular, a frequência empregada faz grande diferença no resultado prático, envolvendo fatores como força de contração e tempo até ocorrência de fadiga (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995). No geral, o intervalo de frequência dos estimuladores comerciais costuma estar entre 1 e 100Hz (utiliza-se também a unidade pps, pulsos por segundo), vide subseções 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, e 2.2.1, estudo de arranjo de eletrodos para neuroestimulação.

Acima de 50Hz a estimulação provoca contrações suaves, mesmo em unidades motoras mais rápidas. Frequências entre 20 e 50Hz também são bastante utilizadas, dados os resultados positivos nas literaturas e também nos estudos mencionados do capítulo 2, revisão bibliográfica (vide subseção 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, por exemplo).

Mais detalhes sobre a questão da fadiga em eletroterapia podem ser encontrados na subseção 3.1.8, Fadiga Muscular na Estimulação Elétrica Neuromuscular.

3.1.6 Controle de tempo ligado e desligado

Para o controle do modo intermitente, previamente introduzido, existem dois controles, sendo que um configura o tempo com estimulação, e o outro o tempo de descanso, ou seja, seria possível configurar o equipamento para gerar estimulação por 10 segundos, seguido de um intervalo de descanso de 20 segundos. Os controles são independentes entre si, e ambos independentes do controle de frequência mencionado anteriormente. Na figura 24a, é possível verificar o aspecto do trem de pulsos gerado no modo intermitente.

Para o controle deste parâmetro utiliza-se também uma chave externa para manuseio do usuário, sendo que enquanto ela estiver pressionada a estimulação intermitente é gerada, e quando não, o estimulador volta ao estado de aguardar novos comandos do operador.

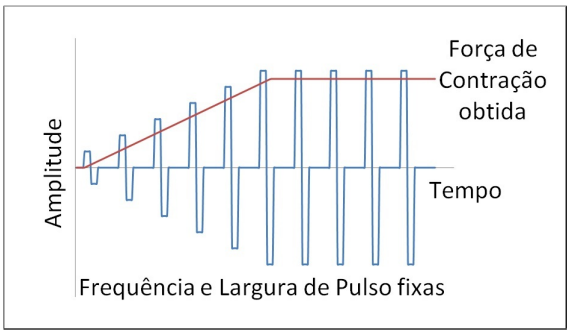
3.1.7 Controle de rampa

O controle de rampa de subida faz com que, ao se iniciar a estimulação, a amplitude ou a largura de pulso varie linearmente de 0 ao valor máximo configurado, em um tempo pré-determinado, enquanto a rampa de descida sai da condição de regime e varia até zero dentro de um tempo pré-determinado. Os tempos de subida e descida são independentes, e as rampas podem ser definidas de forma diferente entre os canais, principalmente nos estimuladores neuromusculares empregados na restauração de padrões de movimento, como a preensão (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995). Na figura 26, são ilustradas rampas de subida hipotéticas com pulsos bifásicos, tanto em amplitude quanto em largura de pulso.

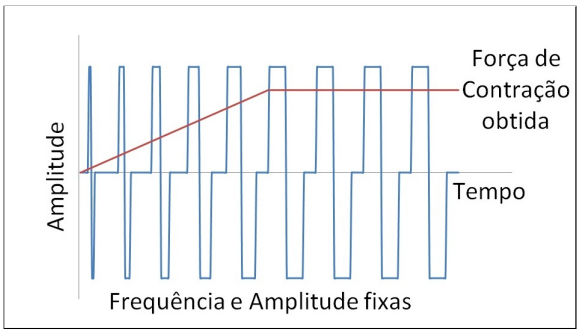
Além de questões de conforto para o usuário, há também benefícios fisiológicos, dado que as fibras nervosas são recrutadas gradativamente. No exemplo de estimuladores para recuperação de padrões de preensão, a força gerada varia gradativamente, além do fato de que o efeito da preensão gerada se aproxima bastante do obtido por ativação muscular voluntária, com transições suaves nas fases do movimento (CASTRO; CLIQUET, 2000; ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Figura 26 – Formas de onda de rampa de subida em amplitude e largura de pulso

(a) Rampa de subida em amplitude



(b) Rampa de subida em largura de pulso



Fonte: Autor

3.1.8 Fadiga Muscular na Estimulação Elétrica Neuromuscular

Conforme introdução na subseção 3.1.5, controle de frequência, a fadiga muscular ofusca as benesses da estimulação elétrica neuromuscular, e é mais acentuada em músculos paralisados do que nos saudáveis. Dois mecanismos de fadiga são conhecidos, o central e o periférico, sendo que o central é resultante da falha na excitação dos neurônios motores, enquanto o periférico é resultante da falha de transmissão dos sinais neurais ou do músculo em responder a estes sinais. No caso da lesão medular, o principal responsável pela fadiga dos músculos, abaixo do nível da lesão, é o mecanismo periférico, devido ao esgotamento de substâncias, acúmulo de catabólicos, problemas na excitação/contração, dentre outros. Basicamente, pode-se atribuir

a rápida fadiga a dois principais fatores: modo de ativação e ordem inversa de recrutamento (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

O modo de ativação está relacionado ao fato de que na eletroestimulação as mesmas fibras nervosas são excitadas o tempo todo, fazendo com que todas as unidades motoras correspondentes sejam disparadas de forma síncrona, diferentemente do acionamento natural do organismo, no qual a contração ocorre com uma cadência de disparos entre diferentes unidades motoras do músculo em questão. Ou seja, ocorre uma multiplexação no recrutamento das fibras em vez de serem acionadas simultaneamente (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

No funcionamento normal do organismo, a musculatura é recrutada de uma forma ordenada. Os pequenos neurônios motores alfa (axônios de menor diâmetro), inervando unidades motoras lentas, são recrutados com uma intensidade mais baixa do que os grandes neurônios motores alfa, que por sua vez inervam unidades motoras rápidas. Desta forma, para tarefas de resistência à fadiga (como manter a postura) as unidades motoras lentas são selecionadas, enquanto as rápidas entram em ação em ocasiões onde se exige maiores níveis de força. É sabido que as fibras de resposta lenta são mais resistentes à fadiga, porém, a força de contração resultante é menor quando comparadas às fibras de resposta rápida. Estas, apesar de fadigarem rapidamente, conseguem exercer uma força maior (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

De forma similar ao modo de ativação explicado anteriormente, a chamada ordem inversa de recrutamento, presente na estimulação elétrica neuromuscular, faz com que as unidades motoras rápidas sejam ativadas mesmo com menores magnitudes de estimulação, seja onde se necessita maior ou menor força, enquanto as unidades motoras lentas permanecem ativadas em níveis maiores de estimulação que o normal. Desta forma, todas as unidades motoras rápidas da região são recrutadas de forma síncrona e em frequências maiores do que no comportamento biológico do corpo, o que resulta em um rápido decréscimo de força, ou fadiga (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

Até o presente momento, diversos métodos já foram propostos no intuito de diminuir a fadiga na estimulação elétrica neuromuscular, sem contudo obter resultados muito relevantes no sentido de que a fadiga ainda é uma das grandes limitações no uso da estimulação de maneira cotidiana para reabilitação funcional. Pode-se exemplificaro uso de modulação dos parâmetros de estimulação, trens de frequência variável, trens de estimulação randômica e estimulação sequencial, dentre outros (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

3.2 TIPOS DE ELETRODOS ENVOLVIDOS EM ELETROTERAPIA

Eletrodos são interfaces entre o cabo conectado ao eletroestimulador e o usuário. Podem ser invasivos ou não invasivos, também chamados de eletrodos de superfície, e cada um possui vantagens e desvantagens em relação ao outro. Nesta seção, o foco será dado aos eletrodos de superfície, dado que o objetivo deste estudo é na tecnologia não invasiva.

No caso dos eletrodos de superfície, dada a impedância envolvida entre o eletrodo e a pele, pulsos de amplitude muito maior são necessários em comparação aos pulsos de sistemas invasivos. Uma das principais limitações dos sistemas não invasivos é que alguns nervos, como os que excitam o Músculo Flexor Profundo dos Dedos, são profundos demais para serem estimulados através de eletrodos de superfície, fazendo com que os músculos superficiais sejam estimulados simultaneamente, perdendo a seletividade na estimulação (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

Eletrodos, no geral, são compostos de uma parte metálica, geralmente feita de alumínio ou aço inoxidável, um meio condutivo para diminuir a impedância entre a pele do usuário e a parte metálica, sendo utilizados principalmente géis eletrolíticos para esta tarefa, e um adesivo para manter o conjunto todo fixo na pele. Em eletroterapia especificamente, o tipo de eletrodo mais comum é o auto-adesivo, que possui o meio eletrolítico fazendo este papel, e que pode ser encontrado em diversos tamanhos e formatos devido à variação muscular (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995). Na figura 27, é possível visualizar um modelo típico de eletrodo e um exemplo de aplicação em fisioterapia.

Figura 27 – Exemplo de eletrodo para eletroterapia e aplicação em fisioterapia

(a) Modelo de eletrodo da marca Axelgaard

(b) Exemplo de aplicação em fisioterapia

Fontes: Axelgaard, 2015

Os eletrodos para eletroterapia são confeccionados para durar alguns meses sem mudar expressivamente sua característica elétrica; porém, a medida em que vão envelhecendo, certas regiões de sua superfície perdem aderência e também começam a sofrer um aumento de impedância, fazendo com que a mesma corrente seja obrigada a passar por uma região menor, onde a impedância ainda é baixa. Dado este aumento de densidade de corrente em regiões menores do eletrodo, o usuário passa a sentir uma sensação de queima da pele nestes pontos, com potencial para de fato lesioná-la (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

O tamanho e formato dos eletrodos possui papel fundamental na eletroterapia, já que têm capacidade para mudar completamente o resultado final da estimulação. Eletrodos maiores do que o necessário fazem com que ocorra um espalhamento das linhas de corrente, atingindo

nervos e músculos que não necessariamente são os de interesse. Outro efeito decorrente da mudança de tamanho do eletrodo é a força de contração obtida, sendo que para uma mesma corrente, o eletrodo grande causa uma estimulação menor do que o eletrodo pequeno, já que o parâmetro envolvido neste caso é a densidade de corrente. Em outras palavras, com o eletrodo pequeno a corrente seria mais concentrada no nervo ou músculo de interesse. Já com relação ao formato, cada tipo de estimulação pode pedir mais linhas de corrente em um sentido que no outro, justificando o uso de um eletrodo retangular ou oval ao invés dos tradicionais quadrados ou redondos (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

O posicionamento de eletrodos é crítico em aplicações de eletroterapia, dado que para cada indivíduo os pontos de interesse, para uma mesma aplicação, variam ligeiramente. Por isto, a localização ideal, uma vez alcançada, deve ser registrada para facilitar o procedimento posteriormente (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

3.3 SEGURANÇA ELÉTRICA EM ELETROTERAPIA

Os riscos elétricos em eletroterapia estão relacionados à fuga de corrente passando pelo usuário até chegar ao referencial de terra. As principais causas destes riscos em potencial estão relacionadas a:

a) instalação elétrica do recinto sem aterramento, ou com aterramento inadequado, permitindo correntes de fuga acima do limite permitido por norma;

b) equipamentos sem conexão adequada de terra;

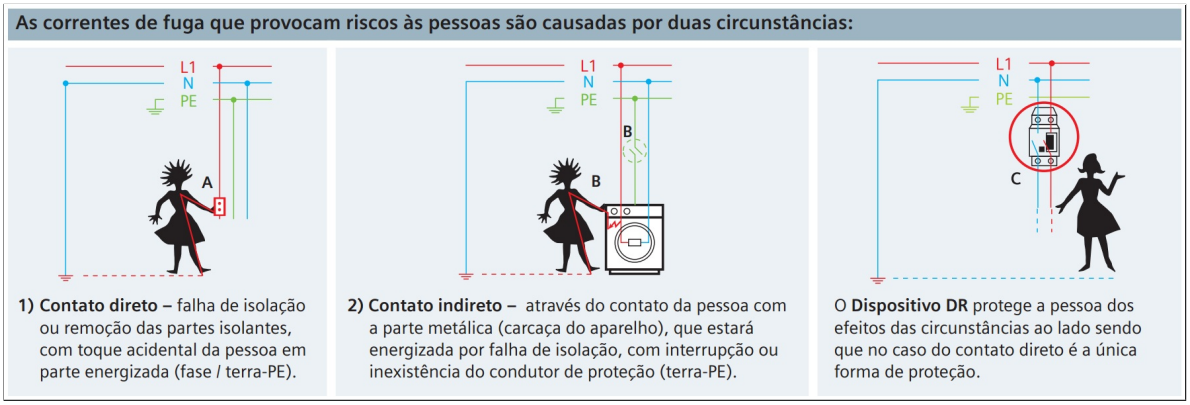
c) condutores internos do equipamento em contato elétrico com partes metálicas expostas;

d) fuga de corrente através da conexão com outros equipamentos, sendo outros estimuladores, computadores, ou quaisquer outros conectados à rede elétrica.

Uma das alternativas para proteger o usuário de sistemas de eletroterapia contra correntes de fuga é o uso de dispositivos de proteção chamados DR (Diferencial-Residual), que basicamente conseguem notar a circulação de baixos níveis de corrente, na ordem de poucos mA, entre uma fase e o terra por exemplo, interrompendo imediatamente o circuito elétrico do recinto. No caso de circulação de corrente através de mau aterramento da carcaça metálica, ou qualquer parte metálica exposta, a pouca corrente que circula para o terra já é o suficiente para acioná-lo. Isto é importante, principalmente, no caso de equipamentos de eletroterapia sendo utilizados no âmbito residencial, onde as instalações elétricas nem sempre são feitas seguindo as normas vigentes. Uma alternativa, nestes casos, seria o emprego de estimuladores alimentados por bateria, caso as seções de terapia não sejam muito longas ou de alto consumo, ou então para aplicações funcionais que necessitam de portabilidade (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

A figura 28, ilustra 2 casos de risco de choque elétrico por correntes de fuga. Em se tratando de corrente alternada em 60Hz, correntes de 1mA RMS (do inglês *Root Mean Square*, Raiz média quadrática) são sentidas como um formigamento da área em questão, enquanto em torno de 16mA a contração gerada é tão forte, que é fisicamente impossível ao indivíduo superá-la empregando força com os músculos antagonistas. Acima de 16mA os riscos de vida são muito maiores, podendo causar arritmias respiratórias e cardíacas, além de danos ao tecido em contato com o condutor. Acima de 80mA há a possibilidade de ocorrer fibrilação cardíaca (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Figura 28 – Situações de risco de choque elétrico por corrente de fuga



Fonte: Siemens, 2015

Outros riscos envolvidos à eletroterapia estão relacionados à aplicação de corrente contínua, mesmo em baixas amplitudes. Reações eletrolíticas ocorrendo em virtude de aplicação de corrente contínua lesionam a pele, ocasionando reações ácidas no polo positivo e alcalinas no negativo que podem resultar em queimaduras. Na mesma intensidade, coagulação de capilares também pode ocorrer, levando à necrose do tecido (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Dados os riscos envolvendo aplicação de nível DC, as terapias que a utilizam são limitadas em corrente a 5mA, e por períodos de tempo não maiores que cerca de 15 minutos. Complementarmente, os eletrodos são adotados de forma que sua densidade de corrente não ultrapasse 0,5mA por centímetro quadrado (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

3.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DO MÚSCULO ESQUELÉTICO

Em um organismo em perfeita integridade, os potenciais de ativação gerados via estimulação elétrica são muito semelhantes aos gerados pelo sistema nervoso do indivíduo, resultando por sua vez em contrações que não são exatamente semelhantes com as obtidas via ativação fisiológica.

Na estimulação elétrica, os eletrodos geram linhas de corrente através do tecido biológico e podem atingir nervos periféricos, dependendo de sua localização, bem como da amplitude

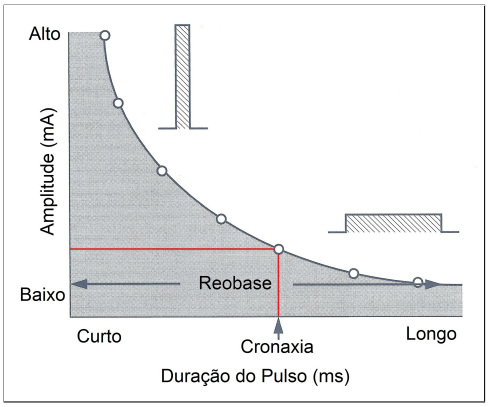
dos estímulos gerados. No caso de pulsos de baixa amplitude chegando ao nervo periférico, a mudança de potencial na membrana plasmática é baixa a ponto de rapidamente voltar ao potencial de repouso. Por outro lado, se a mudança de potencial na membrana plasmática for alta o suficiente, um potencial de ativação será gerado e propagado como em uma ativação fisiológica (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Para se obter o estímulo necessário que evoque o potencial de ativação, e se propague pela membrana plasmática, faz-se necessário respeitar uma relação amplitude-período, que é diferente para cada tipo de tecido. Os gráficos, exibidos nas figuras 29a e 29b, demonstram o aspecto desta relação, sendo que o gráfico da figura 29a demonstra o que seria o limiar de ativação, de tal sorte que pontos a direita da linha do gráfico são suficientes para a ativação, enquanto a esquerda não (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

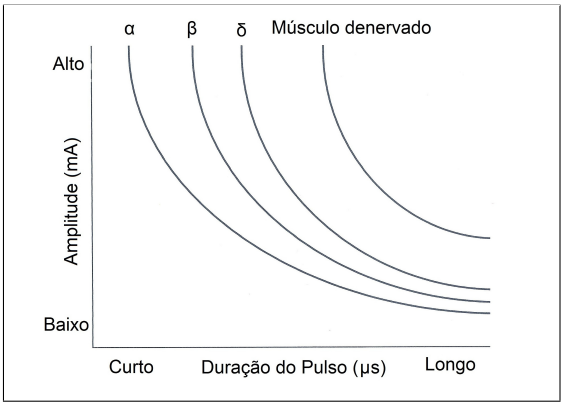
Ainda no gráfico da figura 29a, nota-se que por mais que a duração do pulso seja elevada, haverá uma amplitude mínima a ser respeitada para que a estimulação ocorra, caso contrário, pulsos com duração tendendo ao infinito, implicariam em amplitudes tendendo a zero, o que não faz sentido. Este valor mínimo de amplitude a ser respeitada é chamado de Reobase. Outro ponto importante no gráfico apresentado é o ponto onde a amplitude é 2x a reobase; este ponto é chamado de Cronaxia. A cronaxia indica a mínima duração com a qual uma amplitude de 2x a reobase consegue estimular o dado tecido (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Figura 29 – Reobase, Cronaxia e comparativo entre Fibras Musculares

(a) Definição de Reobase e Cronaxia



(b) Diferenças entre tipos de Fibra Muscular



Fontes: Autor, ”adaptado de” Robinson; Snyder-Mackler, 1995, p. 111

Nota-se que os nervos periféricos são muito mais excitáveis que as fibras musculares propriamente ditas. Por esta razão, estímulos suficientes para excitar os nervos periféricos não são fortes o suficiente para ativar fibras musculares denervadas, devendo-se para isto utilizar amplitudes e larguras de pulso muito maiores (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Outro fenômeno importante, que foi discutido brevemente na subseção 3.1.8, fadiga muscular na estimulação elétrica neuromuscular, e aqui é recordado com o viés fisiológico, é a questão do recrutamento de fibras. Na estimulação elétrica, as primeiras fibras a serem ativadas são as de maior diâmetro, consequentemente com menor resistência interna, e posteriormente

as de menor diâmetro, o que é o contrário da ativação natural. Na ativação natural, quando é exigida uma força de contração mais baixa, apenas as fibras de pequeno diâmetro entram em ação, ao passo que as maiores vão sendo ativadas a medida que a necessidade de força aumenta. A falta de sincronismo entre as unidades motoras, ou seja, o fato de elas não serem ativadas ao mesmo tempo pelo sistema nervoso, permite que contrações suaves sejam obtidas mesmo com frequência baixa de ativação (GUYTON; HALL, 2011; ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Um fenômeno interessante que também se faz presente na estimulação elétrica é que tanto a excitabilidade da fibra nervosa, quanto a localização da mesma em relação aos eletrodos, exercem influência na ordem de ativação do nervo. Por exemplo, quando as linhas de corrente alcançam nervos periféricos mistos, com fibras motoras e sensoriais (de pressão de toque e dor), primeiramente é evocada uma sensação de formigamento na região, antes do efeito motor esperado ou mesmo a sensação de dor (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Como dito anteriormente, o primeiro efeito ocasionado por uma estimulação elétrica crescente, ou seja, que aumenta sua amplitude ao longo do tempo, é o formigamento, caso a frequência de estimulação esteja a partir de 10Hz. Abaixo disto, a sensação é de pequenos trancos. Caso esta estimulação a nível sensorial perdure por algum tempo, o indivíduo passa a senti-la cada vez menos, em um efeito chamado de Adaptação (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Com o aumento da amplitude dos estímulos, maior número de fibras nervosas são ativadas, incluindo os neurônios motores alfa. Com isto, o efeito sensorial aumenta e o motor começa a ser notado através de leve contração. Assim, com o efeito sensorial, inicialmente os pacientes recebendo estimulação elétrica apresentam baixa tolerância ao procedimento, tolerância esta que vai aumentando de seção a seção, desde que não haja denervação e que a parte sensorial do indivíduo não esteja lesionada (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

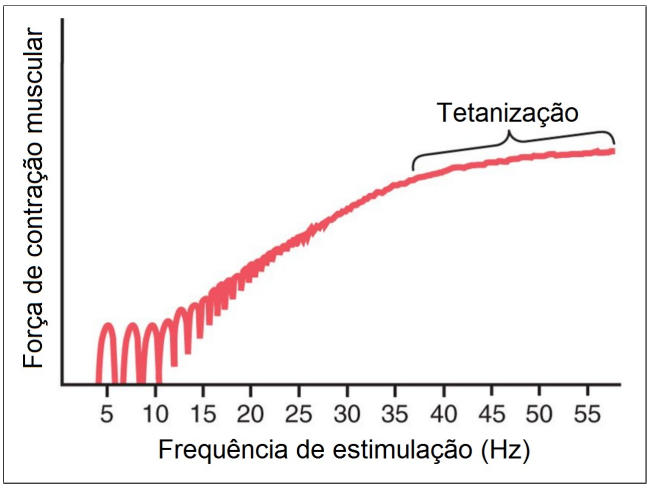
Conforme mencionado em alguns pontos do capítulo 3, estimulação elétrica neuromuscular: características e efeitos, a estimulação elétrica possui efeito benéfico para a musculatura (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995), seja com contrações isométricas ou isotônicas:

a) contração isotônica: É o tipo mais comum de contração, onde há movimento com base na articulação. Pode-se citar como exemplo a estimulação do Bíceps e o deslocamento do antebraço em direção a ele, flexionando o cotovelo;

b) contração isométrica: Na contração isométrica, não ocorre movimento nas articulações; a estimulação constante mantém o membro em uma posição fixa. Pode ser obtida de duas formas; uma ativando a musculatura agonista e bloqueando a articulação em questão, ou ativando simultaneamente as musculaturas agonista e antagonista. A contração isométrica costuma ser recomendada para fortalecimento das articulações.

Em se tratando de estimulação elétrica, dada a frequência de ativação da musculatura, ocorre ou não o que se chama Tetanização. Até cerca de 25Hz, antes de o segundo estímulo ser gerado, a musculatura já iniciou o processo de relaxamento, ou seja, nota-se na musculatura um comportamento pulsante, atenuado a medida em que a frequência de ativação aumenta. Com o aumento de frequência, a resposta da musculatura fica praticamente homogênea, similar à obtida pela estimulação natural do corpo, e obtém-se aumento da força de contração, até um ponto onde o aumento da frequência causa pouco ou nenhum efeito, fenômeno este caracterizado como tetanização, e exemplificado na figura 30 (GUYTON; HALL, 2011; ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

Figura 30 – Fenômeno da Tetanização com o aumento da frequência de estimulação



Fonte: Autor, ”adaptado de” Guyton; Hall, 2011, p. 83

3.5 IMPEDÂNCIA DO TECIDO E VARIÁVEIS QUE AFETAM OS LIMIARES DE ESTIMULAÇÃO

É sabido que existem diversas variáveis que impactam nos limiares de estimulação elétrica neuromuscular, sendo que forma de onda, impedância do eletrodo e o próprio paciente são algumas delas.

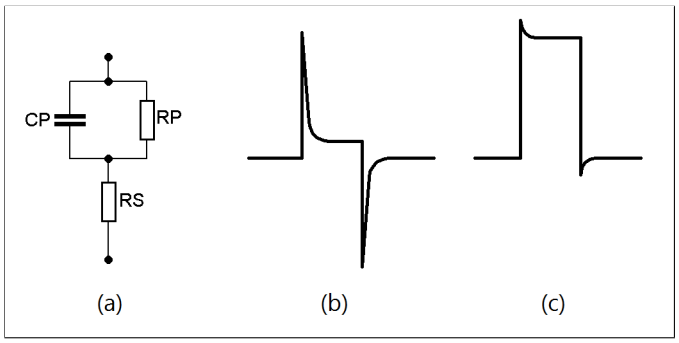
Definir o tecido humano como um modelo matemático é uma tarefa bastante complexa, em vista de que ele forma um sistema com variáveis não lineares e variantes no tempo, somado a interações eletrolíticas na área de contato com o eletrodo. Entretanto, dentro de um intervalo definido de variáveis é possível utilizar um modelo simplificado na prática (REILLY; ANTONI, 1992; BOLFE et al., 2007).

O modelo simplificado, exibido na figura 31 em (a), pode ser definido como uma associação paralela entre resistor e capacitor, contendo um resistor série. Neste modelo, o resistor série representa a camada subepidérmica em plena condução, enquanto a associação paralela

entre resistor e capacitor representa a resistividade e capacitância da pele (REILLY; ANTONI, 1992; KELLER; KUHN, 2008).

A figura 31 exibe respectivamente em (b) e (c) o comportamento de um pulso retangular de corrente no tecido, com e sem o efeito da primeira camada de pele, a camada córnea. Observa-se que sem esta camada, o pulso fica com característica predominantemente resistiva, distorcendo minimamente o sinal, enquanto que com o tecido como um todo, observa-se grande distorção do mesmo (REILLY; ANTONI, 1992).

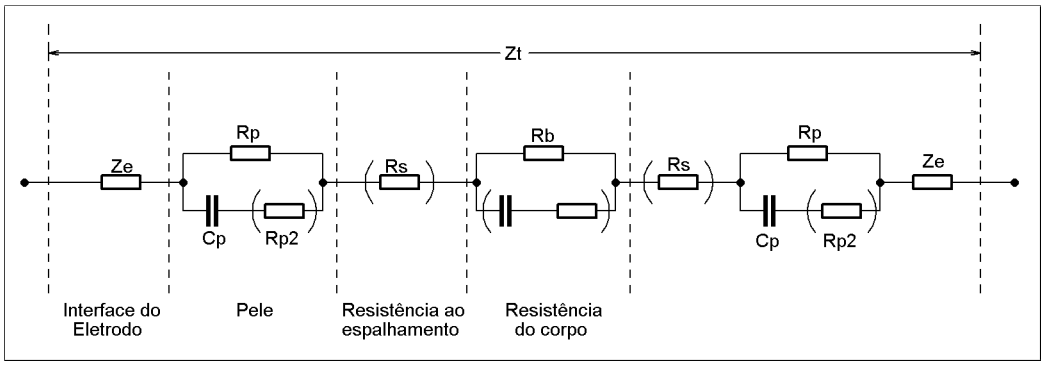
Figura 31 – Modelo simplificado da impedância do circuito e pulsos de corrente



Fonte: Autor ”adaptado de” Reilly; Antoni, 1992, p. 26

Um modelo mais complexo, ilustrado na figura 32, pode ser definido por várias associações série e paralelo do modelo simplificado, cada uma representando uma camada do tecido. Os componentes reativos em parênteses, são geralmente omitidos para aplicações práticas (REILLY; ANTONI, 1992; KELLER; KUHN, 2008).

Figura 32 – Modelo simplificado da impedância do circuito e pulsos de corrente



Fonte: Autor ”adaptado de” Reilly; Antoni, 1992, p. 26

A capacitância do tecido é referente, majoritariamente, à camada córnea, e em se tratando de estimulação elétrica, a frequência de estimulação é inversamente proporcional à reatância capacitiva do tecido, ou seja, quanto maior a frequência de estimulação, menor o efeito da capacitância. Tal fenômeno pode ser determinado pela expressão 1, onde Z é a impedância total do tecido [Ω], R a parte real da impedância [Ω], Xc a reatância capacitiva [Ω], f a frequên-

cia [Hz] e C a capacitância [F] (REILLY; ANTONI, 1992; BIRGERSSON, 2012; OZCAN; WARD; ROBERTSON, 2004; BOLFE et al., 2007).

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2} \tag{1}$$

com

$$X_c = (2\pi f C)^2 \tag{2}$$

3.6 MUSCULATURA ENVOLVIDA NA RESTAURAÇÃO ARTIFICIAL DE PADRÕES DE PREENSÃO

Nesta última seção do capitulo, serão abordados detalhes da musculatura dos membros superiores, com foco nos grupos musculares utilizados no processo de restauração artificial de padrões de preensão, proposto por este estudo. Em vista que os padrões de preensão que se pretende obter são os mesmos que alguns dos projetos e estudos do capítulo 2, revisão bibliográfica, os nervos e musculatura envolvida serão os mesmos, e boa parte do conhecimento necessário para tal foi obtido através deles.

A divisão do conteúdo desta seção será feita dando-se inicialmente um panorama referente aos nervos e musculatura de interesse, posteriormente abordando em subseções informações pertinentes a cada uma das preensões pretendidas.

De forma similar à realizada nos estudos de Castro (2000), e em partes o de Rupp et al. (2012), as preensões pretendidas neste estudo são a Palmar e a Lateral, e em adição a elas a extensão do indicador, por se mostrarem as mais utilizadas em diversas tarefas cotidianas. Todas as 3 serão detalhadas nas subseções seguintes.

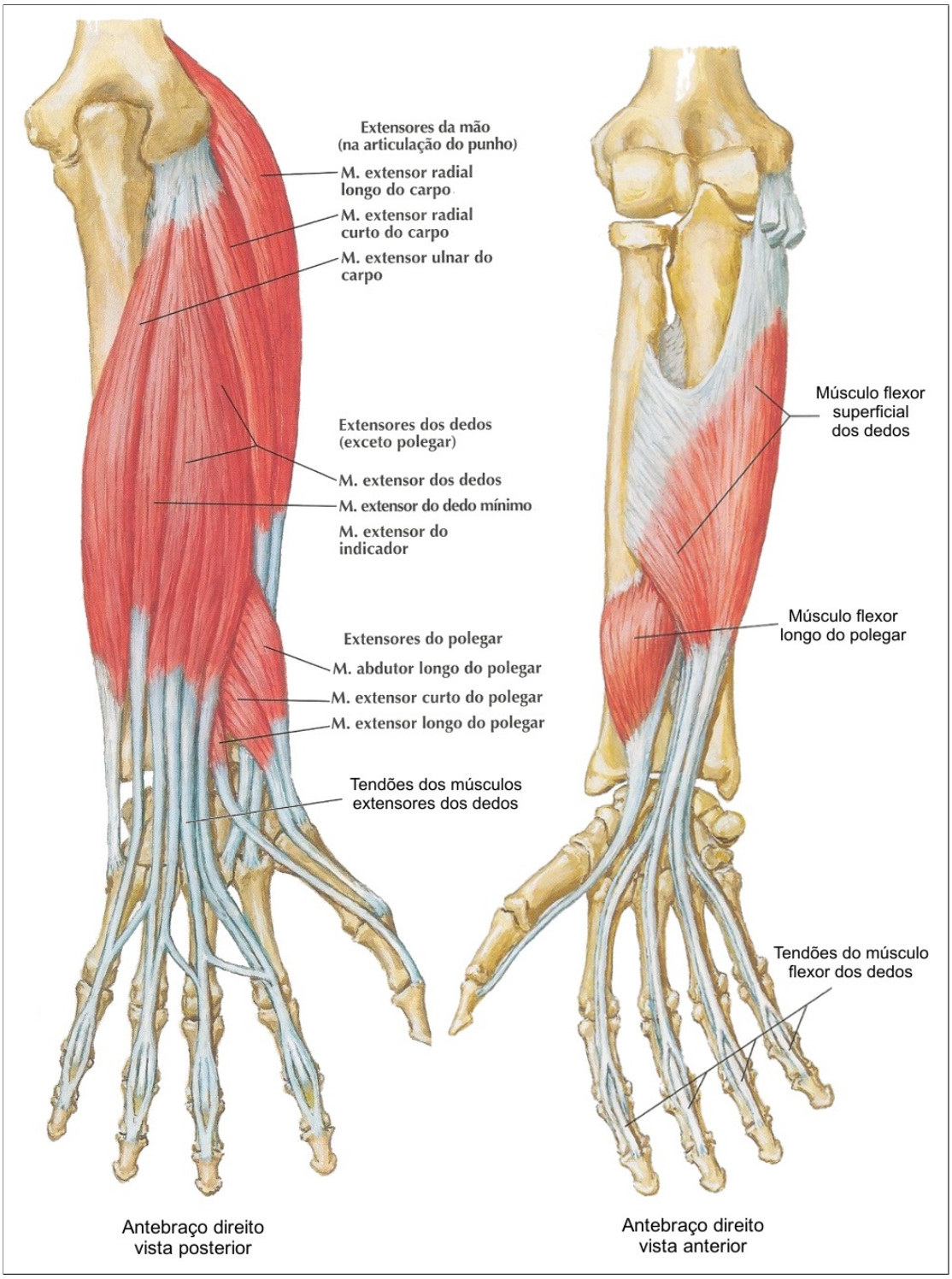
Com base nos estudos de Castro (2000) e Rupp et al. (2012), a tabela 1, a seguir, relaciona a musculatura envolvida, para a realização das duas preensões e extensão do indicador. Nota-se que a abertura da mão, foi considerada parte integrante das preensões, uma vez que trata-se de uma fase inicial necessária.

Tabela 1 – Musculatura requisitada nas preensões palmar e lateral, extensão do indicador e abertura de mão

Músculo	Preensão Palmar	Preensão Lateral	Extensão do Indicador
Extensor Radial do Carpo	X	X	
Extensor Comum dos Dedos	X	X	
Abdutor do Polegar	X	X	
Lumbricais	X		X
Flexor Superficial dos Dedos	X	X	X
Oponente do Polegar	X	X	X

Fonte: Autor

Figura 33 – Detalhamento da musculatura do antebraço: Músculos Extensor Radial do Carpo, Extensor Comum dos Dedos, e Abdutor do Polegar

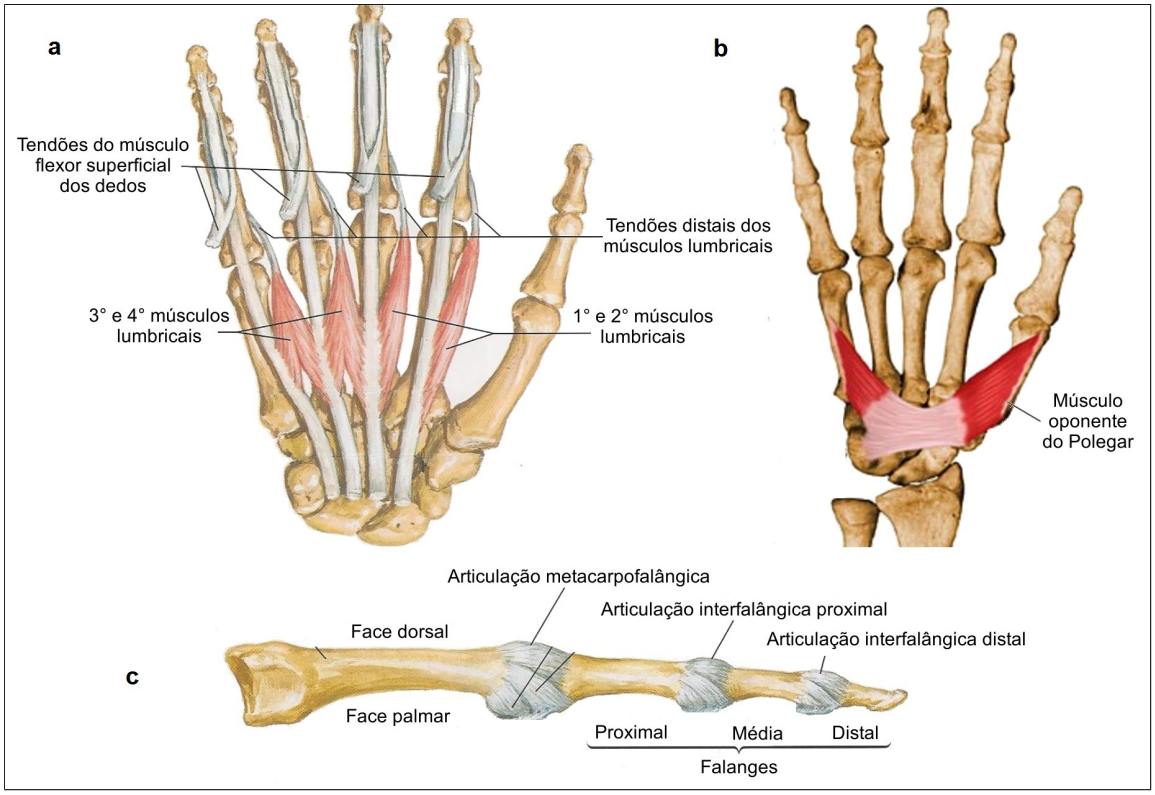


Fonte: Autor, ”adaptado de” Netter, 2011, p. 429 e 431

A figura 33, detalha a musculatura do antebraço, em especial os músculos Extensor Radial do Carpo, Extensor comum dos dedos, Abdutor do Polegar e Flexor Superficial dos Dedos. O extensor radial do carpo se divide em longo e curto, sendo que ambos possuem a função

de extensão e desvio radial, ou seja, a inclinação lateral do punho em direção ao osso rádio. O músculo extensor comum dos dedos, além de ser responsável pela extensão dos dedos propriamente dita, possui também papel na extensão do punho. O músculo abdutor do polegar também se divide em curto e longo, e exerce a abdução e extensão do polegar, agindo na articulação carpo-metacarpiana. O músculo flexor superficial dos dedos fica na superfície da região anterior do antebraço, sendo responsável pela flexão dos dedos indicador ao mínimo, nas articulações interfalângicas proximais, e quando estimulado com maior intensidade, exerce a flexão das falanges proximais nas articulações metacarpofalângicas. Com exceção do polegar, os dedos possuem 3 segmentos, sendo da ponta para a base, as Falanges Distal, Média e Proximal (figura 34) (BOWDEN; BOWDEN, 2012; NETTER, 2011).

Figura 34 – Detalhamento da musculatura da mão: Músculos Lumbricais e Oponente do Polegar



Fontes: a e c - Autor ”adaptado de” Netter, 2011, p. 446 e 451; b - Autor ”adaptado de” University of Washington, 2015

Os músculos Lumbricais e Oponente do Polegar (figura 34), fazem parte da musculatura intrínseca da mão. Os músculos lumbricais são 4 músculos que possuem a função de estender os dedos indicador ao mínimo nas articulações interfalângicas proximal e distal; ou seja, as duas juntas mais próximas à ponta do dedo, enquanto flexiona as articulações interfalângicas. O músculo oponente do polegar possui a função de flexionar (ou rotacionar) o polegar em direção aos outros dedos, como por exemplo ao segurar uma pasta (BOWDEN; BOWDEN, 2012; NETTER, 2011).

3.6.1 Preensão Palmar

A Preensão Palmar pode ser descrita como a empregada para agarrar objetos cilíndricos, como por exemplo um copo. O polegar exerce força em um sentido enquanto os outros 4 dedos exercem força no sentido contrário, de forma que o objeto fique sob pressão na palma da mão do indivíduo. De acordo com o executado por Castro (2000), a sequência dos eventos pode ser definida pelas fases estipuladas na tabela 2:

a) inicialmente é efetuada a abertura da mão, estendendo todos os dedos, e preparando o polegar em abdução para a preensão do objeto (fase 1);

b) posteriormente, inicia-se a flexão dos dedos pela articulação metacarpofalângica, para garantir que os dedos abracem o objeto. O abdutor do polegar é mantido (fase 2);

c) em seguida, flexionam-se os dedos, e estimula-se o oponente do polegar, mantendo a estimulação da fase anterior para que o indivíduo segure o objeto (fase 3);

d) para finalizar, novamente é efetuada a abertura da mão antes de a estimulação cessar, para liberar o objeto (fase 4);

A estimulação do extensor radial do carpo, sempre que necessário, serve para garantir uma postura funcional à mão durante a preensão. Esta posição representa em torno de 30 graus de extensão de punho.

Tabela 2 – Sequência da musculatura excitada na preensão palmar

Músculo	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4
Extensor Radial do Carpo	X	X	X	X
Extensor Comum dos Dedos	X			X
Abdutor do Polegar	X	X	X	X
Lumbricais		X	X	
Flexor Superficial dos Dedos			X	
Oponente do Polegar			X	

Fonte: Autor, ”adaptado de” Castro, 2000, p. 153

3.6.2 Preensão Lateral

A Preensão Lateral, pode ser utilizada para segurar uma colher, caneta ou chave, por exemplo. Os dedos são flexionados ao máximo e posteriormente ocorre a oponência do polegar. O objeto em questão é mantido pela pressão exercida pelo polegar sobre a face lateral do indicador flexionado, utilizando o médio, anelar e mínimo como apoio. De acordo com o executado por Castro (2000), a sequência dos eventos pode ser definida pelas fases da tabela 3:

a) inicialmente é efetuada a abertura da mão, estendendo todos os dedos e abduzindo o polegar (fase 1);

b) em seguida, mantendo o polegar em abdução, flexionam-se os dedos ao máximo para o posicionamento do objeto na face lateral do dedo indicador (fase 2);

c) posteriormente, com os dedos flexionados, estimula-se o oponente do polegar, que atuará sobre a face lateral do indicador, mantendo esta situação enquanto o indivíduo estiver segurando o objeto (fase 3);

d) para finalizar, novamente é efetuada a abertura da mão antes de a estimulação cessar;

Tabela 3 – Sequência da musculatura excitada na preensão lateral

Músculo	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4
Extensor Radial do Carpo	X	X	X	X
Extensor Comum dos Dedos	X			X
Abdutor do Polegar	X	X		X
Lumbricais				
Flexor Superficial dos Dedos		X	X	
Oponente do Polegar			X	

Fonte: Autor, ”adaptado de” Castro, 2000, p. 153

De maneira similar ao modo de preensão palmar, a ativação do extensor radial do carpo é utilizada, quando necessária, para manter uma postura funcional da mão.

O trabalho proposto por Rupp et al. (2012) detalhado na subseção 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, realiza a preensão lateral da mesma forma apresentada nesta subseção.

3.6.3 Extensão do Indicador

A extensão do indicador, embora útil, não pode ser considerada como um tipo de preensão, porque ela não realiza o ato de agarrar algum objeto como nas outras duas preensões anteriormente citadas. Esta extensão permite a utilização do teclado de um computador, ou o manuseio de um telefone celular com maior facilidade, por exemplo.

A estimulação do extensor do dedo indicador, obtido através do aumento da intensidade de estímulo dos lumbricais, faz com que as falanges média e distal do mesmo sejam estendidas. A estimulação do músculo flexor superficial dos dedos, desde que com intensidade adequada, faz com que os dedos médio a mínimo sejam flexionados nas juntas interfalângicas (BOWDEN; BOWDEN, 2012; NETTER, 2011). Desta forma, o dedo indicador fica em uma posição quase perpendicular ao carpo, pela ação do lumbrical e do extensor do dedo indicador. A sequência de eventos pode ser definida por:

a) Inicialmente, flexiona-se as articulações metacarpofalângicas de todos os dedos, e estende-se o dedo indicador nas articulações interfalângicas proximal e distal (fase 1);

b) Em seguida, mantendo-se estendido o indicador, os demais dedos são flexionados nas articulações interfalângicas (fase 2);

A tabela 4, a seguir, correlaciona a musculatura envolvida em cada fase da extensão do indicador.

Tabela 4 – Sequência da musculatura excitada na Extensão do Indicador

Músculo	Fase 1	Fase 2
Lumbricais	X	X
Flexor Superficial dos Dedos		X

Fonte: Autor, ”adaptado de” Castro, 2000, p. 153

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A 35 está mostrando as principais partes que compõe o sistema desenvolvido. Além da neuroprótese (estimulador e órtese com os eletrodos), dois softwares, com diferentes finalidades, são fornecidos para interagir com o estimulador, sendo um voltado ao fisioterapeuta ou terapeuta ocupacional, e outro para o usuário final do sistema em aplicações cotidianas.

Figura 35 – Diagrama do sistema desenvolvido

Fonte: Autor

4.1 CARACTERÍSTICAS

A característica de uso cotidiano aqui desejada, remete a alguns critérios e pontos que nortearam o desenvolvimento, pontos estes relatados a seguir:

a) portabilidade:

- miniaturização: o estimulador proposto deve ter suas dimensões reduzidas, a ponto de o indivíduo conseguir transportá-lo consigo sem grande esforço.

Isto é importante não só do ponto de vista da praticidade, como também da discrição, sendo que se faz bastante desejável a não percepção do dispositivo por outras pessoas, ou seja, que o estimulador não chame atenção a ponto de potencialmente constranger o usuário;

– autonomia: de forma análoga aos *smartphones*, é desejável que a autonomia (duração da bateria) do estimulador, atinja ao menos 16 horas em uso moderado, ou seja, um fator de uso próximo a 50%; alguns minutos em uso, alguns minutos sem. Desta forma, o indivíduo poderia utilizar o aparato durante o dia e mantê-lo em recarga durante a noite;

– facilidade ao vestir o equipamento: para um lesionado medular; a autonomia (no sentido de independência) é de grande importância. Quanto mais tarefas o indivíduo conseguir realizar sem solicitar assistência de terceiros, melhor será sua auto-estima.

b) usabilidade na interface de controle

– uso de *smartphone*: é razoável esperar que parte dos lesionados medulares, principalmente aqueles usuários foco desse trabalho, utilizem *smartphones*, ainda que de forma adaptada e limitada. Sob outro aspecto, o *smartphone* é um instrumento que permite que se crie nele aplicativos com interfaces adaptativas, com bom poder de processamento, caso necessário for;

– facilidade de uso: a interface de controle deve levar em conta as dificuldades motoras que os usuários têm em virtude de suas lesões. O aplicativo do smartphone deve fazer uso de botões grandes e bem espaçados, em virtude da falta de destreza do usuário no movimento das mãos, ou mesmo a impossibilidade de controlar o movimento dos dedos. Além de vocabulário de uso corrente e facilmente interpretável, pequenas caixas de texto podem ser exibidas em algumas telas, com informação adicional de forma a minimizar a possibilidade de dúvida por parte do usuário;

4.2 O DISPOSITIVO

O estimulador, batizado de Stimgrasp, foi desenvolvido com eletrônica dedicada, tendo como características principais:

a) microcontrolador arquitetura 16 bits, série PIC24;

b) comunicação via USB ou *Bluetooth* (selecionável);

c) 8 canais independentes de saída;

d) controle do sinal de saída em corrente constante;

e) forma de onda bifásica simétrica;

f) frequência e largura de pulso fixas em 20Hz e 300μs;

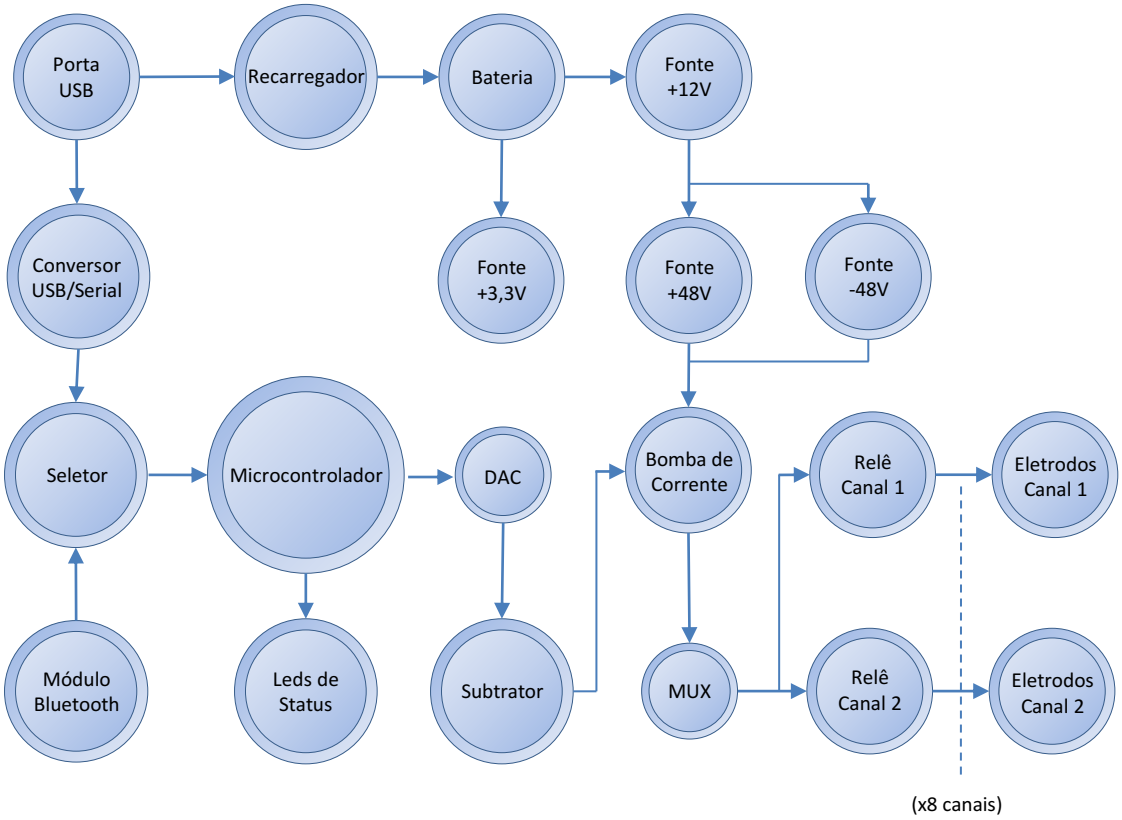
g) alimentação por bateria recarregável de íon de lítio, 1 célula e 3100mAH de capacidade;

h) amplitude máxima de 48mA para carga de 1kΩ;

i) leds indicativos de status gerais.

A descrição detalhada do *hardware* desenvolvido virá nas subseções seguintes. Na figura 36, apresenta-se o diagrama em blocos do projeto, enquanto o circuito completo desenvolvido está no apêndice A.

Figura 36 – Diagrama em blocos do Stimgrasp



Fonte: Autor

4.2.1 Fontes de alimentação e gerenciamento de energia

O Stimgrasp utiliza diversas fontes para alimentar todos os seus blocos, sendo:

a) Bateria de íon de lítio 18650 3,7Vx3100mAH com circuito de proteção, do fabricante Panasonic, referência NCR18650A;

b) Recarregador de bateria MCP73837, através de conexão USB;

c) Fonte de +3,3V - Para alimentação do Microcontrolador e outros circuitos lógicos, como módulo *Bluetooth*;

d) Fonte de +12V - Para alimentação de amplificador operacional e geração das fontes de +/-48V e -12V;

e) Fonte de -12V - Em conjunto com a fonte de +12V, gera alimentação simétrica para um amplificador operacional;

f) Fonte de +48V - Para amplificador operacional de saída, bem como seu *driver* de potência;

g) Fonte de -48V - Para amplificador operacional de saída, bem como seu *driver* de potência;

A bateria 18650 foi adotada por uma série de pontos que a tornam interessante para o projeto. Seu tamanho padronizado (cilíndrica, com diâmetro de 18mm e comprimento de 65mm) a faz item comum no mercado eletrônico, em contraste às baterias utilizadas em *smartphones* que estão sempre mudando de tamanho e capacidade, e normalmente, depois de algum tempo, deixam de ser encontradas com facilidade para venda.

A grande capacidade de corrente destas baterias (que podem chegar a 3400mAH) e a disponibilidade juntamente com um circuito de proteção foram outros fatores também relevantes para a escolha. O circuito de proteção embutido na bateria, a protege contra sobrecarga, sobre-descarga e curto-circuito, fazendo com que seu uso seja mais seguro.

Outra vantagem, associada a estas baterias cilíndricas, é a possibilidade de interligá-la ao circuito utilizando clipes apropriados para esta finalidade, eliminando a necessidade de confecção de cabos e da fixação dela no conjunto. Os clipes utilizados foram da marca Keystone, referência 54, e é possível observá-los na figura 44b.

Continuamente durante a operação, o microcontrolador realiza a leitura da tensão da bateria, cessando a estimulação, quando for o caso, e desligando o circuito para proteger a bateria contra sobre-descarga. Esta proteção constitui uma redundância em conjunto ao circuito embutido na própria bateria.

A recarga desta bateria é feita com base no circuito integrado MCP73837, exemplificado em seu próprio *datasheet*. A corrente de recarga foi ajustada em torno de 300mA, o que daria uma recarga completa em cerca de 10hs. Vale ressaltar que este tempo seria o suficiente para

uma recarga a 100% da capacidade, a partir de 0%, ou seja, recargas parciais naturalmente levariam tempos menores.

A fonte de +3,3V, foi baseada no regulador *buck-boost* da Texas Instruments, TPS63031, próprio para aplicações com baterias de íon de lítio. Sua alimentação é provida diretamente pela bateria do circuito, cuja tensão está no intervalo de 4,2 a 3,0V, mantendo a tensão de saída estável em 3,3V. Sua frequência de operação é fixa de 2,4GHz, e seu encapsulamento SON contribui para a miniaturização do circuito.

Esta fonte de +3,3V é responsável por suprir a alimentação de toda a lógica do circuito; basicamente o microcontrolador PIC24FJ64GA004, o módulo *bluetooth* HC-06, o conversor DAC MCP4725, a memória EEPROM HT24C02, e os leds de status, juntamente com seu driver, o circuito integrado 74LVC07.

A fonte de +12V foi baseada no controlador *boost* MAX1523 da fabricante Maxim Integrated. Este controlador no encapsulamento SOT-23, possui boa relação custo-benefício, ocupando pequena área de placa. Os principais fatores que culminaram em sua escolha foram o custo, o *duty-cycle* apropriado para trabalhar com o nível de aumento da tensão, e a própria tensão com a qual o controlador pode ser alimentado. Esta fonte é a que trabalha sob pior regime, dado que gera +12V a partir da tensão da bateria, que pode chegar até a +3,0V. Neste circuito, tanto o controlador quanto a parte de potência são alimentados com a tensão oriunda da bateria.

Sua carga principal são duas outras fontes chaveadas, descritas a seguir, de +/-48V, o que significa que sua carga exige fornecimento de corrente de forma não contínua, e sim pulsátil. Para a fonte de +12V, foi adotado o transistor mosfet tipo N FDT86113 da fabricante Fairchild, sendo adequado para a aplicação dado seu baixo RDS (resistência entre dreno e fonte), da ordem de 145mΩ para tensão VGS de 4,5V, bem como sua tensão máxima de VDS de 100V. Este transistor possui encapsulamento SOT-223, o que facilita a dissipação térmica na placa.

Como diodo de saída, foi adotado o SSA24, da fabricante Vishay, um diodo Schottky de 40V e com características adequadas para trabalhar em circuito *boost*, minimizando as perdas devido à sua baixa queda de tensão, da ordem de 0,5V (máximo) para correntes de 2A.

Otimizando o *layout* do circuito, e mantendo o indutor na face inferior da placa, conseguiu-se manter o circuito todo da fonte de +12V em uma área de placa de aproximadamente 18x13mm.

A fonte de -12V foi empregada para formar alimentação simétrica para um amplificador operacional, em conjunto com a fonte de +12V. O único consumidor desta tensão é o amplificador operacional LM358QT, e portanto a fonte foi definida em um circuito *charge Pump* com base no controlador TC7662 da fabricante Microchip. Os circuitos *charge pump* são apropriados para situações como a do Stimgrasp, onde o consumo da fonte negativa é bastante baixo, da ordem de poucos miliamperes, e não há necessidade de excelente regulação da tensão de saída, não havendo necessidade de implementar uma fonte chaveada para esta finalidade.

Nesta fonte de -12V, a alimentação vem da própria fonte de +12V, e embora o controlador possua encapsulamento SOIC8 (*Small outline integrated Circuit*, em inglês), o consumo de

área da fonte não ultrapassa os 14x6mm, utilizando na entrada e saída capacitores cerâmicos de 22uF.

A fonte de +48V possui circuito bastante semelhante ao da fonte de +12V, utilizando o mesmo controlador, indutor e transistor, porém com alimentação do controlador e da parte de potência diferentes: enquanto o controlador também é alimentado pela tensão da bateria, como na fonte de +12V, a parte de potência recebe os +12V para gerar +48V.

A tensão de +48V é utilizada no circuito gerador do pulso de saída, constituído pelo amplificador operacional ADA4700-1, bem como seu driver de potência formado por transistores.

O último bloco de fonte de alimentação a ser detalhado é o da fonte de -48V, formado pelo controlador MAX776 da Maxim Integrated, em configuração de tensão ajustável na saída. Esta variação do circuito básico, proposta no próprio *datasheet* do componente, faz-se necessária porque a tensão fixa de saída dele é de -15V. De forma diferente à empregada na fonte de +48V, tanto o controlador quanto a parte de potência recebem a alimentação de +12V para gerar -48V.

Visando economia de energia, as fontes de +12V, +48V e -48V possuem seus sinais de habilitação conectados ao microcontrolador, de forma que quando o estimulador estiver ligado, porém sem gerar estimulação, estas fontes permaneçam desligadas.

Ao ligar o estimulador pelo botão, um circuito com um transistor mosfet tipo P é acionado, e imediatamente após o microcontrolador entrar em operação, um de seus sinais mantém este circuito habilitado, para que o conjunto não desligue no momento em que o usuário soltar a tecla. A chave de emergência do estimulador atua diretamente neste circuito interrompendo o fornecimento de energia a todas as fontes do conjunto via *hardware*. Este circuito também pode ser desligado a comando do microcontrolador, tanto sob circunstância de bateria com tensão baixa, como através de um comando serial previsto no protocolo.

4.2.2 Geração do pulso bifásico

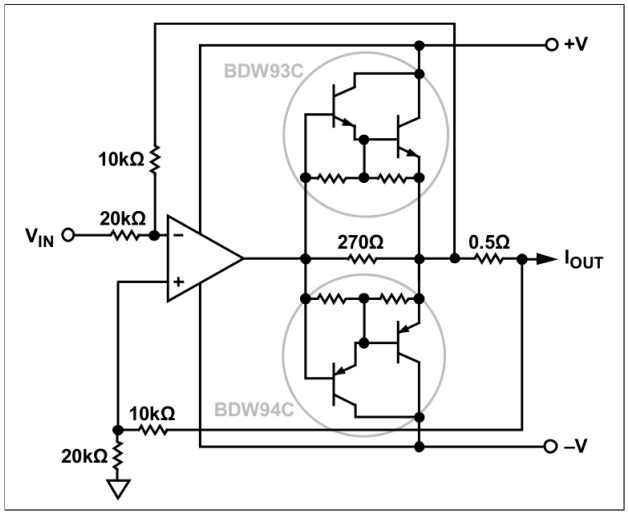
Partindo da experiência prévia dos projetos mencionados no capítulo 2, revisão bibliográfica, o pulso bifásico simétrico é apresentado como o mais adequado e utilizado para a finalidade de recuperação de padrões de preensão.

Para o Stimgrasp foi adotado o circuito de Fonte de Corrente de Howland (*Howland Current Pump* em inglês). Este circuito trata-se de uma fonte de corrente bifásica, que responde e estabiliza dentro dos intervalos necessários para o sequenciamento de canais. Mais detalhes sobre este sequenciamento serão dados na subseção 4.2.3, multiplexação de canais.

Este circuito foi baseado em uma configuração proposta pelo *datasheet* do amplificador operacional ADA4700-1, da fabricante Analog Devices, no qual uma Fonte de Corrente de Howland modificada é proposta. Este circuito básico pode ser visualizado na figura 37, e consiste apenas de um amplificador operacional e 5 resistores, reduzindo notavelmente a quantidade de componentes utilizada, bem como a área consumida de placa, em relação às topologias de ponte

H, o que contribui com o compromisso do Stimgrasp em miniaturização. Adicionalmente ao circuito básico, foi utilizado um driver de potência com 2 transistores bipolares Darlington, para proteger a saída do amplificador operacional.

Figura 37 – Circuito básico da Fonte de Corrente de Howland modificada



Fonte: Autor ”adaptado de” *Datasheet* do ADA4700-1 Revisão 0, 2016, p. 24

Para a geração do sinal a ser injetado neste circuito, faz-se uso de um conversor DAC, o MCP4725 da fabricante Microchip, e de um bloco subtrator de tratamento do sinal, feito com base no amplificador operacional LM358.

Através de comunicação I2C de 400kHz com o microcontrolador, o conversor DAC gera a forma de onda bifásica, porém com nível DC de +1,65V, que representa metade da tensão de alimentação dele. Este sinal já possui multiplexada a forma de onda dos 8 canais, na frequência de 20Hz e intervalo entre pulsos de 3ms, devido aos relês de estado sólido adotados para o circuito. Mais detalhes sobre o sequenciamento de canais serão dados na subseção 4.2.3, multiplexação de canais.

O sinal gerado pelo conversor DAC passa por um seguidor de tensão, feito a partir de uma porta do LM358, e posteriormente injetado em um subtrator, feito com a outra porta do mesmo, cuja referência é a metade da tensão de +3,3V do circuito, gerada através de um divisor de tensão. Desta forma, o sinal que sai do circuito subtrator e é injetado no circuito do ADA4700-1, é a forma de onda bifásica com amplitude máxima de +/-1,65V.

4.2.3 Multiplexação de canais

Dada a frequência de estimulação em 20Hz, e semiciclos positivo e negativo do pulso bifásico consumindo 600μs, obtém-se 49,4ms de intervalo entre cada pulso. A estratégia para sequenciamento de canais consiste em alocar os pulsos dos demais canais neste intervalo, e

utilizar um circuito eletrônico para enviar a cada saída o pulso com a respectiva amplitude daquele canal.

Para esta finalidade, fez-se uso de um demultiplexador 74HC138 recebendo sinal do microcontrolador em 3 bits de dado e 1 de habilitação, de forma a obter 8 sinais de saída, em uma lógica que apenas 1 saída por vez assume nível lógico 0. Em cada uma das saídas do demultiplexador foram acoplados em série os 2 leds do relê de estado sólido CPC2030N, da fabricante IXYS, que recebem alimentação de 3,3V, juntamente com um resistor para dosar a corrente para excitação dos leds. As correntes diretas dos leds do relê de estado sólido são baixas o suficiente para que o demultiplexador consiga alimentá-los sem uso de driver específico.

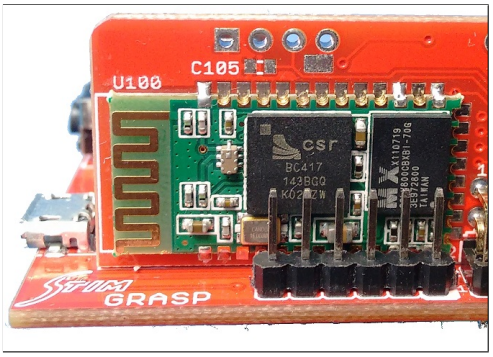
O duplo relê de estado sólido CPC2030N (dois circuitos idênticos e independentes no mesmo encapsulamento) consiste em um dispositivo com acoplamento ótico, como nos optoacopladores comuns, e saída bipolar formada por 2 transistores mosfet, possibilitando controle de cargas AC. Sua rigidez dielétrica é de 1500Vac, enquanto os transistores de saída possuem capacidade para operar com tensões de até 350Vp, com RDS máximo de 30Ω.

Um fator relevante para o bom funcionamento do circuito é respeitar os tempos máximos para ligar e desligar o componente, que são respectivamente 2 e 1ms. Portanto, dentro da janela de tempo de 49,4ms, o que determina quantos canais de saída podem ser sequenciados, são estes tempos, bem como a largura dos pulsos. No caso do Stimgrasp, dados os parâmetros e componentes selecionados, são multiplexados 8 canais, porém matematicamente seria possível alocar até 13 canais independentes, respeitando os parâmetros do relê de estado sólido.

4.2.4 Comunicação

A aplicação básica do Stimgrasp emprega o uso de um módulo *bluetooth*-serial HC-06, conectado diretamente à porta UART2 do microcontrolador, cujo aspecto e integração ao hardware são exibidos na figura 38, a seguir. Uma vez feito o pareamento entre este módulo e o dispositivo *Master*, no caso o *Smartphone* ou o computador, a comunicação é transparente, não sendo necessário nenhum tratamento do sinal.

Figura 38 – Detalhamento do módulo *bluetooth* HC-06



Fonte: Autor

O módulo HC-06 é fabricado por diversas empresas, e bastante difundido no mercado local, juntamente com *shields* e módulos para Arduíno. Sua alimentação é de +3,3V e ele aceita diversas taxas de comunicação, sendo que no Stimgrasp o padrão é 9600bps. Este módulo dispõe ainda de uma saída para led de status, sendo que quando não está pareado com nenhum dispositivo, o comportamento do led é piscante, enquanto após feito o pareamento, o led fica aceso continuamente.

Para realizar o pareamento pela primeira vez com um dispositivo, é necessário digitar no *Smartphone* o PIN solicitado pelo módulo, que por padrão de fábrica é 1234. Tanto o PIN quanto o nome que aparece ao encontrá-lo pelo *Smartphone* (Linvor) podem ser alterados através de comandos AT, conforme sugere o *datasheet* do módulo.

Ainda conectado na UART2 do microcontrolador, foi previsto no circuito um conversor USB-Serial CP2102 da fabricante Silicon Laboratories, com o intuito tanto de ajudar no desenvolvimento, quanto em aplicações de mesa, como seções de fisioterapia. Um jumper de solda na placa faz a seleção de quem consegue enviar dados ao microcontrolador: o módulo *bluetooth* ou o conversor USB-Serial.

O conjunto módulo *bluetooth*/conversor USB-Serial permite que o Stimgrasp seja controlado de diversas formas em aplicações futuras, seja diretamente por um computador, através de uma interface de aquisição de EEG, EMG, dentre outras, como apresentado brevemente em Rupp et al. (2015).

Na UART1 do microcontrolador foi previsto um conjunto transmissor/receptor ASK, também com o intuito de possibilitar outras aplicações futuras. Estes módulos ASK possibilitam comunicação direta entre microcontroladores, uma vez que somente dispositivos com maior poder de processamento (computador, *smartphone*) conseguem se portar como dispositivo *master bluetooth* ou se comunicar através de USB. Estes módulos permitem ainda que dois Stimgrasps possam se comunicar, de forma que enquanto um faz a recuperação de padrões de preensão, o outro possa fazer a estimulação sensoriomotora, por exemplo.

4.2.5 Circuitos diversos

Diversos circuitos secundários fazem parte do *hardware* do Stimgrasp, e embora não constituam um bloco com uma função específica, como os descritos nas subseções anteriores, possuem sua importância no funcionamento do sistema como um todo.

Conforme mencionado brevemente na subseção 4.2.1, fontes de alimentação e gerenciamento de energia, o *hardware* possui um circuito que injeta a tensão da bateria diretamente no microcontrolador para leitura via porta analógica. Trata-se de um circuito com transistor tipo P e um divisor de tensão, sendo que sempre que o estimulador estiver ligado, o microcontrolador estará recebendo esta amostra de tensão para ler, tomando a decisão de desligar o conjunto quando a tensão da bateria se aproximar dos +3,0V. É de conhecimento que as baterias de íon de

lítio possuem tensão mínima entre +2,5 e +3,0V, dependendo do fabricante e das características da mesma. Descarregar a bateria abaixo destes valores impacta em diminuição de sua vida útil.

O circuito do Stimgrasp dispõe também de uma memória EEPROM HT24LC02 da fabricante Holtek, com capacidade de 256 *bytes*, onde a cada comando serial recebido, são salvos os valores de amplitude. A comunicação é via barramento I2C, e o intuito desta memória é fazer com que não seja necessário reprogramar todas as amplitudes, de todos os canais, para cada estágio de cada tipo de preensão, toda vez que o equipamento for ligado.

O circuito dispõe também de uma leitura da conexão USB, com o intuito de informar ao microcontrolador quando há conexão USB vigente. Uma possível tratativa importante havendo posse desta informação é de não realizar estimulação quando houver conexão vigente, e o intuito disto é evitar que haja problemas com corrente de fuga, partindo do princípio de que o computador em questão possa não ter isolação adequada da rede. Em futuras aplicações como fisioterapia, onde pode ser mais interessante o uso de comunicação USB, uma vez garantida a isolação, pode-se alterar o comportamento do circuito através do firmware.

Foram previstos no circuito também diversos leds indicativos de status, sendo:

a) led verde indicando equipamento ligado;

b) led bicolor (verde/vermelho) indicando status da recarga da bateria;

c) led verde de status de *Bluetooth*;

d) leds verdes para TX e RX da UART1 do microcontrolador;

e) leds verdes para TX e RX da UART2 do microcontrolador;

f) led RGB de uso geral.

O led indicando equipamento ligado é um led simples alimentado diretamente no +3,3V do circuito. O led bicolor de status de recarga de bateria é alimentado diretamente pelos sinais do recarregador MCP73837, indicando vermelho durante recarga e verde no evento de recarga completa. O led de status do *Bluetooth* é controlado diretamente pelo módulo HC-06, piscando quando está sem conexão e aceso continuamente quando pareado. Os leds das portas seriais estão ligados nas respectivas linhas, a partir de um *buffer* não inversor 74LVC07A, com a finalidade de não atrapalhar os níveis lógicos para que a comunicação ocorra sem erros. O led RGB é controlado diretamente por pinos do microcontrolador, e pode ter serventia como indicador de status específicos, como nível de bateria, estimulação em andamento, ou quaisquer outras indicações.

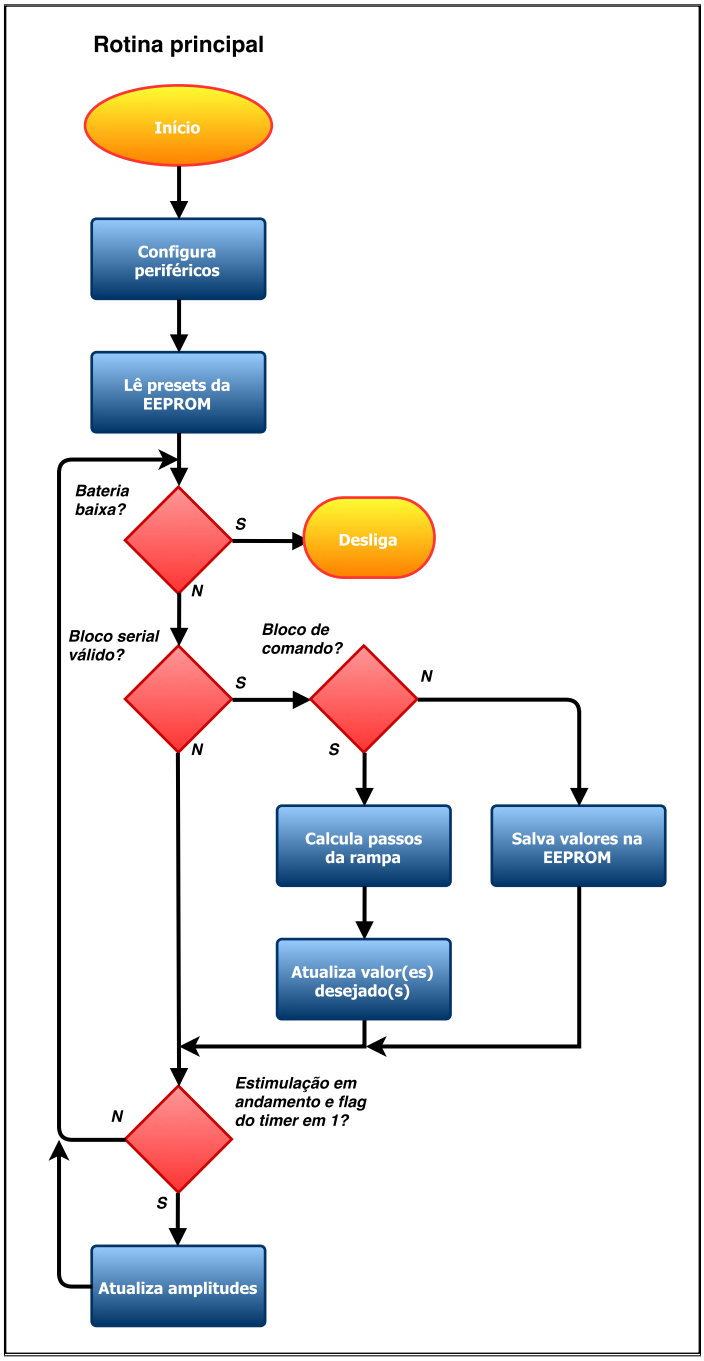
4.3 FIRMWARE DO MICROCONTROLADOR

O microcontrolador utilizado é o PIC24FJ64GA004 da Microchip, de arquitetura 16 bits e fácil aquisição no mercado local, com memória de 64KB e diversos periféricos, caracterizando

uma boa opção para o desenvolvimento do projeto. O *firmware* foi escrito em linguagem C no ambiente MPLAB X, fornecido pela própria Microchip.

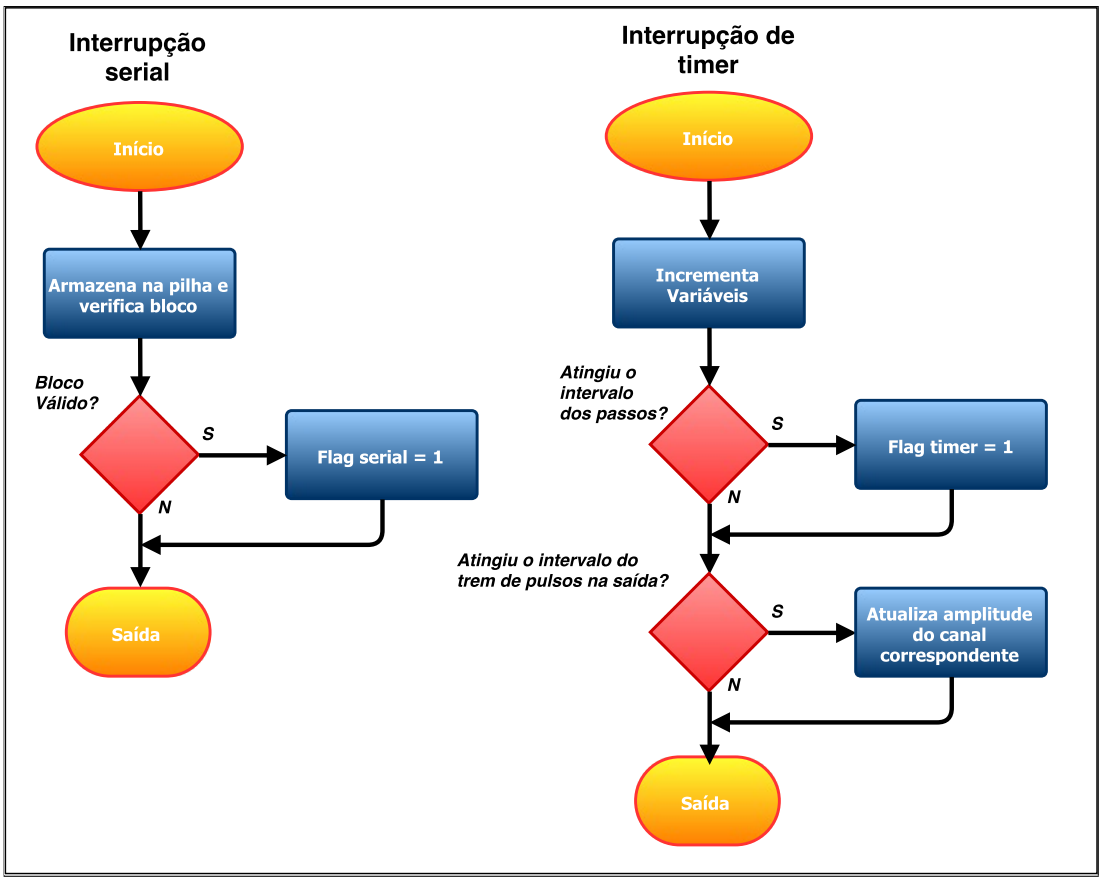
Em virtude da extensão do código escrito, o funcionamento básico do *firmware* é detalhado nos fluxogramas das figuras 39 e 40, enquanto os recursos mais relevantes são abordados nas subseções seguintes.

Figura 39 – Fluxograma da rotina principal do firmware



Fonte: Autor

Figura 40 – Fluxogramas das interrupções serial e de timer



Fonte: Autor

4.3.1 Memória interna

Conforme brevemente abordado na subseção 4.2.5, circuitos diversos, o circuito do Stimgrasp possui uma memória acoplada ao mesmo barramento I2C do conversor DAC, cuja tarefa é armazenar os parâmetros de amplitude e tempo das preensões, fazendo com que não seja necessário configurá-lo a cada vez que for ligado.

No *firmware*, a rotina de salvar os dados é chamada imediatamente após o recebimento de um bloco serial válido, naturalmente desde que seja um bloco configurando valores. Mais detalhes sobre o protocolo serial são dados na subseção 4.3.4, protocolo serial.

Ao inicializar o circuito, é realizada a leitura de todos estes valores e os mesmos são salvos na memória RAM do microcontrolador para uso imediato. Em uso normal, o Stimgrasp só precisa receber os comandos para os estágios de preensão desejados, porque os valores já estarão carregados ao ligar o equipamento.

4.3.2 Acionamento em rampa

Visando uma estimulação com movimentos mais suaves, e consequentemente o conforto do usuário, foi previsto no projeto o acionamento dos canais de saída em rampa, ou seja, com tempos de subida e descida configuráveis.

Os parâmetros de tempo de subida e descida ajustados são independentes entre canais, porém comuns entre os diferentes padrões de estimulações (mais detalhes na subseção 4.3.4, protocolo serial); em outras palavras, a estimulação do canal 1 pode demorar 1 segundo para ir de 0% a 100%, enquanto a do canal 2 pode demorar 2 segundos. Mas esta temporização, uma vez definida, se repetirá para todos os padrões de movimentos.

4.3.3 Troca automática de estimulação

Foi previsto no *firmware* um recurso que realiza a troca automática de estágios de estimulação, recurso que se faz interessante na preensão palmar, e extensão do indicador.

O intuito é que ao finalizar o estágio 1 da estimulação, ou seja, após o tempo de rampa configurado, o estágio 2 inicie imediatamente, dado que não há a necessidade do comando do usuário para o estágio 2.

De acordo com a tabela 2, o primeiro estágio da preensão palmar é a abertura de mão, e posteriormente a preensão é feita em dois estágios. Considerando que a utilidade básica da preensão palmar é apanhar objetos como um copo, por exemplo, não faz sentido que metade da preensão seja feita, e o estimulador aguarde o comando para completá-la. O mais natural é que após a abertura da mão, a preensão seja feita por completo, e o usuário se incumba apenas de decidir quando iniciá-la e quando finaliza-la.

De forma análoga à preensão palmar, e respeitando a tabela 4, a extensão do indicador também é realizada em dois estágios, porém não faz sentido que após metade da sequência completa, o estimulador aguarde comando complementar para finalizar a tarefa. A tratativa neste caso é a mesma.

Já para preensão lateral, faz-se necessário que a estimulação seja dividida em duas etapas, sob comando do usuário. Segundo a tabela 3, após a abertura da mão, os dedos são flexionados, em seguida o usuário deve posicionar o objeto sobre a face lateral do indicador, e somente então dar o próximo comando para agarrar o objeto de interesse, com a ação do polegar.

Um recurso adicional previsto é o desligamento automático de canais após a abertura de mão. Este recurso em específico faz-se útil nas preensões palmar e lateral, de forma que ao finalizar a estimulação, a mão do usuário seja aberta antes de a estimulação cessar.

Um exemplo simples para ilustrar a questão é na preensão palmar, onde o usuário esteja segurando algum objeto, como um copo; quando o usuário desejar soltar o copo, não basta cessar a estimulação vigente, faz-se necessário abrir a mão, de forma que o usuário possa afastá-la do objeto, e somente então cessar a estimulação.

4.3.4 Protocolo Serial

Para o Stimgrasp, foi desenvolvido um protocolo serial dedicado, com a finalidade de mandar os valores de amplitude e tempo, bem como os comandos para executar as estimulações desejadas.

Foram adotados os seguintes parâmetros para a comunicação serial:

a) Baudrate: 9600bps;

b) 8 bits de dados e 1 bit de parada;

c) Sem paridade.

Na versão inicial do projeto, não é feita a verificação de *checksum*, nem paridade do bloco recebido. Como proteção contra blocos de dados corrompidos, são verificados os caracteres iniciais, o caractere final, além do tamanho do bloco. A string de comando para o Stimgrasp possui 41 bytes e é definida a seguir:

<STIMXYYAAAABBBBCCCCDDDDEEEEFFFFGGGGHHHH>, onde

a) <STIM: Início de bloco;

b) X:

- C - Comando;
- V - Valor;

c) YY:

- Número, 00 a 10 (decimal) para comando;
- Número, 00 a 08 (decimal) para valor;

d) AAAA:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 1;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 1;

e) BBBB:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 2;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 2;

f) CCCC:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 3;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 3;

g) DDDD:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 4;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 4;

h) EEEE:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 5;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 5;

i) FFFF:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 6;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 6;

j) GGGG:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 7;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 7;

k) HHHH:

- Número, 0000 a 2047 (decimal) para amplitudes do canal 8;
- Número, 0000 a 9000 (decimal), tempos para canal 8;

l) >: Fechamento de bloco

Para configurações de amplitude, o intervalo de 0000 a 2047 representa tensões de pico de 0 a 48V, que em uma carga de $1k\Omega$ representaria correntes de 0 a 48mA, enquanto para tempo, o valor é direto em milissegundos, ou seja, o valor 5500 representa uma rampa de 5,5 segundos.

Os comandos são utilizados para iniciar ou finalizar estimulações com os valores de amplitude e tempos de rampa já definidos, com exceção do comando 03, que inicia imediatamente a estimulação com os valores presentes em seu bloco (necessário que as rampas já estejam configuradas previamente), tendo como finalidade possibilitar uma maneira rápida de testar os valores de amplitude em determinada preensão, ao invés de enviar os parâmetros e posteriormente enviar o respectivo comando.

Os valores definem, para cada estimulação, as amplitudes e tempos de subida e descida para cada um dos 8 canais do Stimgrasp. Posteriormente ao envio de um bloco do tipo 'valor', o Stimgrasp armazena em sua memória estes valores, e faz a leitura dos mesmos a cada inicialização. Isto possibilita que as amplitudes e tempos sejam configurados uma vez, e não precisem mais ser configurados, até que se faça necessário ou que se deseje alguma alteração.

Quando um comando é enviado, os bytes referentes às amplitudes ou tempos são irrelevantes. Exemplificando, a string

<STIMC04xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx>

possui o mesmo efeito da string

<STIMC04aaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaa>

O detalhamento de todos os comandos seriais previstos na versão inicial do Stimgrasp podem ser visualizados na tabela 5.

Tabela 5 – Protocolo serial do Stimgrasp

Comando ou Valor	Ação realizada
C00	Desliga Stimgrasp
C01	Solicita resposta padrão do Stimgrasp
C02	Desligamento de canais
C03	Atualização imediata de canais
C04	Inicia abertura de mão
C05	Inicia preensão palmar estágio 1
C06	Inicia preensão palmar estágio 2
C07	Inicia preensão lateral estágio 1
C08	Inicia preensão lateral estágio 2
C09	Inicia extensão do indicador estágio 1
C10	Inicia extensão do indicador estágio 2
C11	Inicia abertura de mão, desligando canais posteriormente
V00	Armazena tempos de rampa de subida
V01	Armazena tempos de rampa de descida
V02	Armazena amplitudes da abertura de mão
V03	Armazena amplitudes da preensão palmar estágio 1
V04	Armazena amplitudes da preensão palmar estágio 2
V05	Armazena amplitudes da preensão lateral estágio 1
V06	Armazena amplitudes da preensão lateral estágio 2
V07	Armazena amplitudes da extensão do indicador estágio 1
V08	Armazena amplitudes da extensão do indicador estágio 2

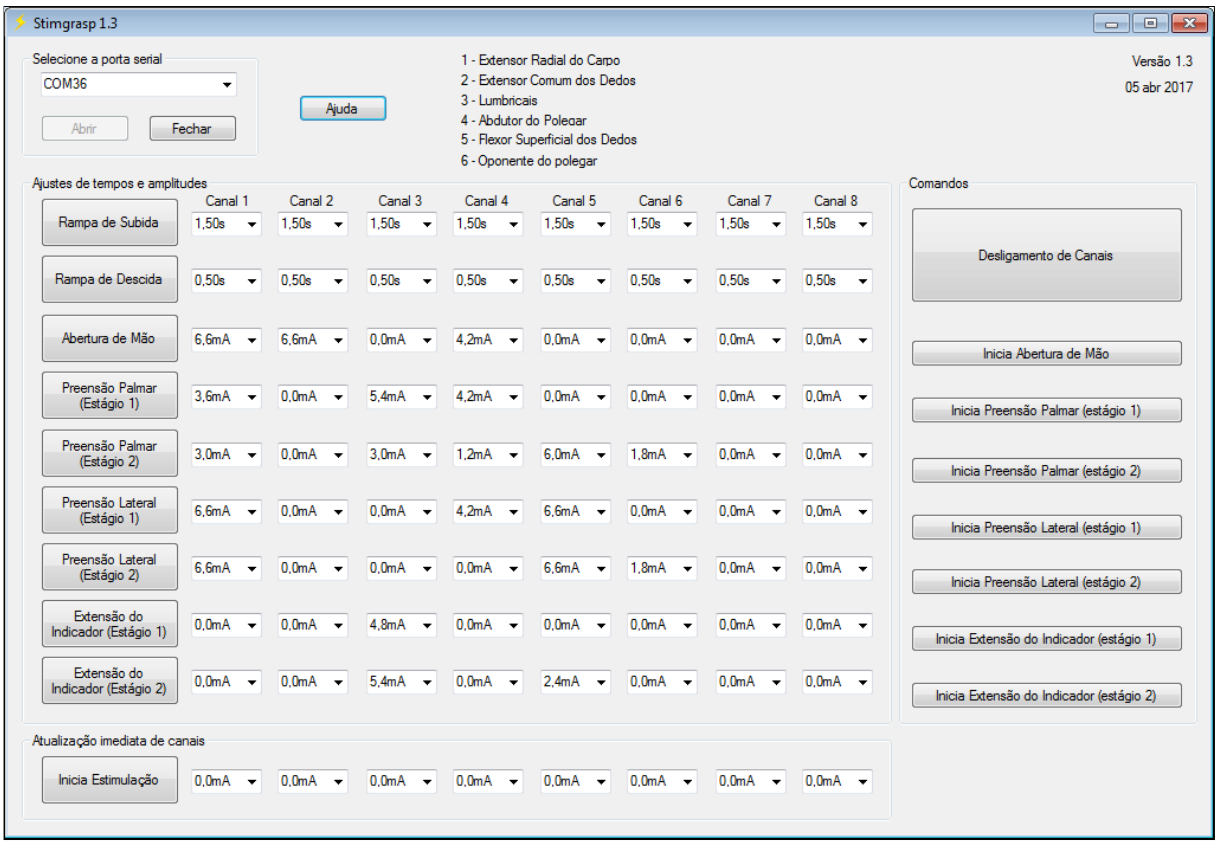
Fonte: Autor

4.4 SOFTWARE DE CONTROLE EM AMBIENTE WINDOWS

Para permitir controle total do Stimgrasp, foi desenvolvido um *software* em linguagem C#, utilizando-se a ferramenta livre SharpDevelop, para funcionar em ambiente Windows. Este software possui interface em tela única, e o intuito é que ela seja operada pelo fisioterapeuta, ou alguma pessoa auxiliando o lesionado medular a configurar o estimulador. A imagem da tela do software pode ser visualizada na figura 41.

Neste software, faz-se a conexão com o Stimgrasp a partir do *bluetooth* do computador, ou para casos onde o computador não tenha *bluetooth*, de um adaptador USB/*Bluetooth*. Uma vez pareado com o estimulador, pode-se configurar todos os tempos e amplitudes, e realizar testes facilmente para determinar se os parâmetros estão adequados ou não.

Figura 41 – Tela do software em ambiente Windows



Fonte: Autor

Para tanto, deve-se selecionar na caixa 'Selecione a porta serial' a porta COM atribuída à conexão *Bluetooth*, e posteriormente clicar em 'Abrir'. Feita a conexão com sucesso, o restante da interface ficará habilitada para uso.

Na caixa 'Ajustes de tempos e amplitudes', estão contidos todos os campos onde deverão ser ajustados os valores, bem como os botões que enviam a informação ao estimulador.

Os tempos de rampa de subida e de descida são independentes por canal, porém globais para todos os padrões de estimulações disponíveis; exemplificando, o tempo de subida do canal 1 para abertura de mão, é o mesmo tempo de subida da preensão palmar e assim por diante. Em contrapartida, cada padrão de estimulação possui amplitudes independentes para cada um dos 8 canais.

Para facilitar os testes clínicos, foi previsto um recurso especial na caixa 'Atualização imediata de canais', onde pode-se efetuar testes para verificar o resultado da estimulação cujos valores de amplitudes forem definidos em suas respectivas caixas. Os testes feitos através deste recurso, não implicarão em perda ou atualização dos valores na memória interna do Stimgrasp, e utilizam o comando C03 descrito na subseção 4.3.4, protocolo serial.

Em virtude de este *software* ser uma aplicação dedicada, foi previsto também um menu simplificado de ajuda, acessado através de botão, para situar o usuário sobre as funcionalidades,

principalmente a questão da ferramenta de atualização imediata de canais, bem como a tratativa de se enviar os valores apenas uma vez e eles serem armazenados na memória do estimulador.

Com exceção dos botões Abrir, Fechar e Ajuda, o que os outros botões fazem é basicamente enviar uma string pela conexão serial vigente, no formato detalhado na subseção 4.3.4, protocolo serial. Os botões da caixa 'Comandos', enviam comandos que fazem o estimulador iniciar ações, enquanto os botões da caixa 'Ajustes de tempo e amplitudes' geram uma string de atualização de valores, com o conteúdo selecionado em suas respectivas caixas. Vale ressaltar que nos casos de preensão palmar e extensão do dedo indicador, ao executar o estágio 1 da estimulação, o estágio 2 correspondente é iniciado na sequência.

4.5 SOFTWARE DE CONTROLE EM AMBIENTE ANDROID

Para controle do Stimgrasp pelo usuário final, foi desenvolvido um aplicativo em ambiente Android, dispondo de todos os comandos de estimulação, sendo: abertura de mão, preensão palmar, preensão lateral e extensão do indicador. A ferramenta utilizada para tal desenvolvimento foi o Android Studio, utilizando linguagem Java.

O dispositivo alvo para desenvolvimento foi um *smartphone* com tela de 5", e o aplicativo seguiu preceitos de usabilidade em prol da facilidade de uso e de aprendizado. Elementos de Interface Humano Computador (IHC) foram adicionados à interface a fim de enriquecê-la, como cores diferenciadas, mensagens de confirmação, textos de ajuda, dentre outras.

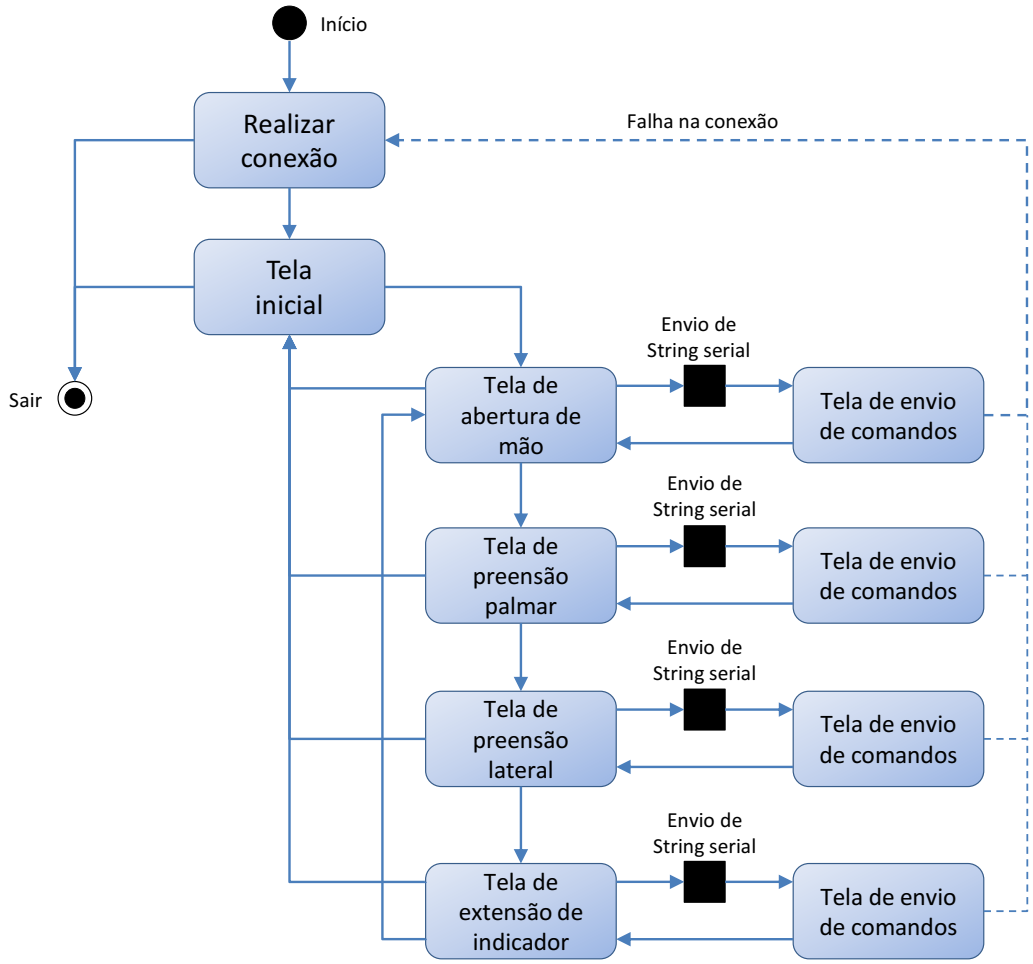
Uma questão adicional referente à aplicação é que sendo ela controlada por um lesionado medular nível C5 ou C6, não se pode exigir grande destreza por parte do usuário, afinal a perda dos movimentos dos dedos é inerente à lesão.

Com o intuito de contornar esta questão, todos os botões de navegação e comando da interface possuem tamanhos e espaçamentos que possibilitem o controle, mesmo sem o usuário ter movimento voluntário nos dedos. Corroborando a esta estratégia, alia-se o fato de a interface ter sido feita de forma otimizada, sem telas desnecessárias (redundantes), facilitando o aprendizado e memorização dos recursos.

Para detalhamento da interface, fez-se uso do método MOLIC (*Modeling Language for Interaction as Conversation*, ou linguagem de modelamento para interação como conversação, em inglês), onde as interações entre as telas e comandos são detalhadas. A figura 42, a seguir, apresenta estes elementos.

Em virtude do grande número de ajustes a fazer, a fim de configurar os parâmetros das estimulações, decidiu-se deixar esta tarefa inicialmente no *software* para ambiente Windows. Hipoteticamente, a configuração das amplitudes de estimulação não é uma tarefa que deve ser realizada com frequência, o que reforça a ideia de deixá-la para o outro *software*, onde o usuário será auxiliado por um terceiro.

Figura 42 – Diagrama MOLIC para a interface Android desenvolvida



Fonte: Autor

4.6 ÓRTESE DO SISTEMA

O intuito de utilizar uma órtese vêm da ideia de facilitar a tarefa de posicionar os eletrodos dia após dia.

O conjunto órtese e estimulador compõem uma neuroprótese uma vez que o conjunto substitui os comandos neurais interrompidos do lesionado medular. Para a neuroprótese do Stimgrasp, foram adotadas algumas características que vão de encontro com a usabilidade do sistema, ou seja, características que visam facilitar o uso e manuseio do aparato no dia a dia, sendo elas:

a) Uso de eletrodos reutilizáveis;

b) Estrutura em tela de metal para possibilitar ventilação do antebraço;

c) Fechamento e abertura simplificados;

Os eletrodos de borracha condutiva são uma opção interessante para o projeto, uma vez que podem ser utilizados por muito mais tempo que os adesivos convencionais. É possível seu uso apenas mantendo-o em contato com a pele, porém o uso de gel condutor também é indicado, uniformizando a região de contato. Como este eletrodo não possui nenhum tipo de adesivo, faz-se necessário um aparato que o force contra a pele, e também há a necessidade de cuidados com a isolação elétrica, já que toda sua superfície (as duas faces, bem como as laterais) é condutora.

Pensando na ventilação do antebraço do usuário, foi adotada uma tela de aço galvanizado com malha 14, o que significa que em 1 polegada linear, há 14 janelas. Esta tela de metal foi moldada e teve suas arestas protegidas com massa epóxi, formando uma órtese em 2 partes, unidas de um lado através de pedaços de couro sintético, e do outro com imãs de Neodímio para fazer o fechamento.

Para fixar os eletrodos nesta órtese de metal, foram montados conjuntos com os mesmos, sendo que uma espuma de 20mm de espessura foi colada no eletrodo, e na espuma um pedaço de couro sintético, que por sua vez teve alguns imãs de Neodímio colados, para manter o conjunto posicionado na tela metálica. Desta forma, torna-se fácil o reposicionamento dos eletrodos na órtese, bastando abri-la e arrasta-los para o local desejado.

A espuma utilizada neste conjunto desempenha um papel importante na órtese, sendo que o couro sintético fica moldado à tela metálica graças a ação dos imãs, enquanto o eletrodo fica moldado ao antebraço do usuário graças à ação de compressão que a espuma impõe em ambas as partes.

A fiação dos eletrodos foi feita com pedaços de fio de 1,5mm² estanhados, soldados a fios de 0,1mm², de forma que o fio de 1,5mm² fique dentro do canal que o eletrodo de borracha possui, garantindo contato em toda sua área, e já próximo à borda do eletrodo, o fio de 0,1mm² é soldado, de forma que no conjunto apenas ele fique a mostra. Os fios dos eletrodos são arranjados na forma de dois chicotes, referentes às partes anterior e posterior do antebraço, juntando-se fora da órtese até chegar no estimulador.

Por fim, a tela metálica recebeu uma densa camada de verniz transparente para deixá-la isolada eletricamente. Desta forma, nem os eletrodos, e nem a própria pele do usuário podem ter contato elétrico com ela.

O aspecto final da órtese desenvolvida, já com o conjunto de eletrodos, pode ser verificado na figura 43, a seguir.

Figura 43 – Aspecto da órtese desenvolvida

Fonte: Autor

4.7 METODOLOGIA DE TESTES EM BANCADA

Nesta seção são apresentadas as metodologias de testes práticos em bancada, cujo objetivo é o de verificar a adequação de todo o circuito e software desenvolvidos.

4.7.1 Autonomia da bateria em funcionamento

Foram realizados testes a fim de verificar o tempo de autonomia da bateria em diferentes condições de uso, bem como verificar sua estabilidade. Todos os testes foram realizados com um osciloscópio Agilent DSOX2012A, monitorando as fontes de +/-48V, enquanto um multímetro media continuamente a tensão da bateria, para verificar o desligamento no ponto esperado. A carga utilizada na saída do estimulador para estes testes, foi um resistor de 1kΩ em paralelo com um capacitor de 100nF em cada canal.

Inicialmente, um teste de uso moderado foi realizado, onde a sequência de eventos (ciclo repetitivo) foi a seguinte:

a) abertura de mão por 3 segundos;

b) preensão palmar estágio 1, alternando para estágio 2 na sequência, e mantendo a estimulação por 20 segundos;

c) desligamento dos canais por 15 segundos;

d) abertura de mão por 3 segundos;

e) preensão lateral estágio 1 por 5 segundos;

f) preensão lateral estágio 2 por 20 segundos;

g) desligamento de canais por 15 segundos;

h) extensão do indicador estágio 1, alternando para estágio 2 na sequência, e mantendo a estimulação por 20 segundos;

i) desligamento de canais por 15 segundos;

A configuração de canais para cada preensão, bem como as amplitudes utilizadas, foram as mesmas definidas para testes práticos, exibidas na figura 41.

Para a realização deste teste, foi desenvolvido um software simplificado que enviava strings através de uma porta COM virtual, na temporização desejada.

Em vista de que o teste 1 foi realizado com as amplitudes definidas nos testes com um voluntário com condição muscular saudável (não lesionado medular), e que são esperadas amplitudes maiores para lesionados medulares com algum grau de atrofia na musculatura, um segundo teste foi feito com a mesma sequência, porém utilizando valores 3 vezes maiores em todas as amplitudes, ainda com carga RC.

Um terceiro teste foi feito, com o intuito de determinar qual seria a duração mínima da bateria, bem como detectar possíveis instabilidades no funcionamento das fontes. Este teste foi realizado com as 8 saídas do estimulador ligadas continuamente com amplitude máxima de sinal (48mA para uma carga de 1kΩ).

4.7.2 Formas de onda

Todas as formas de onda apresentadas, foram obtidas com o osciloscópio diretamente na saída do estimulador, tendo como carga um resistor de 1kΩ em paralelo com um capacitor de 100nF em cada canal. O intuito de utilizar uma carga RC é se aproximar mais do comportamento do tecido humano, em relação à carga puramente resistiva, como abordado previamente na seção 3.5, impedância do tecido e variáveis que afetam os limiares de estimulação.

4.8 METODOLOGIA DO TESTE PILOTO

O teste piloto foi realizado em conjunto com o Laboratório de Movimento do Departamento de Ortopedia e Traumatologia-FMUSP, localizado no Complexo do Hospital das Clínicas, sob supervisão da Doutora Julia Maria D'Andrea Greve. Um voluntário de sexo masculino foi selecionado pelo corpo médico, dentre o conjunto de pacientes do ambulatório, apresentando lesão medular nível C6 há 8 anos. Após a estabilização do quadro funcional, o mesmo

não mais realizou atividades fisioterápicas, apresentando um certo enrijecimento nas articulações interfalângicas proximais.

Em flexão, isto confere um posicionamento funcional, possibilitando que o voluntário realize tarefas cotidianas e possua um considerável grau de independência, sendo que o mesmo até dirige automóvel adaptado. Alguns objetos de uso pessoal, como talheres, são adaptados em uma órtese para seu uso, e a tenodese natural é responsável por boa parte das outras atividades de preensão. O voluntário foi informado dos procedimentos, tendo concordado em participar.

O procedimento realizado pode ser definido na seguinte sequência de eventos:

a) foi inspecionada a região que receberia os eletrodos, em busca de ferimentos que pudessem comprometer o resultado ou a integridade física do usuário;

b) os eletrodos foram limpos com álcool gel e posteriormente foi aplicado o gel condutor neles;

c) os eletrodos na órtese foram posicionados inicialmente de acordo com o atlas de fisiologia de Netter (2011), nas figuras 33 e 34;

d) foram iniciados os ajustes de parâmetros, testando um canal por vez, colhendo as impressões do voluntário e efetuando o reposicionamento para obter máxima eficácia;

e) foram aplicadas as sequências de preensão palmar, lateral e extensão do indicador;

f) foi solicitado ao voluntário que tentasse acoplar e desacoplar a neuroprótese;

g) foi apresentado o software de controle no *smartphone* com uma breve explanação, e foi solicitado ao usuário que comandasse o software de controle através do smartphone;

h) foram colhidas observações e comentários do voluntário sobre o sistema como um todo: estimulação, interface, neuroprótese, etc.

i) foram colhidas observações e comentários da médica sobre o sistema como um todo: estimulação, interface, neuroprótese, etc.

5 RESULTADOS

O projeto do Stimgrasp é composto por 4 itens, sendo:

a) estimulador, cujo projeto é detalhado nas seção 4.2, o dispositivo;

b) órtese com eletrodos, detalhada na seção 4.6, órtese do sistema;

c) software de controle em ambiente Windows, detalhado na seção 4.4;

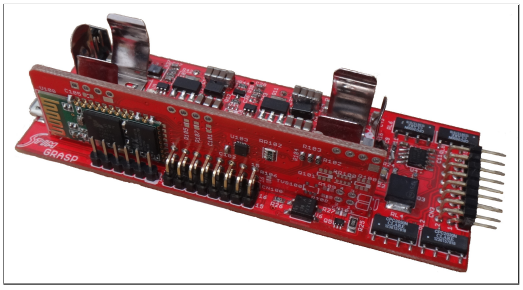
d) software simplificado de controle em ambiente Android, detalhado na seção 4.5.

Embora cada um destes itens tenha sido previamente detalhado nas seções anteriores, este detalhamento trouxe em muito, aspectos iniciais, de projeto, enquanto as peculiaridades da implementação de cada um dos itens supramencionados, são detalhadas na sequência.

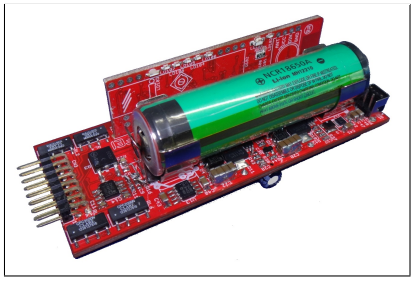
O hardware finalizado do Stimgrasp pode ser observado nas figuras 44a e 44b, a seguir, sendo constituído basicamente por uma placa dupla face, de dimensões aproximadas de 100x39x25mm (comprimento, largura, altura), com componentes em ambas as faces para otimizar o espaço físico.

Figura 44 – Detalhamento do *hardware* do Stimgrasp

(a) Somente placa



(b) Vista com bateria



Fontes: Autor

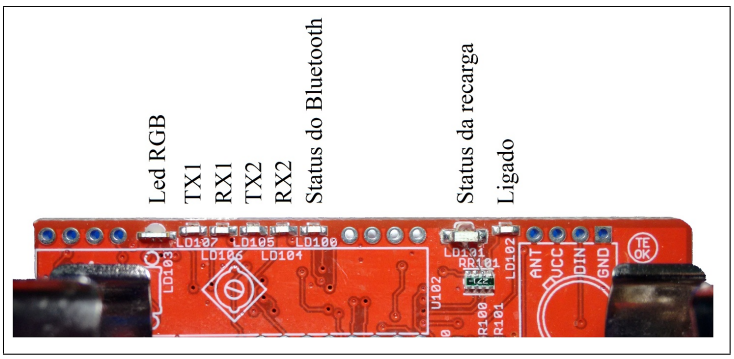
Conforme pode ser visto nas figuras, uma estratégia de *layout* utilizada para otimizar o espaço consumido pelo circuito, foi o emprego de uma placa auxiliar, acoplada ortogonalmente à placa principal. Dado o fato de que a bateria utilizada é consideravelmente volumosa, esta placa auxiliar possui as dimensões aproximadas da mesma, contribuindo muito pouco no aumento de volume do conjunto.

Conforme brevemente detalhado na subseção 4.2.5, circuitos diversos, a placa auxiliar possui basicamente o módulo *bluetooth*, e leds de indicação de *status* gerais.

A localização dos leds e suas respectivas funções são exibidas na figura 45, a seguir.

Para acomodar o conjunto eletrônico, um gabinete customizado foi desenvolvido no ambiente Onshape (www.onshape.com) e confeccionado com impressora 3D. O gabinete foi feito em material translúcido, permitindo a visualização dos leds de *status* sem a necessidade de fazer aberturas no mesmo. Outro ponto que merece destaque é a localização da tecla de

Figura 45 – Detalhamento dos leds indicativos



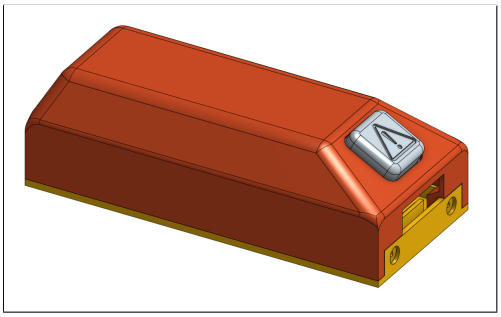
Fonte: Autor

emergência do sistema, posicionada na parte frontal do gabinete, dispondo de fácil acesso, e possuindo identificação e tamanho adequado para sua finalidade.

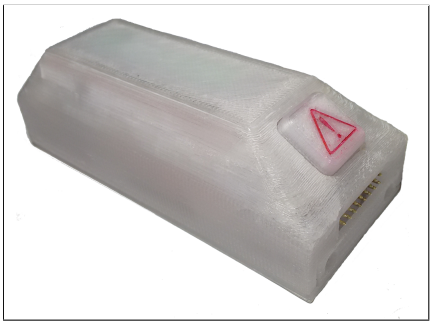
As imagens do projeto e do gabinete físico, podem ser vistas nas figuras 46a e 46b, a seguir.

Figura 46 – Detalhamento do gabinete do estimulador

(a) Projeto



(b) Peça física



Fontes: Autor

O material adotado para construir o contorno da órtese foi a massa epóxi, facilmente encontrada em lojas de material para construção. Em virtude de a tela metálica possuir cantos cortantes/perfurantes, o epóxi possui tanto a função de dar formato à tela, quanto proteger o usuário contra ferimentos.

Em especial, a parte da órtese que dá apoio à palma da mão, foi a que necessitou ser retrabalhada o maior número de vezes, em virtude de que o movimento da preensão palmar fazia a mesma abrir, um dos motivos pelo qual o fechamento teve de ser alterado.

O fechamento da órtese, que foi feito inicialmente com base em imãs de neodímio, tinha por objetivo facilitar o fechamento. Na prática, notou-se que a pressão exercida pelas espumas dos eletrodos, fazia com que os imãs perdessem parte da força de atração. Aumentar a força dos imãs podia resolver a questão de fechamento, mas dificultava cada vez mais a abertura posterior.

Por este motivo, o fechamento por imã foi substituído por travas mecânicas, similar às utilizadas em artesanato, onde o usuário precisa mover uma parte metálica e fazer uma leve pressão para travar. A trava adotada pode ser visualizada na figura 47, a seguir.

Figura 47 – Trava mecânica

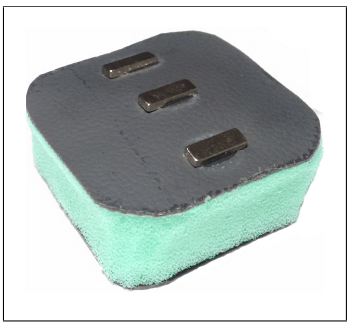
Fonte: Autor

Para compor a órtese, os eletrodos foram previamente preparados em um conjunto formado por espuma, couro sintético e imãs de neodímio. O intuito do conjunto é permitir que o eletrodo se conforme à pele do usuário, ao mesmo tempo em que os imãs de neodímio fiquem em contato com a tela graças à conformabilidade da espuma utilizada.

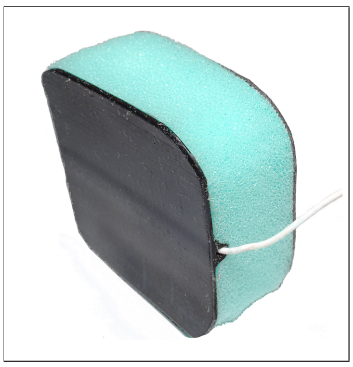
Os eletrodos de borracha possuem uma superfície muito lisa, e a maioria das colas e adesivos não conseguem garantir aderência na mesma. Nem mesmo adesivo de contato, utilizado em calçados, foi eficaz na tarefa de fixar o eletrodo à espuma, sendo que o único material encontrado que apresentou aderência satisfatória foi o adesivo transferível da 3M, a fita *Scotch* YR-9767. O conjunto do eletrodo é exibido nas figuras 48a e 48b, a seguir.

Figura 48 – Detalhamento do conjunto eletrodo-espuma

(a) Couro sintético e imãs



(b) Eletrodo e saída de cabo



Fontes: Autor

Inicialmente, nos eletrodos foram utilizadas espumas de 20mm de espessura, e de densidade desconhecida. Nos testes práticos, notou-se que alguns dos eletrodos, podendo-se citar o

dos lumbricais e os de referência, não garantiam todas as vezes o contato adequado com a pele, causando instabilidades no funcionamento do conjunto. As espumas foram então substituídas por outras de 30mm de espessura e densidade 28 (mais rígidas que as originais), colaborando para uma maior uniformidade no funcionamento.

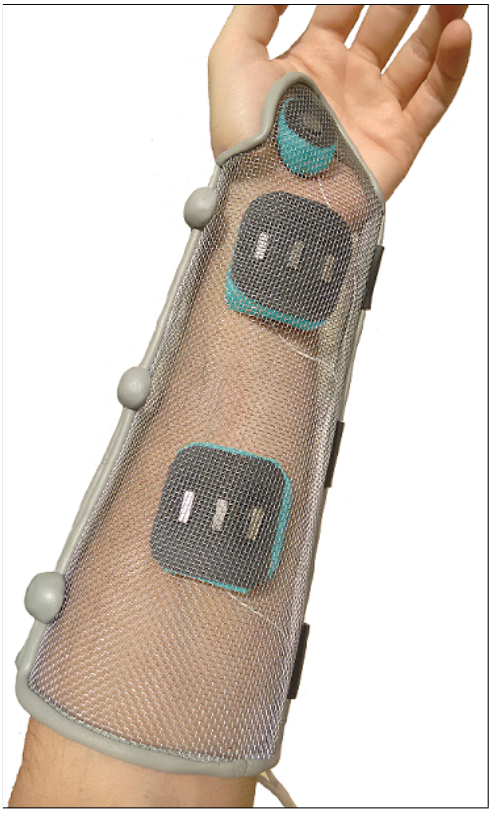
Nos testes práticos, tendo o autor como usuário, verificou-se o comportamento da estimulação elétrica sobre tecido ferido. Na ocasião, posicionou-se um dos eletrodos em uma região do antebraço com ferimento (arranhão) em cicatrização, e foi notado um grande desconforto em virtude de a densidade de corrente mudar neste ponto. A pele rompida forma um caminho de menor resistência a ser vencido pela corrente.

Embora o ideal, naquele momento, fosse não continuar com os testes, a questão foi contornada cobrindo a pequena região lesada com um pedaço de esparadrapo, o que fez o comportamento do conjunto voltar ao esperado.

Os cabos referentes aos eletrodos, tanto da parte anterior como da posterior do antebraço, foram presos juntos formando dois chicotes que se unem ao sair da órtese. O fio utilizado para esta tarefa é de 0,1mm^2 em virtude dos baixos níveis de corrente utilizados e também pela flexibilidade que o mesmo apresenta.

A aparência final da órtese vestida pode ser vista na figura 49. Vale ressaltar que o posicionamento dos eletrodos é aproximado.

Figura 49 – Aspecto da órtese vestida



Fonte: Autor

Referente à aplicação em Android do Stimgrasp, há uma melhoria feita referente a alteração de uma característica do Android relacionada ao aumento do ícone de chamada do aplicativo. Como o Android não permite o aumento de somente um ícone (ele disponibiliza ferramentas de acessibilidade que permitem o aumento do texto e dispositivos na tela), fez-se o uso de um aplicativo terceiro, disponível na loja de aplicativos do Google, a *Play Store*, chamado Giganticom.

A partir dele, é possível criar um ícone de tamanho variável para a aplicação de interesse. Para tanto, foi necessário criar um ícone com resolução adequada para exibição na tela, sem perda de qualidade.

O intuito de aumentar o ícone de chamada é proporcionar maior facilidade, para o usuário sem controle dos dedos, em iniciar a aplicação.

As telas da aplicação em Android, bem como as possíveis transições entre elas podem ser vistas na figura 64, localizada no apêndice B.

5.1 AUTONOMIA DA BATERIA EM FUNCIONAMENTO

A autonomia do Stimgrasp foi levantada em algumas situações para averiguar se a capacidade da bateria adotada está adequada para um equipamento de uso cotidiano.

Na situação de uso moderado, descrita na subseção 4.7.1, autonomia da bateria em funcionamento, a duração da bateria NCR18650A da Panasonic, com capacidade de 3100mAH, foi de 14:30 horas até o desligamento automático do estimulador, situação na qual a bateria chegou ao nível de 3,03V. Em todo o intervalo de tensão da bateria, o funcionamento das fontes de +/-48V foi conforme esperado, sem instabilidades.

Na nova situação, utilizando amplitudes maiores, o estimulador funcionou por 13:30 horas até o desligamento automático.

E finalmente na condição de consumo máximo, a bateria durou 5:40.

5.2 CORREÇÕES PONTUAIS NO PROJETO ORIGINAL

O sistema detalhado no capítulo 4, materiais e métodos, foi desenvolvido e testado, tanto em bancada quanto em voluntário saudável, e para chegar no funcionamento desejado, alguns ajustes tiveram que ser feitos a partir do projeto original.

5.2.1 Recarregador

O ajuste de corrente em 300mA foi feito com base no aquecimento do circuito em função do *layout* dupla face da placa, uma vez que o componente é linear (não chaveado) e seu aquecimento tende a ser relevante. A bateria adotada para o circuito tolera recargas com correntes de até 1A.

5.2.2 Fonte de 12V

O projeto inicial da fonte foi feito com base no procedimento do *datasheet* do próprio componente, e o valor de indutância inicialmente determinado foi de 17μH. Entretanto, após os testes práticos, notou-se presença de *ripple* de alta frequência na tensão de alimentação do circuito, e testes empíricos aumentando a indutância do componente resultaram em diminuição deste *ripple*, melhorando a estabilidade e rendimento do mesmo. O valor de indutor validado para esta fonte foi de 625μH, obtido preenchendo todo o núcleo com fio 29AWG, sem haver sobreposição de camadas.

De forma similar ao valor do indutor, o filtro de saída da fonte de 12V também precisou ter a capacitância aumentada em relação aos cálculos, em virtude da característica da carga aplicada a ela: outras duas fontes chaveadas. Os valores máximos calculados foram de 133μF, enquanto na prática o valor aplicado foi de 176μF, conseguido com a associação de capacitores de 22μF.

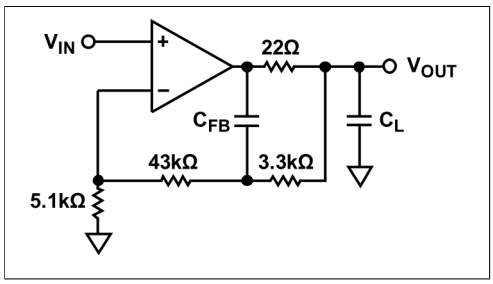
5.2.3 Multiplexação de canais de saída

Um circuito adicional que se fez necessário, devido ao sequenciamento de canais, é uma carga de 1kΩ a ser conectada à saída do circuito do ADA4700-1 nos períodos em que não esteja sendo gerado pulso nenhum, ou seja, nos intervalos em que os relês de estado sólido estão ligando e desligando. Nos testes práticos, notou-se que nestes intervalos, o fato de não haver carga alguma conectada à saída da fonte de corrente gerava instabilidade. Esta carga fixa é acoplada à saída da fonte de corrente utilizando-se um optoacoplador com saída fotovoltaica VOM1271 da fabricante Vishay, acionando um transistor MOSFET duplo NTJD5121N da fabricante Onsemi, em configuração que possibilite o manuseio de tensão alternada.

5.2.4 Geração de pulso

Uma correção que se fez necessária no circuito foi a implementação de uma malha de realimentação, proposta no *datasheet* do componente, e exibida na figura 50. O tecido humano possui característica capacitiva além da resistiva, como se fosse uma carga RC paralela (vide detalhes na subseção 3.5, impedância do tecido e variáveis que afetam os limiares de estimulação), e isto faz com que a saída do circuito original da Fonte de Corrente de Howland sofra um considerável atraso nas subidas e descidas do sinal, ou seja, um comportamento superamortecido. A malha em questão acelera a resposta do circuito, corrigindo-a para algo mais próximo ao ideal, que seria o comportamento criticamente amortecido. Com esta alteração, porém, uma carga puramente resistiva obtém do estimulador uma forma de onda com característica subamortecida.

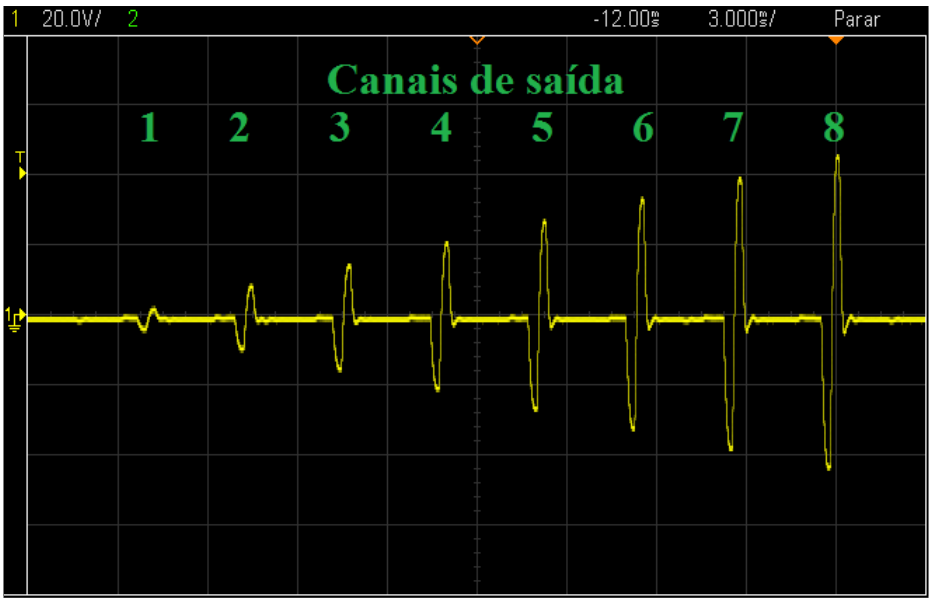
Figura 50 – Malha de realimentação



Fonte: Autor "adaptado de" Datasheet do ADA4700-1 Revisão 0, 2016, p. 23

Observa-se na figura 51, extraída diretamente da saída do amplificador operacional ADA4700-1, o tempo de aproximadamente 3ms entre canais (2ms para ligar e 1ms para desligar), bem como as amplitudes independentes entre canais. Este trem de pulsos é repetido a cada 50ms, de forma que a frequência de estimulação fique em 20Hz.

Figura 51 – Trem de pulsos dos canais de saída



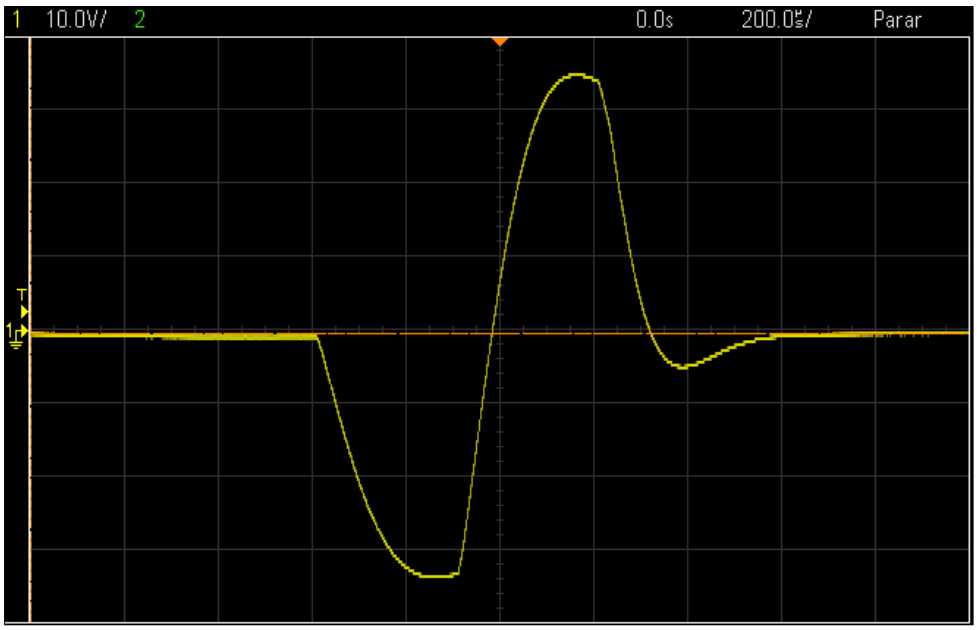
Fonte: Autor

Na figura 52, a seguir, é exibido um pulso de saída com carga RC, conforme mencionado anteriormente, com amplitude de 32mA e largura de pulso fixa em 300μs.

A figura 53 exibe o comportamento do canal de saída com uma rampa de subida com tempo de 3 segundos, e após 2 segundos de estabilidade, a rampa de descida em 1 segundo.

Dado o intervalo da alteração, que no caso da figura 53 é de 0mA a 40mA, e o tempo desejado de rampa, o número de degraus de amplitude para realizar a tarefa é calculado. Caso a diferença entre o valor atual e de interesse seja menor que o passo calculado (caso o valor

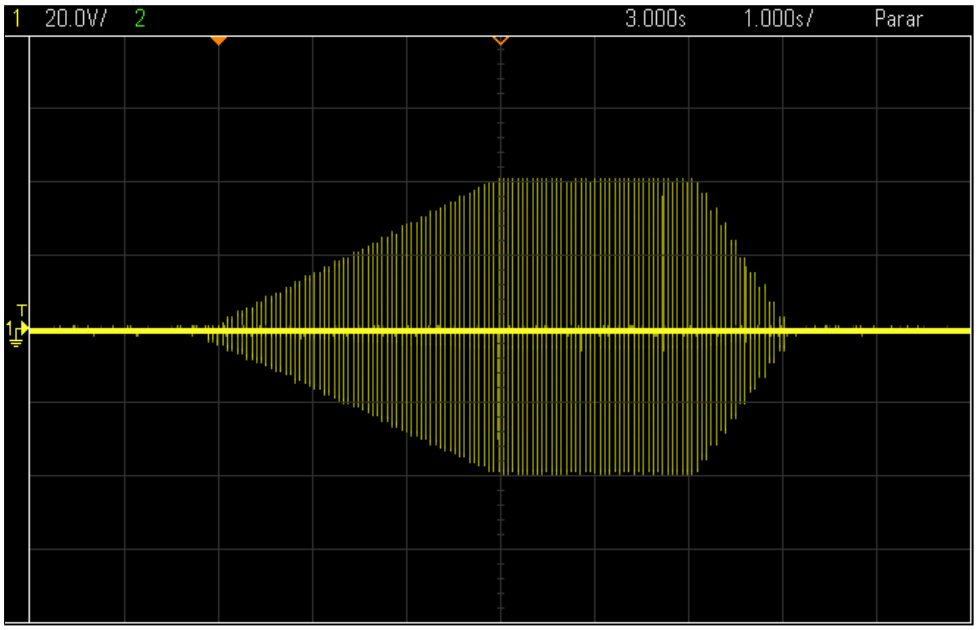
Figura 52 – Detalhe do pulso de saída do Stimgrasp



Fonte: Autor

atual já esteja muito próximo ao de interesse), o *firmware* realiza o último degrau de amplitude igualando ambos os valores, e mantém a estimulação constante desde então.

Figura 53 – Rampa de subida e descida



Fonte: Autor

5.3 RESULTADOS DO TESTE PILOTO

Em virtude de a órtese ter sido feita sob medida para o antebraço do autor, o voluntário deveria ter medidas do antebraço similares para que pudesse ser feita a avaliação. Salvo uma pequena diferença de comprimento, a órtese serviu corretamente no antebraço do mesmo, possibilitando o teste.

Foi solicitado ao voluntário que tentasse vestir a neuroprótese sozinho, e o mesmo obteve êxito na tarefa, porém foi necessário um apoio de forma que ele pudesse forçar as travas com o polegar e a neuroprótese com o punho, conforme é possível visualizar na figura 54. Notou-se que neste processo os eletrodos saíram um pouco do local onde estavam, o que leva a crer que, uma vez determinados os pontos ótimos de estimulação, os eletrodos devem ser presos à neuroprótese para evitar problemas deste tipo. O processo de abertura da neuroprótese foi consideravelmente mais fácil, sendo que a trava foi puxada com o indicador levemente flexionado, formato que a mão do voluntário está normalmente.

Figura 54 – Voluntário acoplando órtese

Fonte: Autor

Os testes iniciais de estimulação foram realizados com a neuroprótese, porém tanto em virtude da reduzida disponibilidade de tempo do voluntário, quanto a dificuldade em localizar os pontos corretos para estimulação, em um determinado momento a órtese foi substituída pelos eletrodos adesivos convencionais, visando agilizar o processo.

Durante todo o experimento com estimulação, o controle foi feito através do software em ambiente Windows, ajustando adequadamente as amplitudes de cada canal. A princípio o voluntário relatou algum desconforto conforme as amplitudes de sinais foram sendo reajustadas, mas com pouco tempo de teste o mesmo se acostumou, relatando quando perguntado que a estimulação não o estava mais incomodando.

A estimulação provocou contrações na musculatura do voluntário, porém com qualidade um pouco inferior à desejada, para se obter boas preensões funcionais. Dois fatores impactaram diretamente nesta baixa qualidade de contração obtida, sendo:

a) Falta de condicionamento

– O fato de o voluntário estar a alguns anos sem realizar qualquer tipo de fisioterapia, culminou em relevante grau de atrofia da musculatura, bem como enrijecimento das articulações interfalângicas, dificultando a extensão dos dedos. Este segundo ponto em específico, culminou em baixa qualidade da resposta à estimulação para realizar a abertura de mão, ponto de início para as demais preensões.

b) Dificuldade de localizar os pontos adequados para estimulação

– Ainda atrelado ao grau de atrofia apresentado pelo voluntário, obteve-se maior dificuldade na busca por pontos de estimulação com resposta ótima. Isto pode impactar no mecanismo de fadiga muscular, dado o contexto. Entretanto, com algum tempo de tentativa e erro, foi possível localizar pontos que permitiam contrair com maior intensidade a musculatura desejada.

Após algumas tentativas de localização de eletrodos, houve um relativo êxito na tarefa de abrir a mão. Não se obteve a extensão máxima dos dedos indicador e médio, que juntamente com o polegar, são os mais importantes nas preensões do que o anelar e mínimo.

Os melhores resultados obtidos foram na abertura de mão e na preensão palmar, embora a preensão palmar tenha sido feita mais com a ação do dedo anelar em conjunto com o polegar, do que o indicador e médio, considerado fruto do enrijecimento das articulações.

A extensão do indicador também foi obtida, mas sem grande flexão dos dedos médio a mínimo. A contração mantendo o indicador estendido foi fraca, mas suficiente para que o voluntário pudesse pressionar as teclas do teclado de um computador.

Na figura 55, é exibida a abertura de mão obtida em uma musculatura saudável, com uso da neuroprótese, e a obtida no voluntário, com uso de eletrodos adesivos.

Figura 55 – Comparativo entre abertura de mão em uma musculatura saudável, e no voluntário

(a) Musculatura saudável

(b) Voluntário

Fontes: Autor

Na figura 56, é exibida a preensão palmar obtida em uma musculatura saudável, com uso da neuroprótese, e a obtida no voluntário, com uso de eletrodos adesivos, enquanto na figura 57, é exibida a extensão do indicador seguindo o mesmo protocolo.

Figura 56 – Comparativo entre preensão palmar do autor e do voluntário

(a) Musculatura saudável

(b) Voluntário

Fontes: Autor

Figura 57 – Comparativo entre extensão do indicador do autor e do voluntário

(a) Musculatura saudável

(b) Voluntário

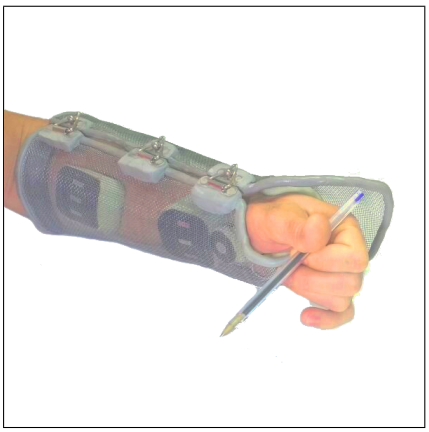
Fontes: Autor

A preensão que foi mais prejudicada, com a falta de condicionamento muscular do voluntário, foi a lateral, em virtude de os dedos indicador e médio não flexionarem como desejado, bem como o polegar que não ficou posicionado acima da face lateral do indicador. Com a contração obtida não é possível dizer que a preensão lateral neste voluntário seria funcional.

Na figura 58, são exibidas as preensões lateral e pinça em uma musculatura saudável, formadas a partir da abertura de mão, seguida da estimulação de preensão lateral estágio 2.

Figura 58 – Resultado da preensão lateral e pinça em uma musculatura saudável

(a) Preensão lateral em musculatura saudável



(b) Pinça em musculatura saudável

Fontes: Autor

Após os testes de estimulação, o aplicativo no *smartphone* foi apresentado ao voluntário, foi fornecida uma breve explicação sobre o seu funcionamento, e solicitado que o mesmo manipulasse o sistema de controle.

A sequência de telas do aplicativo em ambiente Android pode ser visualizada na figura 64 no Apêndice B. Para iniciar o aplicativo, foi necessário o deslizar de tela para visualizar o ícone da aplicação, e em seguida o toque no ícone para iniciar a mesma. Um dos pontos mais difíceis encontrados, embora concluído com êxito pelo voluntário, foi selecionar o dispositivo na lista de dispositivos *bluetooth* pareados, isto devido à lista possuir textos do tamanho padrão do Android.

As demais telas, com botões grandes, foram facilmente manuseadas pelo voluntário.

A opinião da Dra. Julia Greve quanto ao *software* em ambiente Windows, é de que a interface do mesmo é clara, bastando apenas um rápido treinamento para que um fisioterapeuta ou terapeuta ocupacional possa utilizar. Vale ressaltar que um pequeno menu de ajuda foi previsto no *software*, com as funções básicas detalhadas.

A opinião geral do voluntário quanto ao sistema, uma vez funcional, é de que o mesmo viria a auxiliá-lo nas tarefas cotidianas. Adicionalmente, o voluntário mencionou que gostaria de ganhar um dispositivo deste, e se colocou à disposição para novos testes que forem necessários.

6 DISCUSSÃO

O objetivo desse trabalho foi o desenvolvimento de uma neuroprótese dedicada ao usuário final, sendo eles tetraplégicos com lesões em C5 e C6, disponibilizando 4 sequências de ativação muscular para realizar abertura da mão, preensões palmar e lateral e extensão do dedo indicador. Esses padrões possibilitam a realização da maioria das atividades do cotidiano de forma autônoma e independente. Além disso, foram desenvolvidas duas plataformas de softwares, uma para ambiente Windows, para utilização por profissionais da área médica, para configuração de parâmetros durante sessões de fisioterapia; e outra para ambiente Android, para ser utilizado pelo próprio usuário final, nas aplicações cotidianas da neuroprótese, viabilizando o comando de cada movimento pretendido.

Após a pesquisa do estado da arte, procurando aproveitar o que cada trabalho anterior apresentou de melhor, balisando a concepção de projeto nas características de portabilidade e praticidade que viabilizassem o seu uso em atividades do cotidiano, o empenho em trazer novamente uma opção de neuroprótese viável resultou no projeto Stimgrasp apresentado.

O projeto desenvolvido visa a utilização cotidiana, de forma semelhante à apresentada no projeto da subseção 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand, que por sua vez utiliza como base um eletroestimulador comercial, porém baseado no Bionic Glove, apresentado na subseção 2.1.3, Bionic Glove, principalmente do ponto de vista de portabilidade e facilidade de uso. Nada impede, contudo, que este projeto seja utilizado também em aplicações de pesquisa e fisioterapia.

6.1 A ELETRÔNICA DO STIMGRASP

O Stimgrasp foi idealizado para ser um dispositivo compacto, que possa ser utilizado cotidianamente pelo lesionado medular. Com isto, alguns blocos eletrônicos do circuito foram adotados com esta finalidade. Neste quesito, o Bionic Glove é uma solução bastante interessante, com dimensões relativamente reduzidas, em comparação ao projeto da subseção 2.1.4, aqui referenciado como a recriação do sistema Freehand. Embora não tenha sido possível encontrar as dimensões exatas do Bionic Glove, pelas fotos dos artigos que o detalham é possível verificar, que o Stimgrasp e o Bionic Glove possuem dimensões próximas;

Não foram empregadas plataformas universais como Arduíno por exemplo, de forma a obter a otimização máxima da eletrônica em prol da miniaturização do conjunto. As plataformas universais têm seu mérito em agilizar o processo de desenvolvimento, principalmente de *software*, o que caracteriza uma vantagem em relação à eletrônica dedicada, que por sua vez precisa ser desenvolvida para que se possa iniciar testes práticos.

O *hardware* foi desenvolvido como um bloco único, onde o item mais volumoso é a bateria utilizada, e a eletrônica foi organizada pela placa de forma a otimizar a disposição dos componentes. Componentes em ambas as faces da placa contribuíram para a diminuição de área

necessária, e uma placa secundária acoplada à placa principal foi feita, tanto para acomodar parte do circuito com itens volumosos (por exemplo o módulo *bluetooth* e o transmissor e receptor ASK, mencionados na subseção 4.2.4, comunicação), quanto para localizar os leds de status no topo do conjunto.

Previamente ao projeto do Stimgrasp, foram estudadas em bancada, as topologias utilizando fonte simples e ponte H para geração do pulso, culminando no projeto Stimshield (BARELLI et al., 2016) com finalidade acadêmica. Embora o circuito então apresentado atenda a questão de geração de pulso bifásico simétrico com controle em corrente constante, a forma de se fazer 'n' canais baseados nesta topologia é replicar n vezes o bloco gerador do pulso, o que faz o tamanho do circuito aumentar a medida que mais canais são disponibilizados.

Uma alternativa que alguns projetos utilizam, como o Bioness H200 descrito na subseção 2.1.5, e o projeto proposto por Wang et al. (2015), brevemente descrito na subseção 2.3.4, é o acionamento sequencial de canais, possibilitando o uso de apenas 1 bloco gerador, para n canais de saída. Esta metodologia implica na resposta e estabilização rápida do pulso de saída, pelo fato de que os pulsos dos n canais de saída são gerados um após o outro, com um intervalo de poucos milissegundos. Em outras palavras, se na estimulação vigente cada um dos canais estiver com um valor diferente de amplitude configurado, o circuito tem que ser capaz de estabilizar a amplitude de um canal no ponto desejado, desligar por alguns milissegundos e em seguida se configurar na amplitude do canal seguinte, e assim por diante.

Pela dificuldade em fazer a eletrônica do Stimshield responder na velocidade necessária para sequenciamento de canais, inspirou-se na estratégia adotada por Masdar et al. (2013), onde é utilizada a saída do LM675, um amplificador operacional de potência para a geração dos pulsos, porém aplicou-se uma topologia ligeiramente diferente com a configuração de Fonte de Corrente de Howland modificada.

O circuito do Stimgrasp, em comparação ao de Masdar et al. (2013), leva duas vantagens mais notáveis, sendo menor consumo de corrente em repouso (poucos miliwatts contra até 1,8W do LM675), e a possibilidade de ser alimentado com tensões de até +/-50V, contra +/-30V do LM675, o que impacta diretamente na amplitude máxima de sinal gerado.

Uma desvantagem relativa que pode ser citada sobre este circuito, em relação ao circuito tradicional com ponte H de transistores, é a necessidade de fonte simétrica, uma vez que a ponte H depende apenas de fonte simples para funcionar. Contudo, fazendo uma análise qualitativa entre a área de placa consumida para o circuito de ponte H do Stimshield, e o circuito adotado para o Stimgrasp, verifica-se que mesmo com fonte simétrica, a área de placa necessária para o circuito do Stimgrasp é consideravelmente menor que a do Stimshield, com a vantagem de atender a temporização necessária para o sequenciamento de canais.

O recurso de acionamento de canais em rampa possibilitou um melhor controle das preensões, já que desta forma os movimentos são feitos com a suavidade desejada pelo usuário, podendo inclusive ajustá-los dentro de um intervalo. Estimulações bruscas podem tornar difícil

o manuseio de objetos, como segurar um copo ou uma caneta por exemplo, e também se faz desconfortável, caso o usuário possua sensibilidade no antebraço.

É importante ressaltar que, embora a estimulação tenha excursão linear e chegue ao valor de interesse no tempo de rampa configurado, a resposta muscular não segue exatamente a mesma regra, até porque a musculatura necessita de um certo nível de estimulação para começar a contrair. Hipoteticamente, uma estimulação de 0mA a 20mA pode levar 3 segundos para completar, mas a resposta muscular talvez inicie somente aos 2 segundos, em virtude dos limiares de excitabilidade.

Os testes de duração da bateria com o equipamento em funcionamento apontaram resultados satisfatórios, permitindo que o dispositivo seja utilizado ao longo do dia. Relativo aos 3 testes realizados, embora pareça razoável que com uma carga 3x maior, a bateria durasse 3 vezes menos, na prática não é isto que ocorre, principalmente por 2 motivos.

Primeiramente, as fontes de +12V, +48V e -48V mudam significativamente suas eficiências com a variação da potência fornecida, portanto, podem ser bastante eficientes fornecendo uma maior potência, e menos eficientes com pouca carga. Adicionalmente, o período reduzido dos pulsos (300 + 300μs), seguidos de longos intervalos (50ms) desligado, em virtude da frequência em 20Hz, fazem com que a energia adicional empregada nos pulsos seja praticamente desprezível, em comparação à energia necessária para manter toda a eletrônica energizada, podendo-se citar o microcontrolador, conversor DAC, módulo bluetooth, incluindo as fontes chaveadas de +12V, +48V e -48V.

6.2 A ÓRTESE DO STIMGRASP

O projeto da órtese do Stimgrasp teve como premissas três pontos principais, listados a seguir:

a) manter os eletrodos fixos na órtese;

b) uso de eletrodos não descartáveis, visando menor custo de operação.

c) garantir facilidade ao acoplá-la e desacoplá-la no antebraço;

d) uso de tela metálica, permitindo melhor ventilação da pele do usuário;

Com os eletrodos presos em uma órtese tradicional de Neoprene via velcro, ao vestir o conjunto os eletrodos já estarão posicionados nos locais adequados, sem a necessidade de procurar a melhor localização, uma vez que ela já foi encontrada previamente. Tal estratégia foi utilizada no projeto detalhado na seção 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand. Na órtese desenvolvida para o Stimgrasp, tal característica foi obtida de forma semelhante, descrita nos parágrafos a seguir.

A maior inspiração para a órtese do Stimgrasp veio do projeto do Bionic Glove, descrito na seção 2.1.3, onde os autores alegam que os usuários, lesionados medulares C6, eram capazes

de vestir o aparato sozinhos. A órtese do Stimgrasp foi idealizada em material rígido, possibilitando fechamento e abertura fáceis com travas mecânicas, divergindo das órteses tradicionais, em neoprene, onde o fechamento é realizado passando uma tira de velcro através de um anel metálico. Este tipo de órtese é utilizada tanto no Bionic Glove, quanto no projeto detalhado na seção 2.1.4, versão análoga e não invasiva do Freehand. No teste piloto realizado, constatou-se que o voluntário foi capaz de acoplar e desacoplar a neuroprótese em seu antebraço, sem ajuda de terceiros, necessitando apenas de um apoio onde pudesse pressionar a estrutura da neuroprótese para acionar as travas mecânicas.

Mesmo em material rígido, a estrutura da órtese sofreu algumas torções a medida que o voluntário fazia as tentativas de fechar as travas, o que indica que a estrutura necessita de reforço para evitar empenamento ou quebra.

Ainda no evento do acoplamento da órtese pelo voluntário, notou-se desalinhamento das partes das travas mecânicas em função da torção que a mesma sofrera, dificultando o processo de fechamento. Em virtude de não haver dobradiça entre as partes da órtese, uma vez que as partes da estrutura possuíam deformações oriundas de sua fabricação artesanal, adotou-se o couro sintético para esta tarefa, justamente devido à sua maleabilidade, característica esta que acabou trazendo pontos positivos e negativos.

O uso de tela metálica ao invés de tecido ou neoprene, vai de encontro a maior ventilação da pele do usuário. Comparando as figuras 3a e 4 com a figura 49, é possível verificar que o antebraço do usuário fica todo coberto nas órteses tradicionais. Embora a questão estética seja muito pessoal, a tela vazada da órtese do Stimgrasp tende a chamar menos atenção do que as órteses de tecido, geralmente de cor preta ou bege. Trabalhando a espessura da órtese de acordo com as dimensões do antebraço do usuário, é possível utilizá-la com roupas de manga longa, como blusas. Por outro lado ela é praticamente customizada, sendo moldada no braço do indivíduo, enquanto as demais possibilitam ajustes de tamanho podendo servir, no mínimo, para um grupo.

O intuito de utilizar eletrodos não descartáveis no desenvolvimento do sistema vai de encontro ao fato de que os eletrodos adesivos, utilizados em eletroterapia, perdem sua aderência com algum tempo de uso, o que foi empiricamente constatado nos testes iniciais do Stimgrasp. Ao colá-los e removê-los da pele, seu adesivo condutor começa a perder aderência com poucos dias de uso, o que é potencializado se o local não for higienizado adequadamente, por exemplo, limpando a pele com álcool antes do uso. Qualquer impureza que esteja na pele, bem como o suor na transpiração, impregnam no adesivo e este começa a perder suas características, devendo ser substituído.

6.3 O SOFTWARE PARA USO DO MÉDICO/FISIOTERAPEUTA

Embora o uso do Stimgrasp seja bem mais específico que o do Compex Motion, descrito na seção 2.2.2, os softwares de controle de ambos possuem similaridades. Como o Stimgrasp

é dedicado a recuperar padrões de preensão em tetraplégicos C5 e C6, alguns parâmetros já estão fixos, como frequência, largura de pulso, bem como forma de onda, o que o torna mais amigável, enquanto o Compex Motion é mais flexível neste aspecto, já que não visa atender uma população em específico. Nas figuras 8 e 41, é possível visualizar a interface principal de ambos.

Os parâmetros de ambos são configurados em uma interface bastante técnica, em virtude da função específica deles. Um menu de ajuda foi previsto no software do Stimgrasp, indicando o procedimento básico de operação do sistema.

Outro recurso que se mostrou bastante útil nos testes foi a 'Atualização imediata de canais', permitindo executar testes mais rapidamente, e sem sobrescrever os parâmetros previamente salvos na memória do estimulador.

6.4 A APLICAÇÃO EM ANDROID PARA CONTROLE DO USUÁRIO

As heurísticas de Nielsen são bem conhecidas e largamente utilizadas na área de Interface Humano-Computador, e aqui foram estudadas, de forma a balizar o desenvolvimento da aplicação em *smartphone*, para que o resultado obtido fosse uma interface intuitiva, simples para o aprendizado e de fácil uso. A avaliação foi realizada através de um teste piloto com um lesionado medular, conjuntamente com fisioterapeuta, além de inspeção heurística dos aspectos conceituais.

A análise via inspeção heurística baseia-se em uma inspeção feita identificando os pontos de melhoria da interface em questão, de forma que no desenvolvimento iterativo, os mesmos sejam sanados. Utiliza-se geralmente um ou mais avaliadores experientes para tal tarefa, porém cada um analisa individualmente a interface e os resultados são comparados posteriormente (NIELSEN, 1993).

A adoção do controle através de aplicação em *smartphone* faz com que não se possa compará-la diretamente aos outros métodos utilizados nos projetos citados no capítulo 2, revisão bibliográfica, em virtude de que a maioria deles foram desenvolvidos em uma época em que os *smartphones* não existiam ou não eram tão populares como hoje.

Embora um comparativo direto não possa ser feito, alguns pontos podem ser discutidos, como por exemplo a questão de o *smartphone* não ser um item que o usuário deva vestir, como o tradicional controle via movimento do ombro contralateral. Em contrapartida, pode-se citar a questão de o *smartphone* utilizar bateria e ter um tempo de autonomia limitado, tempo este que pode ser aumentado facilmente com o uso de baterias externas, comumente chamadas de *packs* de bateria, enquanto o controle via movimento do ombro contralateral trata-se de um circuito passivo que não possui alimentação própria, utilizando como fonte de energia a bateria do próprio estimulador.

Além disso, há a necessidade de uma chave adicional de bloqueio no sistema, para travar o comando. Caso contrário qualquer movimento do ombro resulta em um comando e alteração no status do dispositivo.

O Bioness H200 possui controle através de teclas, em um pequeno controle sem fio que pode ficar preso ao pescoço do usuário como se fosse um adorno. Para tanto, o usuário deve ser capaz de pressionar os botões de acordo com sua necessidade, algo que o público alvo (hemiplégicos) consegue realizar. No caso do Stimgrasp, pelo fato de haverem diversos comandos para dar, um controle deste tipo teria que ter diversas teclas, mantendo a facilidade que o lesionado medular requer para poder controlar algo com as mãos. Neste ponto, o *smartphone* leva vantagem por possibilitar a criação de interfaces mais amigáveis, através de sua tela sensível ao toque.

6.5 A FUNCIONALIDADE EM UM LESIONADO MEDULAR

Conforme relatado na seção 5.3, resultados do teste piloto, obteve-se algum êxito na aplicação do sistema no voluntário, êxito este que só não foi maior em virtude das condições que estavam presentes no teste piloto: longo tempo de lesão (cerca de 8 anos), falta de condicionamento muscular, falta de tempo disponível para aprofundar os testes, dentre outros.

No artigo de Rupp et al. (2012), a voluntária possuía lesão há cerca de 3 anos, e realizou seções de eletroterapia durante algumas semanas, embora não esteja claro no artigo em que momento isto foi feito, se perto ou longe do teste realizado com o projeto em questão no artigo. O estudo realizado por Castro (2000), teve cerca de 1 ano de trabalho de condicionamento até que fosse possível obter os padrões de contrações desejadas nos voluntários.

Sob estas circunstâncias, não havia como esperar muito mais do que o obtido no teste piloto realizado. Tanto a literatura quanto os estudos supra mencionados, indicam que a qualidade das contrações obtidas, a eficácia da estimulação elétrica neuromuscular, depende de uma musculatura condicionada.

Adicionalmente, impressões e comentários do voluntário e da Dra. Julia Greve, foram colhidos com relação à metodologia de controle, através dos dois *softwares*, contribuindo para vislumbrar melhorias e correções de problemas e problemas em potencial, mencionados a seguir.

O planejamento inicial do aplicativo em ambiente Android, contava com trocas de tela através de arraste horizontal, porém em virtude da facilidade apresentada pelo voluntário a comandar o *software*, tal recurso não fez falta. Observa-se porém, que esta facilidade de manuseio encontrada pelo voluntário, não necessariamente seria a mesma encontrada por outros.

7 CONCLUSÕES

Como resultado deste mestrado, desenvolveu-se o sistema Stimgrasp, composto pela neuroprótese e softwares de controle, com foco em uso cotidiano. A relevância do sistema pode ser ilustrada através dos seguintes pontos:

a) social - visa reinserir o lesionado medular na sociedade, através do aumento de sua autonomia em realizar atividades sem auxílio de terceiros;

b) terapêutica - a eletroestimulação mantém a musculatura condicionada, prevenindo atrofia da musculatura e calcificação de articulações;

c) funcional - embora o dispositivo seja focado a executar preensões funcionais, o mesmo pode ser utilizado em seções de fisioterapia com o mesmo software para ambiente Windows. Com o protocolo de comunicação fornecido, novos softwares podem ser escritos visando aplicações mais específicas;

d) técnico - o circuito desenvolvido consultou a experiência prévia de todos os projetos mencionados na revisão bibliográfica, culminando em uma eletrônica enxuta, e com circuitos utilizando componentes mais novos, de menor tamanho físico. A órtese permite melhor ventilação do antebraço do usuário, bem como o uso de eletrodos não descartáveis.

As premissas que nortearam o desenvolvimento do estimulador foram definidas a partir do estudo feito na revisão bibliográfica, procurando buscar o que cada projeto/produto trazia de melhor no quesito uso cotidiano.

A órtese foi desenvolvida com algumas características ligeiramente diferentes das tradicionais encontradas no mercado, podendo-se citar a estrutura rígida e o uso de eletrodos não descartáveis, este último com intuito de diminuir o custo de operação do conjunto. Testes empíricos constataram que os eletrodos adesivos perdem a aderência com poucos dias de uso, sendo recomendada a sua troca para perfeito funcionamento do sistema.

Disponibilizado o protocolo de comunicação, abrem-se as portas para que novas aplicações em diversas plataformas sejam desenvolvidas. A interface em Windows possui todos os comandos para configurar o estimulador, enquanto a de Android possui foco em simplicidade e facilidade de uso, portanto, em sua versão inicial disponibiliza ao usuário os controles de comandos necessários. Devido ao fato de o sistema utilizar comunicação Bluetooth, diversos outros dispositivos podem controlá-lo, aumentando o número de possibilidades.

Testes práticos a partir de cargas fixas, e posteriormente tendo umvoluntário com musculatura saudável como usuário, balizaram o ajuste e validação da eletrônica empregada. A autonomia do sistema em aproximadamente 13 horas em uso moderado, é plausível para uso cotidiano, sendo que baterias ligeiramente maiores em capacidade são encontradas no mercado, e podem ser empregadas.

O sistema conforme apresentado, caracteriza-se em um sistema em malha aberta, ou seja, não há realimentação para o usuário quanto à força exercida na preensão gerada. Todavia, com algum tempo de treino, o usuário tende a conseguir usar o sistema, satisfatoriamente, via realimentação visual. No *hardware* desenvolvido há circuitos adicionais previstos, possibilitando transformá-lo futuramente em um sistema de malha fechada.

O teste piloto executado, comprovou que o Stimgrasp está no caminho certo para se tornar uma ferramenta viável na busca da melhoria da autonomia do lesionado medular, auxiliando-o nas tarefas cotidianas. Novos testes poderão ser feitos com o mesmo voluntário, após algum tempo de condicionamento muscular através de eletroterapia, assim como com novos voluntários, com realidades diferentes.

Espera-se assim, que os objetivos propostos inicialmente tenham sido atingidos e que o desenvolvimento da neuroprótese Stimgrasp, associada às plataformas de controle, possa viabilizar uma nova oportunidade de sistemas de restauração de preensão voltados ao usuário final, para uso no cotidiano.

8 TRABALHOS FUTUROS

O projeto do Stimgrasp possui alguns pontos relevantes de melhoria e aperfeiçoamentos, a serem implementados em trabalhos futuros. Dentre eles pode-se citar:

a) melhoria geral na órtese;

   – Garantir maior robustez, flexibilidade no uso e facilidade ao vestir. A estrutura sofreu torções no teste piloto, que podem vir a comprometer sua integridade, isto em função da força necessária para fechar suas travas, com as espumas dos eletrodos oferecendo resistência;

b) melhoria da estabilidade das fontes;

   – Aumentar eficiência das mesmas, garantir menor *ripple*; Durante alguns pontos do teste, notou-se um *ripple* um pouco maior que o normal (em torno de 1,5Vpp) nas fontes de +/-48V, mas nada que inviabilizasse o funcionamento. Não foram notados aquecimentos anormais ou instabilidade nas fontes de +12V, +48V e -48V;

c) melhoria do *layout* para possibilitar aumento de corrente de recarga;

   – A dissipação térmica do circuito recarregador de bateria pode ser melhorada com algumas alterações de *layout*, permitindo aumento da corrente de saída, consequentemente diminuindo o tempo total requerido para recarga. A corrente foi ajustada em 300mA, quando poderia ter sido de até 1A;

d) obter aval do Comitê de Ética para realizar testes clínicos em um grupo de pacientes;

   – Para testes recorrentes com um grupo de voluntários, ao longo de um período maior de tempo, faz-se necessário o aval do comitê de ética;

e) melhoria e implementação de novos recursos no aplicativo Android;

   – Implementação de mais recursos gráficos, figuras, troca de tela com deslize;

f) desenvolvimento de aplicação para *tablet* em tela única;

   – Explorar os resultados de uma interface com tela única, dispondo de uma tela maior;

g) integração com luva instrumentalizada;

   – Testar *hardware* previsto na versão inicial do circuito para receber informações de uma luva instrumentalizada, ou seja, uma luva com sensores de pressão e flexão, com o intuito de poder ter uma realimentação do movimento realizado;

h) integração com estimulador sensorial;

- Testar *hardware* previsto na versão inicial do circuito para controlar um segundo estimulador, fazendo o papel de estimulador sensorial, conforme descrito no final da subseção 2.2.4, sistema para reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados;

REFERÊNCIAS

ALON, Gad; LEVITT, Alan F.; MCCARTHY, Patricia A. Functional electrical stimulation enhancement of upper extremity functional recovery during stroke rehabilitation: a pilot study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, Estados Unidos, v. 21, n. 21, p. 207–215, mar. 2007.

BARELLI, Renato G et al. Stimshield – shield para arduíno uno® com dois canais de estimulação elétrica neuromuscular. In: SBEB, 25., 2016. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 25. Foz do Iguaçu: SBEB, 2016. p. 412–415.

BICKENBACH, Jerome et al. Understanding Spinal Cord Injury. In: BRAMLEY, David; JENKINS, Philip (Ed.). **International Perspectives on Spinal Cord Injury**. Malta: World Health Organization, 2014. p. 161–165.

BIONESS. **Bioness H200 Wireless Advertisement**. [S.l.], 2012. Acesso em 08 abr. 2017. Disponível em: <http://www.bioness.com/Documents/H200Consumer/Product_Brochure_DTC_H200_Wireless.pdf>.

BIRGERSSON, U. Electrical Impedance. In: ELECTRICAL IMPEDANCE OF HUMAN SKIN AND TISSUE ALTERATIONS: MATHEMATICAL MODELING AND MEASUREMENTS. Estocolmo, Suécia: Karolinska Institutet, 2012. p. 5–7.

BMR NEUROTECH INC. **Introducing the BMR NeuroTech NT2000**. [S.l.: s.n.], 1995. Acesso em 09 out. 2015. Disponível em: <http://www.kincaidstrategicpartners.com/wp-content/uploads/2014/06/BMR-NeuroTech-NT2000-Brochure.pdf>.

_____. **NT2000 EMS Unit**. [S.l.: s.n.], 2014. Acesso em 09 out. 2015. Disponível em: <http://www.medi-stim.com/stims/nmes/nt2000.html>.

BOLFE, VJ et al. Electrical Impedance Behavior of Biological Tissues During Transcutaneous Electrical Stimulation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, Brasil, v. 11, n. 2, p. 135–140, abr. 2007.

BOWDEN, B. S.; BOWDEN, J. M. Muscles of the forearm and hand. In: AN Illustrated Atlas of the Skeletal Muscles. Englewood, Estados Unidos: Morton Publishing Company, 2012. p. 122–154.

BOWMAN, B. Advances in Hand Dysfunction. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, Estados Unidos, v. 5, n. 4, p. 63–70, Spring. 2000.

CASTRO, M C F. **Desenvolvimento e aplicação de um sistema para reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados**. 2000. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas. 285 f. Campinas, 14 de abr. de 2000, Acesso em 08 abr.

2017. Disponível em:
<http://www.bibliotecadigital.unicamp.br/document/?code=vtls000202800&fd=y>.

CASTRO, M C F de; CLIQUET Jr., A. An artificial grasping evaluation system for the paralysed hand. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 38, n. 3, p. 275–280, fev. 2000.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. Unidade II, Fisiologia da membrana, Nervo e Músculo. In: TRATADO DE FISIOLOGIA MÉDICA. 12. ed. Rio de Janeiro, Brasil: Elsevier, 2011. p. 45–99.

HART, R. L.; KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H. A comparison between control methods for implanted FES hand-grasp systems. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 6, n. 2, p. 208–218, jun. 1998.

KELLER, Thierry; KUHN, Andreas. Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation. **Journal of Automatic Control**, Belgrado, Sérvia, v. 18, n. 2, p. 35–45, dez. 2008.

KILGORE, K. L. Hand grasp and reach in spinal cord injury. In: IMPLANTABLE Neuroprostheses for Restoring Function. Cleveland, Estados Unidos: Elsevier, 2015. p. 209–235.

KILGORE, K. L. et al. An Implanted Upper-Extremity Neuroprosthesis Using Myoelectric Control. **Journal of Hand Surgery**, v. 33, n. 4, p. 539–550, dez. 2008.

KNUTSON, J. S.; CHAE, J. Functional electrical stimulation (FES) for upper limb function after stroke. In: KILGORE, K. L. (Ed.). **Implantable Neuroprostheses for Restoring Function**. Cleveland, Estados Unidos: Elsevier, 2015. p. 307–329.

KRAMME, Rüdiger; HOFFMANN, Klaus-Peter; POZOS, Robert Steven. Neural interfaces for Implanted Stimulators. In: SPRINGER HANDBOOK OF MEDICAL TECHNOLOGY. Titisee, Alemanha: Springer, 2011. p. 749–763.

LEVY, M.; MIZRAHI, J.; SUSAK, Z. Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation. **Journal of Biomedical Engineering**, Londres, Inglaterra, v. 12, n. 2, p. 150–156, mar. 1990.

MALEŠEVIĆ, Nebojša M et al. A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, Londres, Inglaterra, v. 9, n. 66, p. 66, set. 2012.

MASDAR, Aizan et al. Current Source with Low Voltage Controlled for Surface Electrical Stimulation. In: 2013. INTERNATIONAL COLLOQUIUM ON SIGNAL PROCESSING AND ITS APPLICATIONS, 9. Kuala Lumpur, Malasia: 2013. p. 8–10.

NETTER, F. H. **Seção 6, Membro Superior**. 5. ed. Espanha: Elsevier Health Sciences, 2011. p. 424–459.

NIELSEN, J. **Usability Heuristics, Heuristic Evaluation**. California: Academic Press, 1993. p. 155–160.

O'DWYER, S. B. et al. An electrode configuration technique using an electrode matrix arrangement for FES-based upper arm rehabilitation systems. **Medical Engineering and Physics**, v. 28, n. 2, p. 166–176, 2006.

OZCAN, John; WARD, Alex R.; ROBERTSON, Valma J. A comparison of true and premodulated interferential currents. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Estados Unidos, v. 85, n. 3, p. 409–415, mar. 2004.

PECKHAM, P. H.; KILGORE, K. L. Challenges and opportunities in restoring function after paralysis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Estados Unidos, v. 60, n. 3, p. 602–609, mar. 2013.

PECKHAM, P. H. et al. Efficacy of an implanted neuroprosthesis for restoring hand grasp in tetraplegia: A multicenter study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Estados Unidos, v. 82, n. 10, p. 1380–1388, out. 2001.

POPOVIĆ, Dejan et al. Clinical evaluation of the Bionic Glove. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Estados Unidos, v. 80, n. 3, p. 299–304, mar. 1999.

POPOVIC, M. R.; MILOS, R.; KELLER, Thierry. Modular transcutaneous functional electrical stimulation system. **Medical Engineering and Physics**, v. 27, n. 1, p. 81–92, ago. 2005.

POPOVIC, M. R. et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 20, n. 1, p. 82–93, ago. 2002.

PROCHAZKA, Arthur et al. The bionic glove: An electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Estados Unidos, v. 78, n. 6, p. 608–614, jun. 1997.

QU, Hongen et al. Development of a Network FES System for Stroke Rehabilitation. In: IEEE, 2011. ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE, EMBS, 33. Boston, Estados Unidos: IEEE, 2011. p. 3119–3122.

QU, Hongen et al. Development of network-based multichannel neuromuscular electrical stimulation system for stroke rehabilitation. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Estados Unidos, v. 53, n. 2, p. 263–278, 2016.

QUINTERO, Jorge Eduardo et al. Design and development of transcutaneous electrical stimulation equipment for neuromuscular rehabilitation in individuals with facial palsy. **Tecciencia**, Colombia, v. 9, n. 16, p. 43–49, jul. 2014.

RAGNARSSON, K T. Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions. **Spinal cord : the official journal of the International Medical Society of Paraplegia**, v. 46, n. 4, p. 255–274, set. 2007.

REILLY, J. P.; ANTONI, H. Impedance and Current Distribution. In: ELECTRICAL Stimulation and Electropathology. Estados Unidos: Cambridge University Press, 1992. p. 6–33.

ROBINSON, Andrew J.; SNYDER-MACKLER, Lynn. In: CLINICAL ELECTROPHYSIOLOGY: ELECTROTHERAPY AND ELECTROPHYSIOLOGIC TESTING. 2. ed. Estados Unidos: Lippincott Williams e Wilkins, 1995. p. 33–199.

RUPP, Rudiger et al. Development of a non-invasive, multifunctional grasp neuroprosthesis and its evaluation in an individual with a high spinal cord injury. In: IEEE, PROCEEDINGS OF THE ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, EMBS, 34. California, Estados Unidos: IEEE, 2012. p. 1835–1838.

RUPP, Rudiger et al. Functional Rehabilitation of the Paralyzed Upper Extremity After Spinal Cord Injury by Noninvasive Hybrid Neuroprostheses. **Proceedings of the IEEE**, v. 103, n. 6, p. 954–968, jan. 2015.

SENELICK, Richard C. Technological Advances in Stroke Rehabilitation: High Tech Marries High Touch. **US Neurology**, Inglaterra, v. 6, n. 2, p. 102–104, nov. 2010.

WANG, Hai Peng et al. Design of a pulse-triggered four-channel functional electrical stimulator using complementary current source and time division multiplexing output method. In: IEEE, 2015. PROCEEDINGS OF THE ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, EMBS, 2015. Itália: IEEE, 2015. p. 1671–1674.

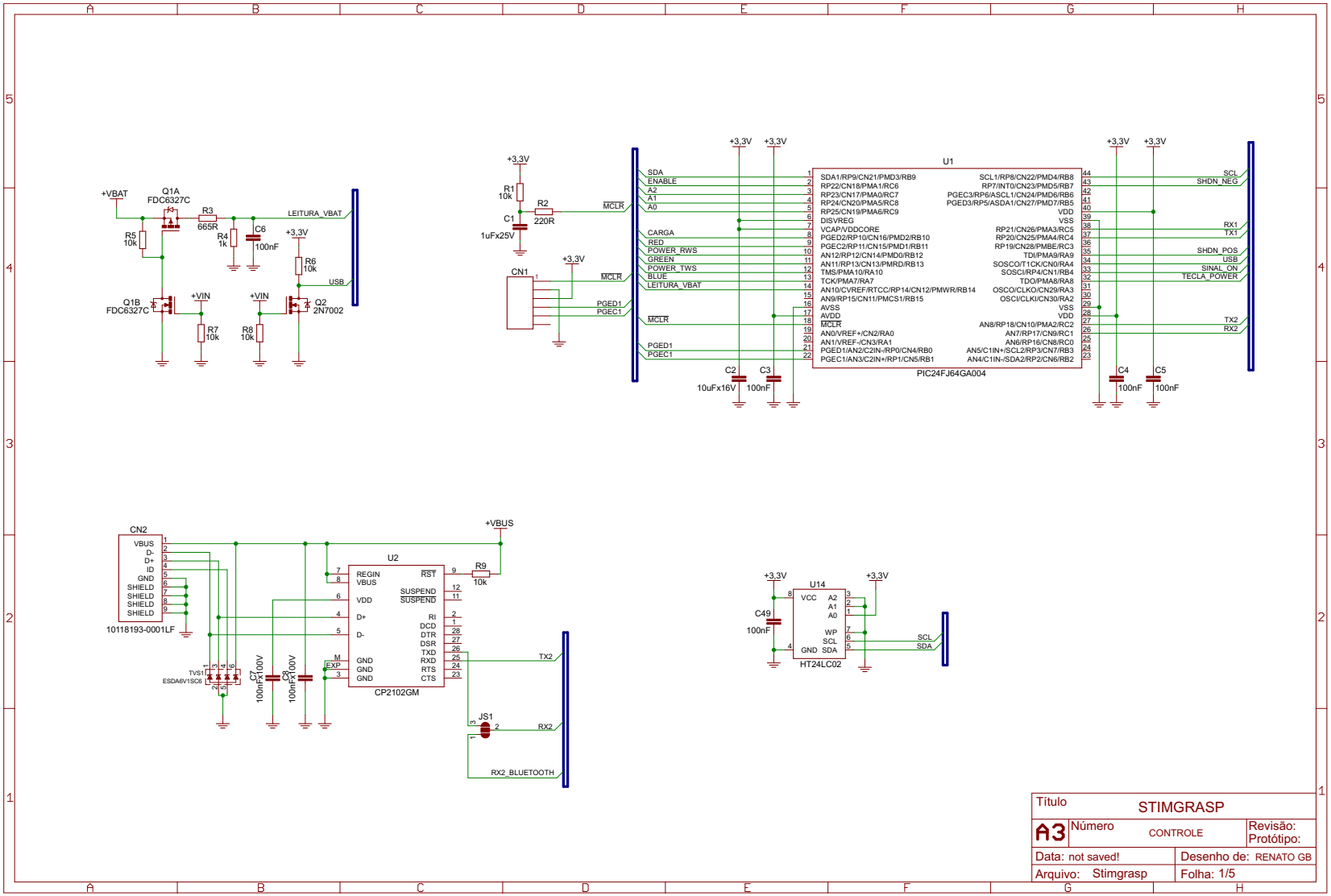
XU, Qi et al. A programmable multi-channel stimulator for array electrodes in transcutaneous electrical stimulation. In: IEEE, 2011. PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL CONFERENCE OF COMPLEX MEDICAL ENGINEERING, 2011. China: IEEE, 2011. p. 652–656.

YAVUZER, Gunes et al. Neuromuscular electric stimulation effect on lower-extremity motor recovery and gait kinematics of patients with stroke: A randomized controlled trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Estados Unidos, v. 87, n. 4, p. 536–540, abr. 2006.

YU, David T. et al. Intramuscular neuromuscular electric stimulation for poststroke shoulder pain: A multicenter randomized clinical trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Estados Unidos, v. 85, n. 5, p. 695–704, maio 2004.

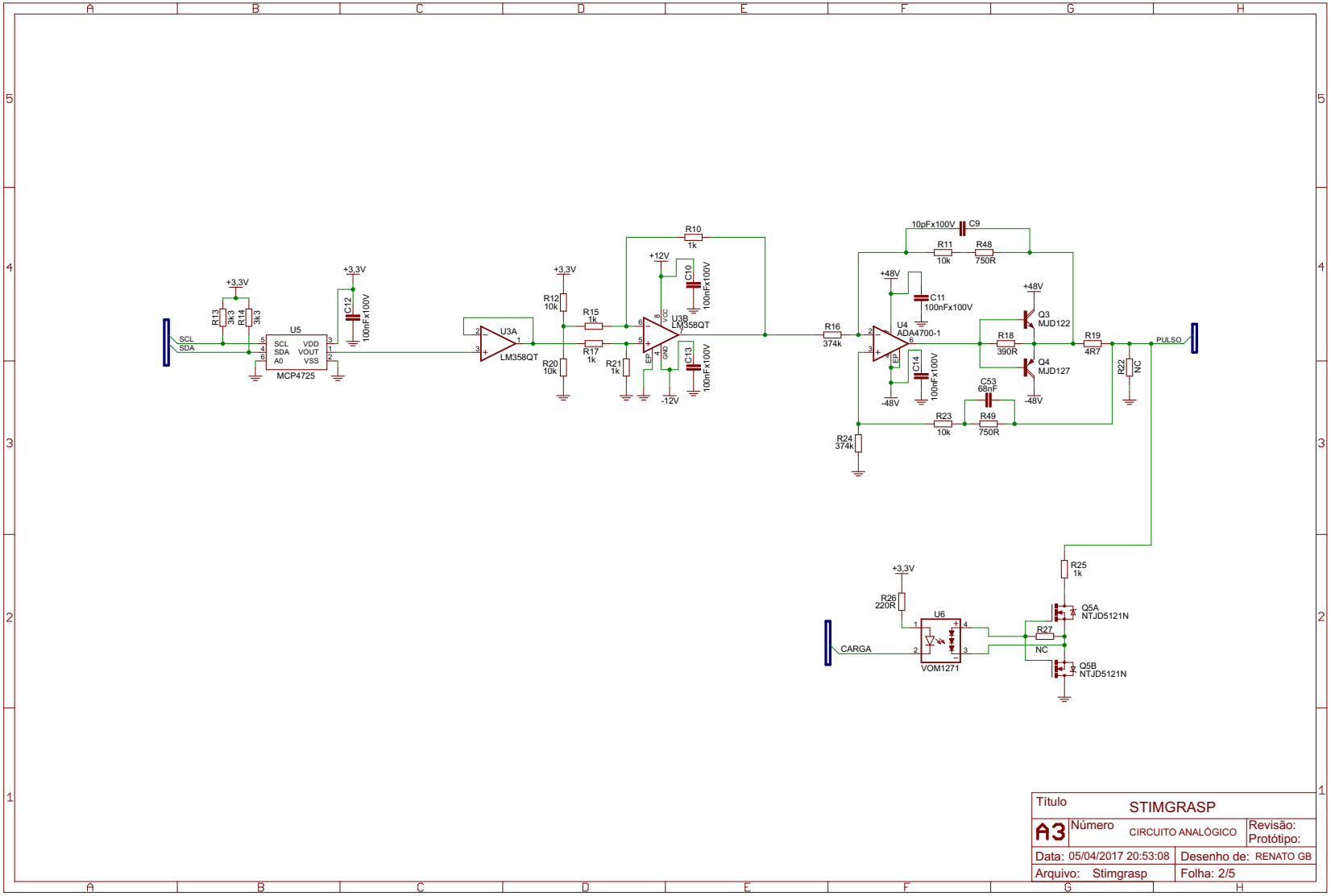
APÊNDICE A – ESQUEMA ELÉTRICO

Figura 59 – Página 1 do esquema elétrico



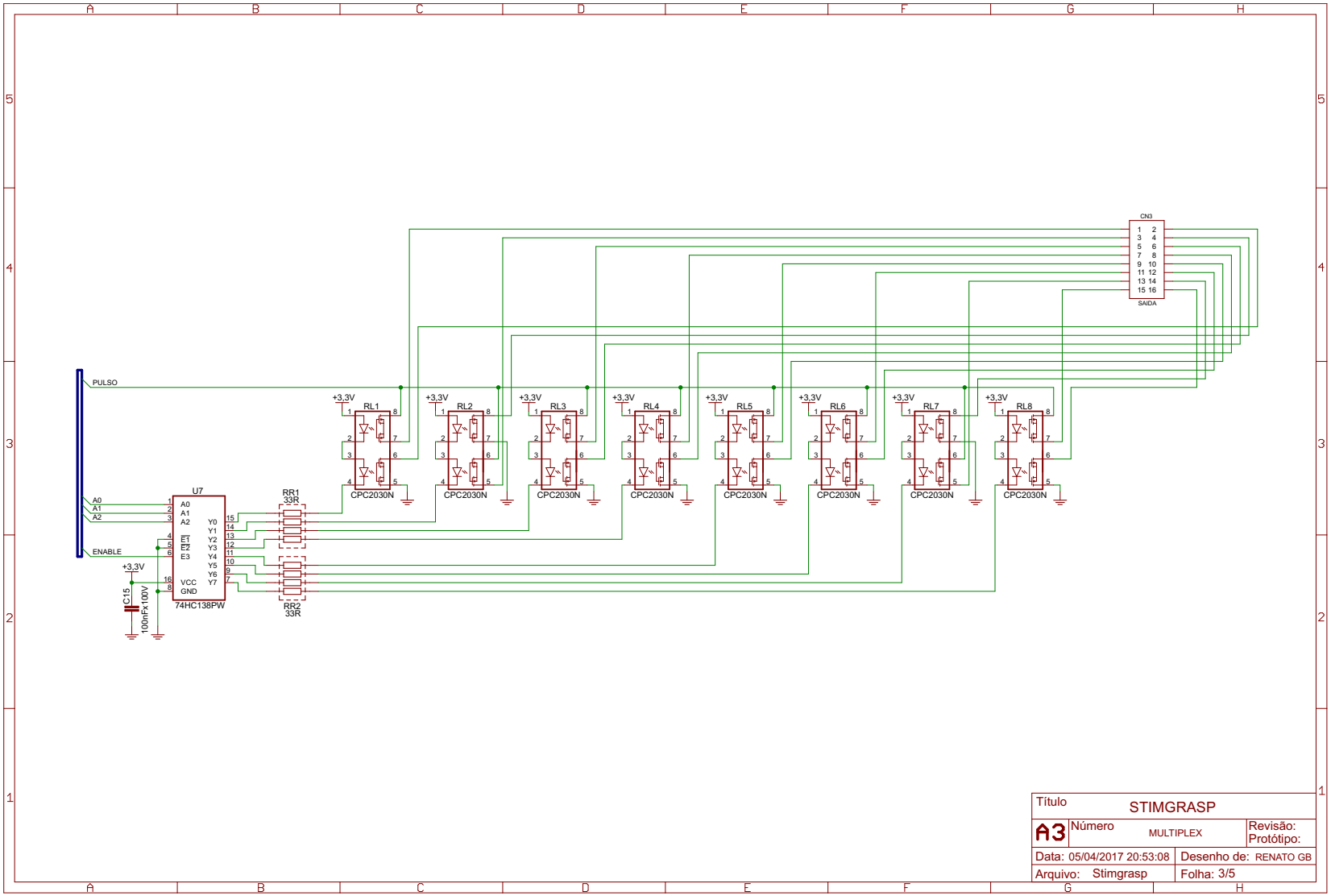
Fonte: Autor

Figura 60 – Página 2 do esquema elétrico



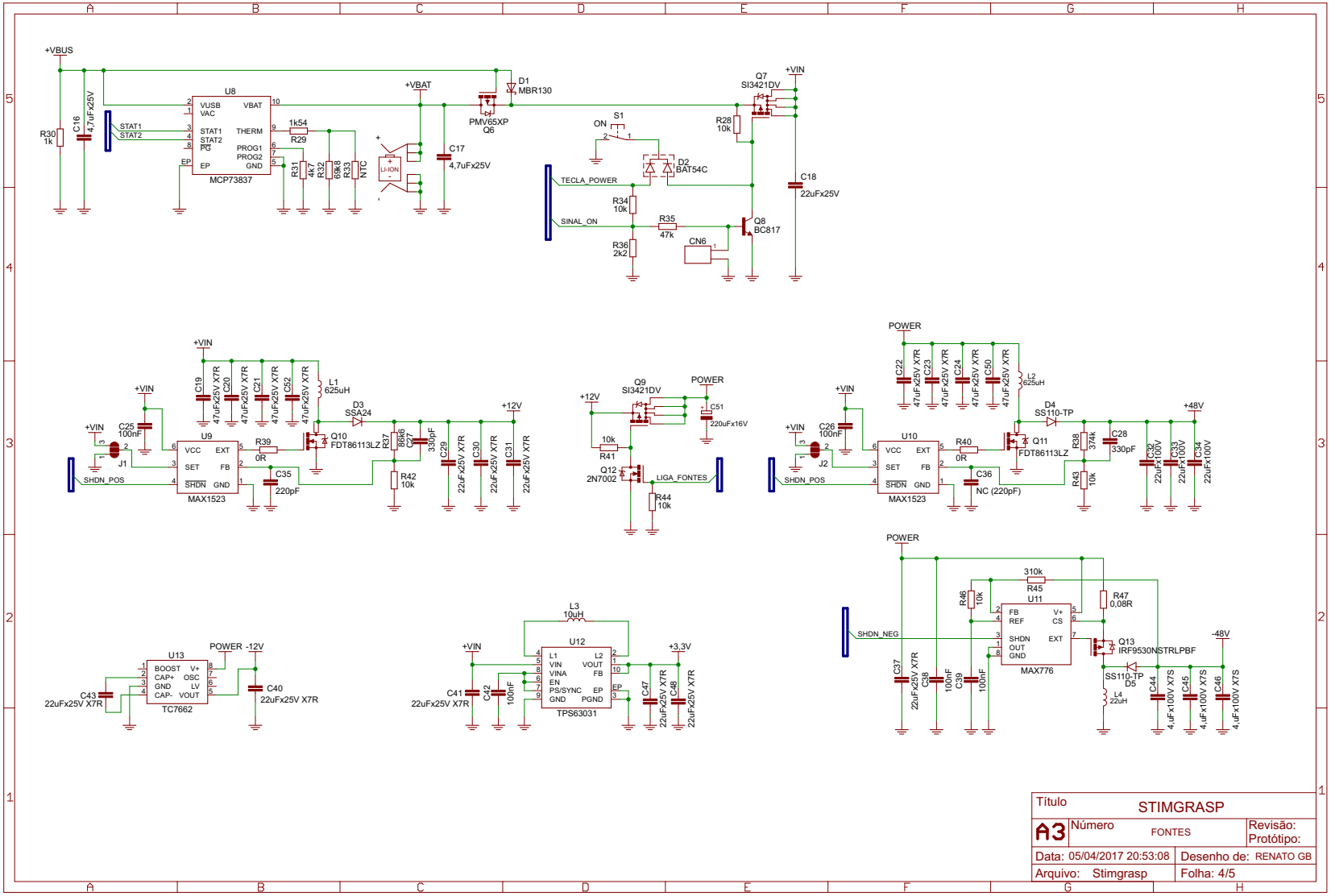
Fonte: Autor

Figura 61 – Página 3 do esquema elétrico



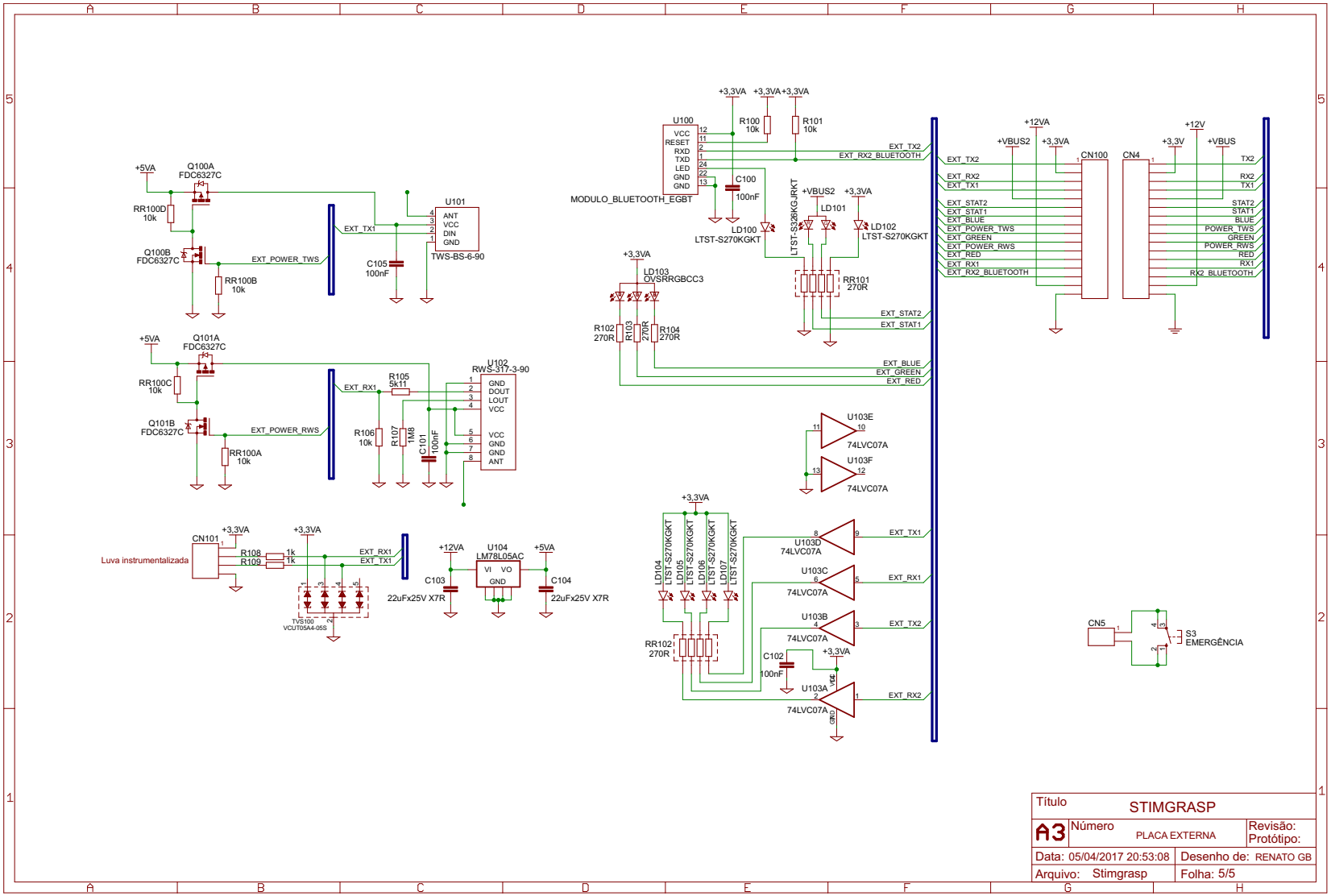
Fonte: Autor

Figura 62 – Página 4 do esquema elétrico



Fonte: Autor

Figura 63 – Página 5 do esquema elétrico



Fonte: Autor

APÊNDICE B – DIAGRAMA DA APLICAÇÃO ANDROID

Figura 64 – Diagrama de telas da aplicação para Android

Fonte: Autor