UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Trabalho de Conclusão de Curso

DESENVOLVIMENTO DA UNIDADE DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE UMA NEUROPRÓTESE PARA A QUEDA PLANTAR

Jéssica Daniella da Silva Santos

Natal/RN

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DA UNIDADE DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE UMA NEUROPRÓTESE PARA A QUEDA PLANTAR

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduada em Engenharia Biomédica.

Graduanda: Jéssica Daniella da Silva Santos

Orientador: Prof. Dr. George Carlos do Nascimento

Coorientadora: Profª. Ma. Luciana de Andrade Mendes

Natal/RN

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DA UNIDADE DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE UMA NEUROPRÓTESE PARA A QUEDA PLANTAR

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Prof. Dr. George Carlos do Nascimento _____

UFRN - Orientador

Profª. Ma. Luciana de Andrade Mendes _____

UFRN – Coorientadora

Profº Me. Alan Cássio Queiroz Bezerra Leite _____

UFRN – Avaliador Interno

Profº Me. Frederico Lemos dos Santos _____

UFRN – Avaliador Interno

Natal/RN

2017

AGRADECIMENTOS

Neste momento a palavra gratidão nunca fez tanto sentido na minha vida. Gratidão por ter os melhores pais do mundo, Maria Zêlda da Silva Santos e José Gomes dos Santos, que sempre me apoiaram em toda vida, principalmente na vida acadêmica. Vivenciei tudo isso graças a eles que me proporcionaram um lar de muito carinho e amor envolvido. Estou vivendo esse sonho que eles não puderam vivenciar pelas circunstâncias, mas que através do esforço deles, se tornou possível pra mim. Deve ser muito bom lembrar de onde eles vieram e ver aonde chegaram. Mas, eu garanto com humildade, é muito melhor ser filha deles.

Gratidão ao meu irmão, Janssen Daniel da Silva Santos, pelo exemplo de determinação e foco nos objetivos impostos a nós mesmos dia após dia. A minha vó, Neci Mendonça da Silva, que sempre manteve uma alegria contagiante infinita que coloriu todos meus dias. Aos meus avós, Josefa e Paulo, por dar vida a melhor granja que existe na face da terra e me receber sempre com muito carinho. A toda minha família, por todos momentos maravilhosos.

A todos meus amigos e amigas, pelos momentos de descontração, força e apoio em momentos difíceis. Especialmente, a minha amiga-irmã de infância Joânny Cárlen Ferreira Bezerra. Aos amigos e amigas que fiz durante a graduação, que foram peças fundamentais para o meu crescimento acadêmico e pessoal, aprendi muito com todos e todas.

Aos professores e professoras, que dedicaram seu tempo a passar conhecimento e experiências de vida. Principalmente, ao meu orientador George por me acolher tão bem em seu laboratório, por me ensinar que podemos dar vida aos componentes eletrônicos e ajudar o próximo. Agradecer também a minha coorientadora, Luciana, por me mostrar o tamanho da importância da Engenharia de Reabilitação (subárea da Engenharia Biomédica) na vida das pessoas. Essa conquista é de cada um de vocês também. Ela é toda nossa.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS....6
LISTA DE EQUAÇÕES....8
LISTA DE TABELAS....9
LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS....10
RESUMO....11
ABSTRACT....12
1. INTRODUÇÃO....13
2. OBJETIVOS....15
2.1 GERAL....15
2.2 ESPECÍFICOS....15
3. BASE FISIOLÓGICA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR....16
3.1 NEURÔNIO....16
3.2 UNIDADE MOTORA....19
3.3 MÚSCULO ESQUELÉTICO....20
4. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR....23
4.1 CORRENTE E PARÂMETROS FÍSICOS....24
4.1.1 POLARIDADE....25
4.1.2 FORMA DO PULSO....25
4.1.3 DURAÇÃO DE PULSO....26
4.1.4 FORMA DE ONDA....26
4.1.5 FREQUÊNCIA....27
4.2 ELETRODOS....27
4.3 APLICAÇÃO DIRECIONADA A QUEDA PLANTAR....28
5. MATERIAIS E MÉTODOS....31
5.1 ESPECIFICAÇÕES....31
5.2 DESCRIÇÃO DOS CIRCUITOS DAS FONTES CHAVEADAS....32
5.3 DESCRIÇÃO DO CIRCUITO DE ESTÍMULO....35
5.4 CHAVEAMENTO DE SAÍDA....36
5.5 CIRCUITO DE CONTROLE DE CARGA E CORRENTE....38
5.6 *FIRMWARE*....40
5.6.1 ROTINAS PARA A FONTE DE ALTA TENSÃO....40

5.6.2 ROTINAS PARA TESTES DO SISTEMA.....42
6. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....44
7. CONCLUSÕES.....47
7.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....47
7.2 TRABALHOS FUTUROS.....47
8. REFERÊNCIAS.....48
APÊNDICE 1.....53
APÊNDICE 2.....54

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Um neurônio eferente.....16

Figura 2 - Composição da membrana celular excitável, mostrando a bicamada fosfolipídica e três tipos gerais de proteínas de membrana.....17

Figura 3 - Mecanismo postulado para a bomba de sódio-potássio. ADP, difosfato de adenosina; ATP, trifosfato de adenosina; Pi, íon fosfato.....18

Figura 4 - Resposta de uma fibra do nervo ao estímulo elétrico de intensidade crescente.....19

Figura 5 - Micrografia eletrônica de varredura, mostrando a inervação de várias fibras musculares, por neurônio motor único.....20

Figura 6 - Um filamento espesso e uma molécula de miosina.....21

Figura 7 - Porção de um filamento delgado.....21

Figura 8 - Organização das proteínas dentro de sarcômero único. O corte transversal da disposição das proteínas é também mostrado.....22

Figura 9 - Características tempo-dependentes da corrente pulsada.....25

Figura 10 - Pulsos e formas de onda.....26

Figura 11 - Estimulação sobre o ponto motor de um músculo usando uma configuração de eletrodos "unipolar" 27

Figura 12 - Forma de onda trapezoidal utilizada pela maioria dos sistemas comerciais EENM, com cargas equilibradas, não representando uma ameaça à integridade do tecido.....29

Figura 13 - Nervos da perna.....29

Figura 14 - Músculo da perna e do pé; Após a remoção das fáscias.....30

Figura 15 - Diagrama em blocos do protótipo de bancada do sistema da neuroprótese para queda plantar.....31

Figura 16 - Circuito gerador de tensões positivas.....32

Figura 17 - Descrição do sinal de chaveamento SW1 produzido pelo MSP430F5529.....33

Figura 18 - Circuito gerador de tensões negativas.....34

Figura 19 - Princípio de aplicação dos estímulos.....36

Figura 20 - Circuito de chaveamento positivo.....37

Figura 21 - Circuito de chaveamento negativo.....37

Figura 22 - Circuito de controle de carga e controle de corrente.....38

Figura 23 - Circuito de controle de carga.....39

Figura 24 - Circuito de controle de carga e corrente com valores ajustados.....39

Figura 25 - Saída PWM para as fontes chaveadas.....41

Figura 26 - Implementação do algoritmo para saída PWM do MSP430F5529 para comandar as fontes chaveadas do sistema.....41

Figura 27 - Saída PWM do MSP430F5529 para comandar as fontes chaveadas do sistema.....42

Figura 28 - Rotina geradora do trem de pulsos utilizada para os testes.....43

Figura 29 - Rotina para a geração de pulsos de controle de carga e de pulsos bifásicos.....43

Figura 30 - Pulsos bifásicos aplicados sobre uma carga de 560Ω.....45

Figura 31 - Pulsos bifásicos aplicados sobre uma carga de 1000Ω.....45

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Cálculo da Potência 24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Investigação dos valores dos parâmetros dos estimuladores para correção da queda plantar.....30

Tabela 2 - Alteração do ω do sinal SW1 33

Tabela 3 - Influência de τ na saída do circuito.....34

Tabela 4 - Valores dos parâmetros utilizados para a rotina de teste do protótipo.....40

Tabela 5 - Valores dos parâmetros da estimulação elétrica para queda plantar.....46

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

AVE - Acidente Vascular Encefálico

CI - Circuito Integrado

CCR - *Count Compare Register*

CCS - *Code Composer Studio*

EENM - Estimulação Elétrica Neuromuscular

IDE - *Integrated Development Environment*

NMS - Neurônio Motor Superior

PA - Potencial de Ação

PNS - Pesquisa Nacional de Saúde

PWM - *Pulse Width Modulation*

SN - Sistema Nervoso

SNC - Sistema Nervoso Central

TI - *Texas Instruments*

SANTOS, Jéssica Daniella da Silva. **DESENVOLVIMENTO DA UNIDADE DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE UMA NEUROPRÓTESE PARA A QUEDA PLANTAR.** Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 55p., 2017.

RESUMO

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) é uma alternativa para a reabilitação de pessoas com deficiência motora ocasionada por lesão no Neurônio Motor Superior (NMS) que apresentam queda plantar. Sua aplicação possibilita ativação direta na musculatura pela corrente elétrica e promoção do movimento, inclusive durante a marcha, resultando em melhoria da qualidade de vida. Este trabalho consiste no desenvolvimento da unidade de estimulação elétrica com possibilidade de compor uma neuroprótese direcionada ao nervo fibular comum. Para o protótipo de bancada apresentado neste trabalho, utilizou-se o microcontrolador MSP430F5529 que gera pulsos de chaveamento bifásico, além dos processos da fonte chaveada e implementou-se um sistema eletrônico para estímulos. Realizaram-se testes preliminares tomando por base parâmetros recomendados na literatura. Como resultado, observou-se a aplicação de estímulos eletricamente isolados em eletrodos com uma corrente máxima dos pulsos de aproximadamente 40 mA para uma carga de 1000Ω. O sistema indica apresentar baixo consumo de energia elétrica e possibilidade de funcionamento com a utilização de apenas duas pilhas do tipo AA.

Palavras-chave: Estimulação Elétrica Neuromuscular. Queda Plantar. Neuroprótese. Unidade de Estimulação Elétrica.

SANTOS, Jéssica Daniella da Silva. **DEVELOPMENT OF A ELECTRIC STIMULATION UNITY OF A NEUROPROSTHESIS FOR THE FOOT DROP.** Conclusion Work Project, Biomedical Enginnering Bachelor Degree, Federal University of Rio Grande do Norte, 55p., 2017.

ABSTRACT

The Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is an alternative of rehabilitation for people with motor deficiency caused by lesion on the upper motor neuron (UMN) that shows foot drop. Its application enables direct activation of the musculature by the electrical current and the promotion of movement, including during the gait, resulting in a better life quality. This paper consists in the development of the electric stimulation unity with the possibility of composing a neuroprosthesis directed to the common fibular nerve. To the prototype presented in this paper, the microcontroller MSP430F5529 was used, that generates biphasic switching pulses beyond the switching font processes, and a electronic system for stimuli was implemented. Preliminary tests were were performed based on parameters recommended in the literature. As a result, was observed that the application of electrically isolated stimuli on electrodes with a maximum pulse current of approximately 40 mA for a 1000Ω charge. The system indicates low electric energy consumption and possibility of operation with only two batteries type AA.

Keywords: Neuromuscular Electrical Stimulation. Foot drop. Neuroprosthesis. Electric Stimulation Unity.

1. INTRODUÇÃO

A queda plantar trata-se da dificuldade de realizar a dorsiflexão ativa do tornozelo. Quando ocasionada por doenças que acometem o Neurônio Motor Superior (NMS), além da dificuldade de ativação dos músculos dorsiflexores é observada espasticidade (aumento da tensão) na musculatura antagonista, os flexores plantares. As principais doenças onde a queda plantar por lesão do NMS está presente são: Acidente Vascular Encefálico (AVE), Traumatismo Cranioencefálico, Esclerose Múltipla, Paralisia Cerebral e Lesão Medular (MARTINS et al., 2004).

No Brasil, segundo a Pesquisa Nacional de Saúde (PNS) de 2013 foi constatada além da alta prevalência de AVE, o fato de que 25% dos casos (568.000/2.231.000) há incapacidade grave (BENSENOR et al., 2015). A sequela motora mais comum pós-AVE é a hemiplegia, na qual há paralisia dos músculos de um lado do corpo, oposto ao lado da lesão (THINEN; TSUKIMOTO; TSUKIMOTO, 2016). Segundo Campos (et al., 2017), aproximadamente 35% dos sobreviventes com paralisia inicial da perna não recuperam a função útil.

Uma das principais implicações da queda plantar durante a marcha trata-se do arrastar dos dedos no solo (STEIN et al., 2008). Em virtude disso, há necessidade do aumento da circundução do quadril e do joelho para se locomover, além disso o membro inferior tem dificuldade de suportar completamente o peso durante a fase de apoio. Dessa forma, podendo ocasionar diminuição da velocidade da marcha e quedas frequentes, impactando na qualidade de vida do indivíduo (SILVA; MOURA; GODOY, 2005;STEIN et al., 2008; MONTEIRO et al., 2012).

Uma abordagem de reabilitação que vem sendo empregada também como dispositivo de assistência a marcha, ou seja, como dispositivo assistivo no dia a dia é o uso da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) que se trata da aplicação de pulsos de corrente elétrica com auxílio de eletrodos para produzir a despolarização do nervo motor, resultando em uma contração muscular qua poderá ser utilizada para produzir movimentos funcionais. A EENM pode melhorar a força, diminuir espasticidade, melhorar a marcha e sua velocidade em pacientes com sequelas de AVE (ZÜGE; MANFFRA, 2009). Para queda plantar essa EENM encontra-se direcionada ao nervo fibular comum, a fim de tornar possível a dorsiflexão do pé durante a fase de balanço da marcha, diminuindo assim o arrastar dos dedos no solo (DUNNING et al., 2015).

Este trabalho descreve o sistema eletrônico da unidade de estimulação elétrica

implementada em um protótipo de bancada, que poderá ser aplicada em dispositivos como uma neuroprótese para o nervo fibular comum. Do ponto de vista técnico, algumas características foram estabelecidas diante dos requerimentos de estímulo elétrico direcionado à correção da queda plantar.

2. OBJETIVOS

2.1 GERAL

Desenvolver a unidade de estimulação elétrica compatível com os requerimentos de um dispositivo de neuroprótese aplicada à queda plantar.

2.2 ESPECÍFICOS

- Compreender processos da fisiologia para o estímulo elétrico muscular humano.
- Estabelecer por meio de revisão bibliográfica os parâmetros adequados para estímulo elétrico direcionado a queda plantar como duração, formato, largura e intensidade dos pulsos, assim como a localização dos eletrodos.
- Utilizar o simulador SPICE (TINA-TI) para estabelecer, adequar e ajustar os circuitos eletrônicos e seus parâmetros, no seu processo de elaboração e montagem.
- Desenvolver o gerador de tensões elétricas para estímulo (+/- 70V a +/- 160V) utilizando-se um microcontrolador da família MSP430.
- Implementar o sistema eletrônico de estímulo de pulsos de corrente.
- Verificar o funcionamento parcial de etapas dos circuitos pela utilização de montagens de protótipos em *protoboard*.
- Desenvolver rotinas de *firmware* MSP430 em C++ para a realização de testes de funcionamento de cada etapa do circuito de estímulo.
- Integrar os elementos em um protótipo de bancada com a utilização de duas pilhas AA para o funcionamento.
- Realizar os principais testes de funcionamento utilizando cargas artificiais, equipamentos de laboratório e programas de testes.

3. BASE FISIOLÓGICA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR

3.1 NEURÔNIO

O neurônio é considerado a unidade morfofuncional do Sistema Nervoso (SN). De forma genérica, essas células são excitáveis, se apresentam largamente diversificadas, são especializadas e capazes de comunicarem entre si formando uma complexa rede de processamento. Alguns grupos destas células se encontram enviando estímulos a células efetoras, que são as células musculares ou secretoras. Basicamente há três tipos de neurônios: o aferente (ou sensitivo) que sua funcionalidade é levar informações sobre as alterações ocorridas no meio externo ou no meio interno à porção central do SN; o eferente que é o condutor do impulso nervoso ao órgão efetuador e o de associação que faz a conexão entre os neurônios (DANGELO; FATTINI, 2011).

A morfologia dos diversos tipos de neurônios diferem em alguns aspectos, porém todos eles contém quatro regiões distintas com diferentes funções: o corpo celular, os dendritos, o axônio e os terminais axônicos (LODISH et al., 2000). A figura 1 mostra um neurônio eferente:

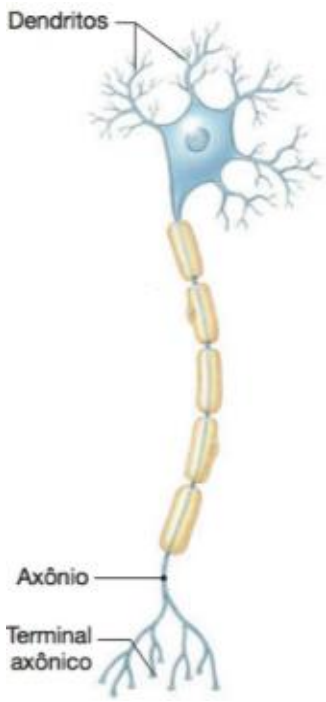


Figura 1 - Um neurônio eferente. Fonte: Silverthorn, p.251, 2010.

Cada estrutura tem uma função especializada. O corpo celular é responsável pela síntese das proteínas neuronais, assim como pela maioria dos processos de degradação e

renovação de constituintes celulares, já os dendritos são especializados em receber estímulos e o axônio se origina de uma região denominada de cone de implantação. Há uma fibra nervosa que compreende o axônio e algumas contém envoltórios. O principal é a bainha de mielina que funciona como isolante elétrico (DANGELO; FATTINI, 2011), o que torna possível que axônios se organizem em feixes de nervos em estruturas diversas de conexöes.

Por sua vez, o Potencial de Ação (PA), ou impulso nervoso, é originado no corpo celular do neurônio, e é uma atividade eletroquímica que se propaga no axônio, e assim ao longo do nervo, utilizando energia já armazenada como parte do potencial da membrana (ROBERTSON et al., 2009). Tanto as membranas celulares do músculo quanto as que compõem nervos são excitáveis, em um processo que rapidamente torna-se alterado a sua permeabilidade a íons de forma seletiva, em respostas a estímulos de origem elétrica, química, térmica ou mecânica (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

De forma muito resumida, as células do músculo e do nervo possuem suas membranas compostas por bicamada fosfolipídica e uma diversidade complexa de moléculas protéicas. Elas podem atuar como: proteínas receptoras, que atuam como sítios de ligação para o neurotransmissores, proteínas de canal, que formam uma estrutura na membrana capaz de controlar o fluxo de íons como potássio, sódio, cloro ou cálcio e por fim as proteínas transportadoras, que fixam e transferem íons por meio da membrana, frequentemente contra gradientes de concentração, realizando o papel de manter a célula polarizada, e ilustrado na figura 2 (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

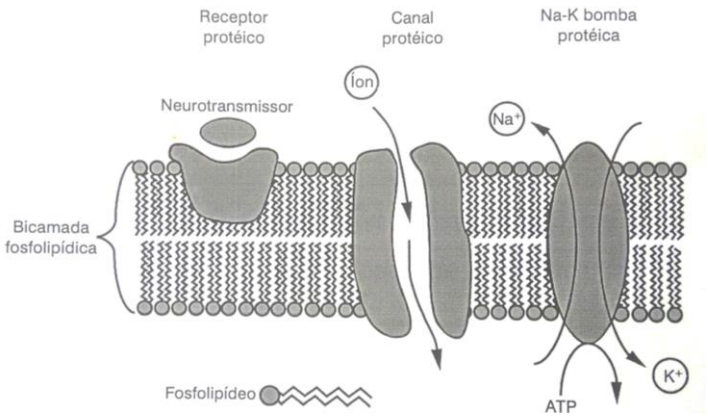


Figura 2 - Composição da membrana celular excitável, mostrando a bicamada fosfolipídica e três tipos gerais de organelas de proteínas de membrana. Fonte: Robinson e Snyder-mackler , p.86, 2001.

As células no seu equilíbrio iônico são eletricamente neutras, o lado externo possui carga positiva, enquanto no lado interno possui carga negativa. Isso ocorre devido a alta concentração de íons de potássio [K^+] no seu interior, e a membrana ser relativamente

permeável aos íons K^+. Existe um canal iônico na membrana, a bomba de sódio/potássio, que utiliza energia proveniente da reação ATP → ADP, para transportar ativamente três íons de sódio [Na^+] para parte externa da célula e dois íons de potássio para a sua parte interna, tal como ilustrado na figura 3 abaixo (ROBERTSON et al., 2009):

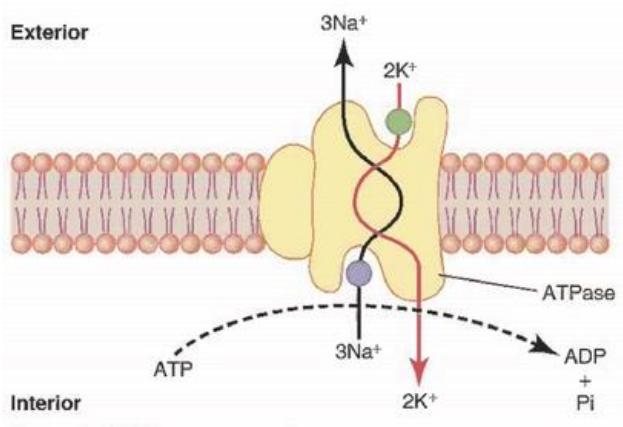


Figura 3 - Mecanismo postulado para a bomba de sódio-potássio. ADP, difosfato de adenosina; ATP, trifosfato de adenosina; Pi, íon fosfato. Fonte: Guyton e Hall, p.54, 2011.

O ciclo completo do funcionamento da bomba de sódio/potássio, implica que do ponto de vista elétrico, apenas uma carga positiva é transportada do interior da célula para o exterior, resultando no surgimento de potenciais positivos na região exterior da célula e gerando um déficit interno de íons positivos. Desta forma, diz-se que é eletrogênico o bombeamento de sódio/potássio, por produzir potencial elétrico através da membrana celular (GUYTON; HALL, 2011).

Quando há reversão do potencial da membrana, de -70 mV para + 30 mV que ocorre em cerca de 1 ms, é chamado de potencial de ação ou impulso nervoso. No entanto, o impulso é disparado somente quando a membrana é despolarizada em aproximadamente 10 a 15 mV. Ao alcançar esse limiar, o impulso do PA é gerado automaticamente, como mostra a figura 4, e se propaga ao longo da fibra nervosa numa taxa que é característica da fibra específica (ROBERTSON et al., 2009).

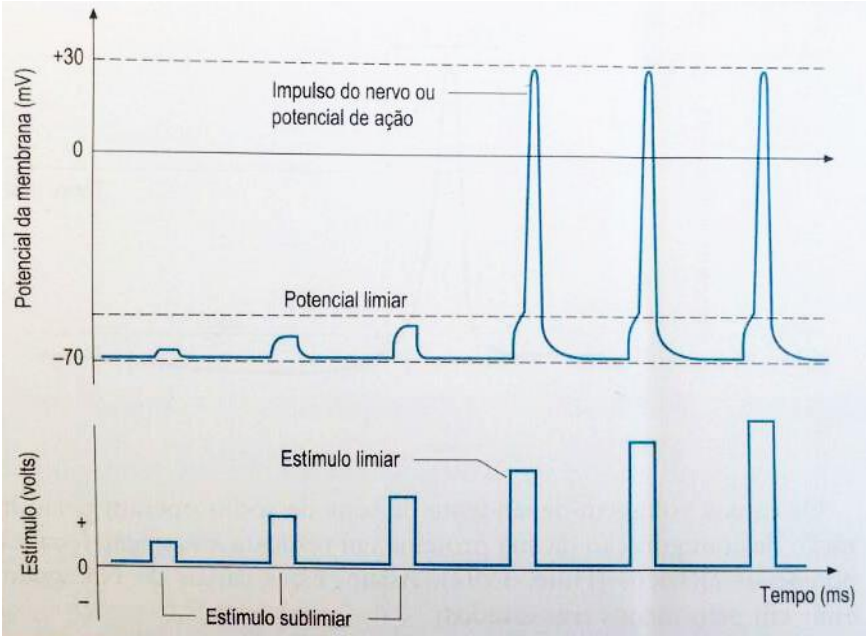


Figura 4 - Resposta de uma fibra do nervo ao estímulo elétrico de intensidade crescente. Fonte: Robertson et al., p.19, 2009.

A diferença de potencial presente em uma membrana celular normal em repouso, conhecido como potencial de repouso da membrana, é devido ao transporte ativo (a bomba de sódio/potássio) e à diferença de permeabilidade ao sódio e potássio. Em nervos e fibras de músculos lisos esse potencial está em torno de -70 mV, enquanto em células musculares esqueléticas é de -80 mV (ROBERTSON et al., 2009).

3.2 UNIDADE MOTORA

A unidade motora é a unidade funcional do músculo estriado, ou seja, o conjunto de fibras musculares que, sendo inervado pela arborização terminal de um único neurônio motor, se contrai quase que simultaneamente a cada impulso nervoso. As contrações musculares não se processam simultaneamente em todos os seus fascículos (feixes de fibras musculares). Através da resultante final de uma sequência ordenada de impulsos nervosos desencadeados por um determinado grupo de neurônios motores, as múltiplas unidades funcionais que constituem cada músculo se contraem progressivamente obedecendo a uma ordem graduatoria (WATANABE, 2009).

Quando o axônio de um neurônio motor se torna distribuído em um músculo esquelético, ele se divide em terminais axônicos, que se aproximam do sarcolema de uma fibra muscular. As extremidades dos terminais axônicos alargam-se em dilatações denominadas bulbos sinápticos terminais, que contêm vesículas sinápticas preenchidas com

um neurotransmissor químico. A região do sarcolema próxima ao terminal axônico é chamada de placa motora terminal. O espaço entre o terminal axônico e o sarcolema é a fenda sináptica. A sinapse formada entre os terminais axônicos de um neurônio motor e a placa motora terminal de uma fibra muscular é conhecida como a junção neuromuscular (TORTORA; DERRICKSON, 2012). A figura 5 mostra uma junção neuromuscular:

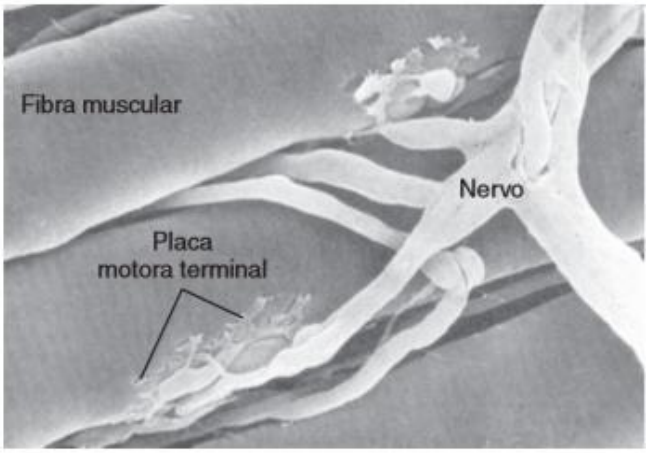


Figura 5 - Micrografia eletrônica de varredura, mostrando a inervação de várias fibras musculares, por neurônio motor único. Fonte: Berne e Levy, p.238, 2009.

3.3 MÚSCULO ESQUELÉTICO

O músculo esquelético é composto por células cilíndricas alongadas, denominadas fibras musculares. Na maioria dos músculos esqueléticos, cada fibra se prolonga por todo o comprimento do músculo. Cada fibra muscular contém centenas e milhares de miofibrilas. Cada miofibrila é composta por aproximadamente 1.500 filamentos de miosina adjacentes e por 3.000 filamentos de actina, longas moléculas de proteínas polimerizadas responsáveis pelas contrações musculares (GUYTON; HALL, 2011).

A maior parte do tecido muscular esquelético é fixada aos ossos e a maior parte pode realizar movimento articular quando estimulados. Os músculos esqueléticos são supridos por nervos e vasos sanguíneos, ambos estão diretamente relacionados com a principal característica do músculo: a contração (TORTORA; DERRICKSON, 2012).

A acetilcolina é um neurotransmissor que, quando liberada por um neurônio motor na junção neuromuscular, desencadeia um PA na fibra muscular que se propaga ao longo do seu comprimento. A duração do PA, no músculo esquelético, é de curta duração (menos de 5 ms), dessa forma permite contrações muito rápidas da fibra (BERNE; LEVY, 2009).

Os íons de cálcio (Ca^{2+}) e a energia, na forma de trifosfato de adenosina (ATP), são

necessários para a contração muscular. Quando a fibra muscular está relaxada, há uma baixa concentração de Ca^{2+} no sarcoplasma, devido a membrana do retículo sarcoplasmático conter bombas de transporte ativo de Ca^{2+}, que de modo contínuo transportam Ca^{2+} do sarcoplasma para o retículo sarcoplasmático (TORTORA; DERRICKSON, 2012).

No entanto, quando um PA é transmitido ao longo do sarcolema da fibra muscular e no interior do sistema de túbulos transversais, há a abertura dos canais de Ca^{2+}, assim a quantidade de Ca^{2+} intracelular aumenta, o que, por sua vez, promove a interação actina-miosina e a contração. A elevação da Ca^{2+} intracelular se inicia logo após o PA e atinge seu pico em, aproximadamente, 20 ms. (BERNE; LEVY, 2009). O Ca^{2+} liga-se a moléculas de troponina, nos filamentos delgados (ou filamentos finos), fazendo a troponina alterar sua forma, resultando no afastamento da tropomiosina para distante dos sítios de ligação de miosina na actina. Uma vez que os sítios de ligação de miosina são descobertos, o ciclo de contração se inicia (TORTORA; DERRICKSON, 2012).

O filamento espesso (ou filamento grosso) é composto por centenas de miosina, como mostra a figura 6, já o filamento delgado contém actina, troponina e tropomiosina , como mostra a figura 7.

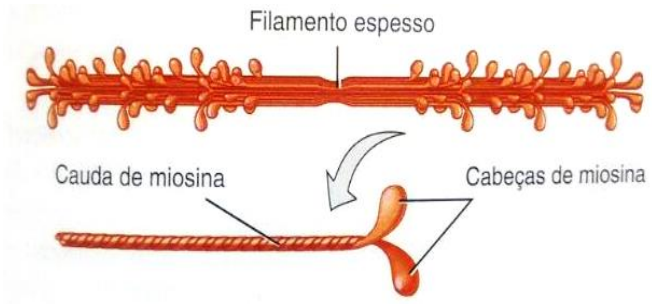


Figura 6 - Um filamento espesso e uma molécula de miosina. Fonte:Tortora e Derrickson, p.189, 2012.

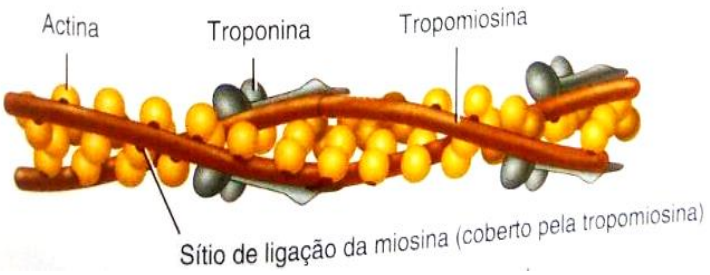


Figura 7 - Porção de um filamento delgado. Fonte:Tortora e Derrickson, p.189, 2012.

Durante a contração muscular, as cabeças de miosina dos filamentos espessos deslocam os filamentos delgados , fazendo-os deslizarem em direção ao centro de um

sarcômero (figura 9). À medida que os filamentos delgados deslizam, as bandas I e as zonas H tornam-se mais estreitas e finalmente desaparecem por completo quando o músculo está contraído ao máximo (TORTORA; DERRICKSON, 2012).

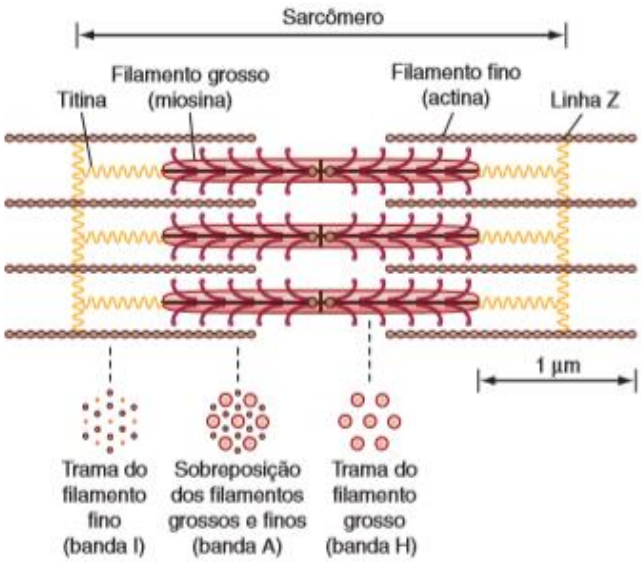


Figura 8 - Organização das proteínas dentro de sarcômero único. O corte transversal da disposição das proteínas é também mostrado. Fonte: Berne e Levy, p. 235, 2009.

4. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

A EENM é um método que utiliza a estimulação elétrica para promoção da contração muscular. Para a condição de queda plantar na hemiplegia, o primeiro relato de equipamento desenvolvido foi por Liberson et al. (1961) (STEIN et al., 2009).

Essa forma de estimulação elétrica geralmente é utilizada com intensidades altas suficientes para produzir contração muscular e pode ser aplicada ao músculo durante o movimento ou sem que esteja ocorrendo movimento funcional (KITCHEN, 2003).

A ativação das fibras musculares com indução elétrica difere da contração voluntária de três formas:

- Com EENM o disparo de estimulação do neurônio motor é sincrônico. Ou seja, para produzir uma resposta muscular não-brusca a frequência de estimulação usada deve ser alta do ponto de vista fisiológico (> 20Hz);
- As unidades motoras possuem ordens de recrutamento distintas quando estimuladas eletricamente e quando estimuladas por contração voluntária;
- Nervos sensoriais são inevitavelmente estimulados, como as fibras A - δ(dor). Logo, há um componente aferente considerável da estimulação elétrica que não é produzido na contração voluntária (ROBERTSON et al., 2009).

Quando aplicada diretamente sobre a pele, os pontos na superfície da pele que reveste o músculo e o ativa, de forma que seja utilizada a menor quantidade de corrente e que obtenha uma máxima estimulação muscular são denominados de pontos motores e eles são, normalmente, localizados acima do ventre muscular, próximo do ponto no qual o nervo motor penetra o músculo (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001). Os estímulos elétricos são geralmente aplicados com auxílio de eletrodos posicionados na proximidade dos pontos motores muscular (MAFFIULETTI, 2010).

A contração muscular pode ser controlada pelo nível de corrente. Para EENM transcutâneo geralmente varia de 10 a 100mA. Uma forma de onda de estimulação bifásica balanceada de carga pode ser composta por dois pulsos retangulares com polaridade oposta com um intervalo interpulso entre as duas fases. Uma duração de pulso e o intervalo interpulso de 300μs produz uma contração relativamente confortável e eficiente, usando uma taxa de repetição de 10-50 pulsos por segundo (THORSEN; FERRARIN, 2009).

4.1 CORRENTE E PARÂMETROS FÍSICOS

A corrente é o fluxo ordenado de elétrons (NELSON; HAYES; CURRIER, 2003). Quando a corrente elétrica flui por meio dos tecidos entre um par de eletrodos, efeitos eletroquímicos podem ser gerados. Se a corrente aplicada tem suas cargas equilibradas (Corrente alternada), não há alterações químicas significativas. Já se o fluxo de corrente for direto (Corrente contínua), acumula-se ácido sob um eletrodo e sob o outro base. Porém, se a corrente direta total for muito pequena, os efeitos químicos são insignificantes (ROBERTSON et al., 2009).

Há muito tempo, a estimulação com pulsos de corrente de curta duração é conhecida como mais confortável do que com pulsos de maior duração. Diferentes tipos de fibras nervosas respondem diferentemente a alterações na duração de pulso. (ROBERTSON et al., 2009).

Segundo Nelson, Hayes e Currier (2003), a amplitude da onda é uma medida da magnitude de uma corrente (ou tensão) de estímulo em relação a uma linha de base de referência zero. Amplitude de pico é a corrente (A) ou tensão (V) máxima durante a fase. Na corrente alternada a amplitude pico a pico é a soma do valor absoluto da corrente (ou tensão) máxima durante as duas fases. A amplitude da raiz quadrada da média (RMS) representa a corrente efetiva que é aplicada aos tecidos. A partir da corrente efetiva é possível calcular a potência. Como mostra a equação 1 abaixo:

Equação 1 – Cálculo da Potência

$$Potência\ (W) = Tensão\ (V)\ x\ Corrente\ (I)$$

Deve ser mantida dentro de níveis seguros a amplitude RMS da corrente de estímulo, uma vez que a energia transferida para impedância dos tecidos se converte em calor.

Outro parâmetro muito relevante é a duração de um estímulo que pode ser dividido em:

- Duração de fase: Tempo decorrido desde o ínicio até o fim de uma fase de um pulso ou de um ciclo de uma corrente alternada;
- Intervalo da interfase: Período sem atividade elétrica entre duas fases sucessivas de um pulso;
- Intervalo do Interpulso: Período sem atividade elétrica entre dois pulsos sucessivos;

- Duração do pulso: Tempo total decorrido do início ao fim de um pulso.

As durações de fase geralmente são curtas para evitar um aquecimento relevante do tecido biológico, logo são expressas em microssegundos (μs) ou milissegundos (ms).

A figura 9 abaixo demonstra um possível formato dos pulsos de estímulo em unidades arbitrárias:

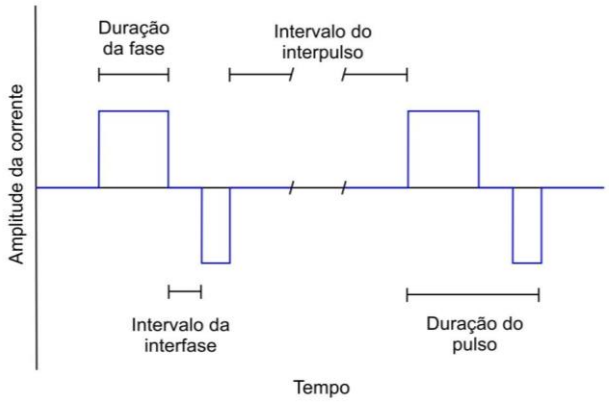


Figura 9 - Características tempo-dependentes da corrente pulsada. Adaptado de: NELSON; HAYES; CURRIER, 2003.

4.1.1 POLARIDADE

O fluxo de corrente tem polaridade (positiva e/ou negativa). Quando o movimento de carga não altera a direção, denomina-se unidirecional e há acúmulo de cargas. Quando o movimento da carga flui em duas direções, denomina-se bidirecional e pode não haver acúmulo de carga, pois o movimento de cargas resultantes seriam canceladas (ROBERTSON et al., 2009).

4.1.2 FORMA DO PULSO

Um estímulo retangular é considerado ótimo para estimulação de fibras nervosas. Uma vez que há um aumento da possibilidade de um PA, devido ao início brusco do pulso que significa um aumento na corrente no nível máximo (ROBERTSON et al., 2009). Na aplicação de um pulso triangular, a fibra nervosa tende a se acomodar com o fluxo de corrente, em decorrência do aumento da corrente de forma lenta. O potencial limiar aumenta, assim diminui a possibilidade de ocorrência de um PA (SPIELHOLZ; NOLAN, 1995).

4.1.3 DURAÇÃO DE PULSO

Quando usado pulsos de curta duração, a corrente precisará ser alta. Se utilizadas durações de pulso mais longas as correntes de pico pode ser mais baixas, porém podem ser desconfortáveis e aumentar o risco de dado ao tecido (ROBERTSON et al., 2009).

4.1.4 ENVOLTÓRIA DO ESTÍMULO

Envoltória é a forma obtida da amplitude instantânea de uma quantidade variável em função do tempo (KITCHEN, 2003). A figura 10 demonstra a diferença entre pulso e envoltória do estímulo.

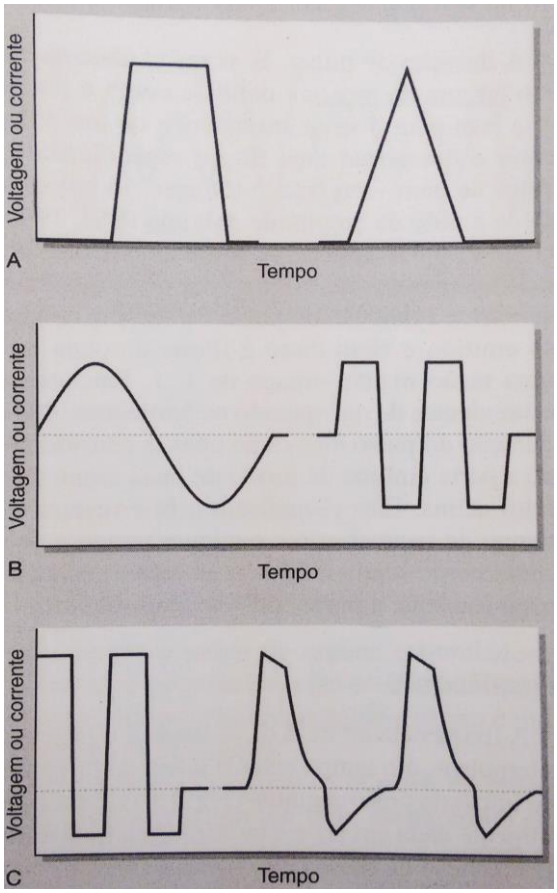


Figura 10 – Envoltória do estímulo. A: Pulsos quadrado e triangular. B: Formas de onda simétricas. C: Formas de onda assimétricas. Fonte: Kitchen, p.235, 2003.

4.1.5 FREQUÊNCIA

Frequência é o número de ocorrências por segundo e é especificada em hertz (Hz). Desta forma, se pulsos de estímulo forem aplicados 10 vezes por segundo, a frequência de pulso é 10Hz. Uma forma de onda do estímulo pode ter duas frequências distintas. Uma é a frequência de pulso e a outra é o número de trens de pulso por segundo, denominada frequência de *burst* (ROBERTSON et al., 2009).

4.2 ELETRODOS

Os eletrodos são componentes que fazem interface entre o módulo de estimulação elétrica e os tecidos humanos. Existe os superficiais e os implantáveis. Algumas questões são relevantes para escolha do eletrodo para aplicação da EENM, tais como: o tipo, o tamanho e o local de aplicação (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Em relação ao tipo, pode ser autoadesivo, de metal ou borracha condutora (borracha siliconada impregnada com carbono), enquanto ao tamanho, eletrodos maiores resultam em menores densidades de corrente. Já em relação ao local de aplicação, considerando que o objetivo é estimular o músculo inervado, é de grande relevância assegurar que o nervo motor que penetra o músculo esteja no trajeto da corrente. Logo, há duas opções: Aplicar sobre o tronco nervoso ou sobre o ponto motor do músculo (Figura 11) e em cada uma das terminações do músculo de modo que o nervo estará no trajeto da corrente. (ROBERTSON et al., 2009).

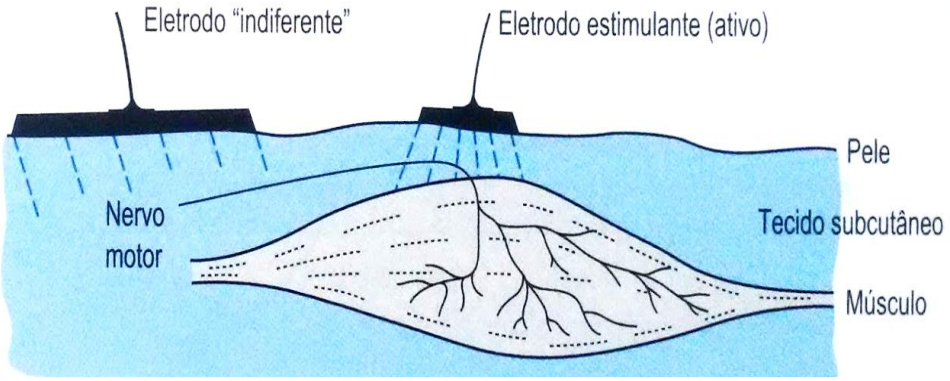


Figura 11 - Estimulação sobre o ponto motor de um músculo usando uma configuração de eletrodos "unipolar". Fonte: Robertson et al., p. 48, 2009.

Para concentrar a corrente em uma área é necessário a utilização de eletrodos de tamanhos diferentes. Ou seja, a densidade de corrente será maior sob o eletrodo com a menor área de superfície em contato com a pele do que o eletrodo maior. A configuração

unipolar de eletrodos aplica o conceito de densidade de corrente, o eletrodo menor (ativo) é posicionado sobre o suprimento nervoso, enquanto o maior (indiferente) é posicionado no local menos provável de estimular algo. Já a configuração bipolar de eletrodos utiliza dois eletrodos de tamanho igual posicionados em cada uma das terminações do ventre ou do grupo muscular a ser estimulado, ou seja a densidade de corrente será igual sob cada eletrodo (ROBERTSON et al., 2009).

4.3 APLICAÇÃO DIRECIONADA A QUEDA PLANTAR

Quando a queda plantar é causada por doença do NMS, normalmente os indivíduos com queda plantar ainda possuem a integridade dos nervos periféricos e tecidos musculares excitáveis, o que permite o uso de técnicas como a EENM para restaurar sua mobilidade perdida. A EENM é uma técnica que atua nos músculos paralisados para produzir movimentos via ativação elétrica. Ao longo dos anos, a EENM provou-se como uma técnica promissora para restaurar as funções motoras perdidas, permitindo que os indivíduos com injúrias neuromusculares recuperem funções motoras perdidas (SKRYPSKI, 2014).

A EENM pode ser aplicada através de vários estimuladores elétricos disponíveis clinicamente, quando há o objetivo de usá-la ainda como dispositivo assistivo para o auxílio da marcha tem-se o uso via dispositivo de neuroprótese. A arquitetura típica para uma EENM baseada para uma neuroprótese de queda plantar pode ser visto como uma integração de uma rede de sensores, um algoritmo de controle e uma unidade de estimulação elétrica (MOORE; ZOURIDAKIS, 2004).

Para estimular as fibras nervosas e gerar contrações musculares mais eficientes, um pulso elétrico de forma retangular foi sugerido como ótimo, já que resolve o problema da acomodação da membrana de fibras nervosas (MELO et al., 2015). Além disso, o pulso deve fornecer uma distribuição igual de cargas nos locais dos eletrodos durante o período de estimulação, de modo que nenhum desequilíbrio eletroquímico ocorra, para não ocasionar algum dano ao tecido corporal (ROBERTSON et al., 2009). Isso geralmente é alcançado por ter um pulso de fase positiva e outro de negativa fase (Figura 12), simétrica ou não (STEIN et al., 2008).

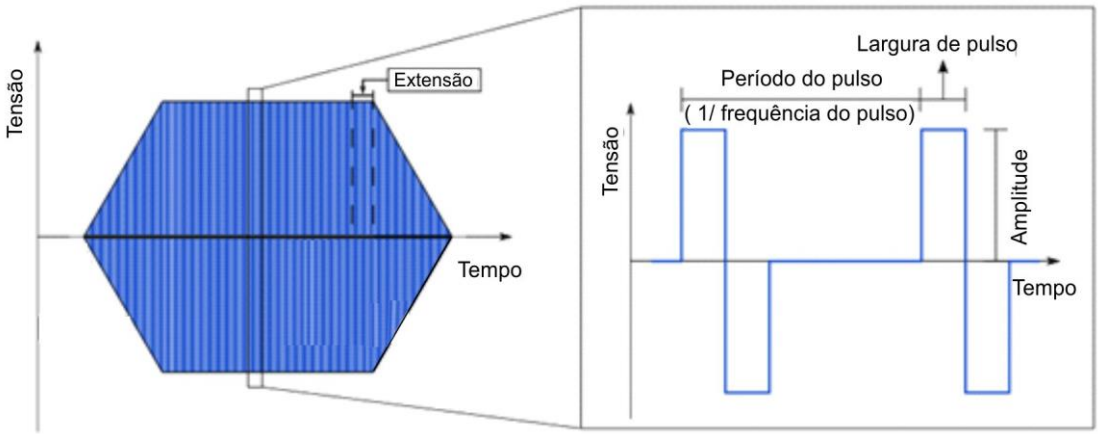


Figura 12 - Forma de onda trapezoidal utilizada pela maioria dos sistemas comerciais EENM, com cargas equilibradas, não representando uma ameaça à integridade do tecido. Adaptado de: Melo et al., 2015.

Quando direcionado à correção da queda plantar, o principal posicionamento dos eletrodos adotado pelos estudos direciona o eletrodo proximal superficialmente na posição do nervo fibular comum (Figura 13), logo abaixo da cabeça da fíbula e o eletrodo distal no músculo tibial anterior (Figura 14) (LAUFER; HAUSDORFF; RING, 2009).

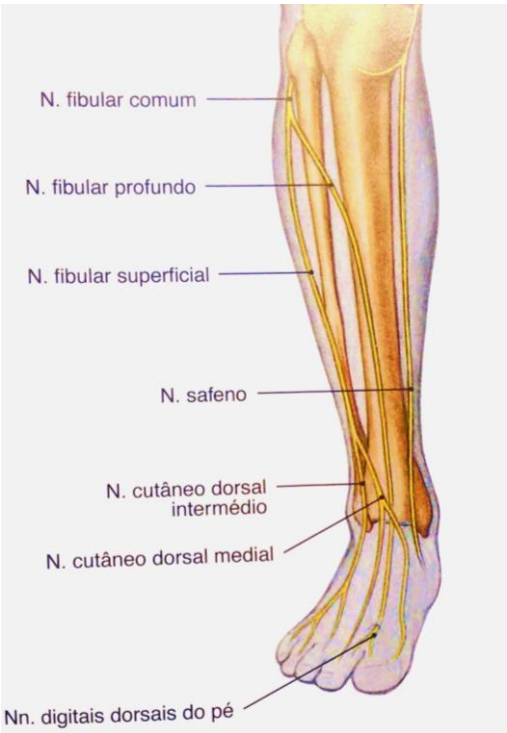


Figura 13 - Nervos da perna. Fonte: Putz e Pabst, p.345, 2008.

Figura 14 - Músculos da perna e do pé; Após a remoção das fáscias; Vista anterior. Fonte: Putz e Pabst, p.326, 2000.

Para estimulação elétrica direcionada à queda plantar a literatura de Melo et al. (2015) apresenta os valores dos parâmetros utilizados na tabela 1 adaptada, todos os dados abaixo referem-se à utilização de eletrodos de superfície:

Tabela 1 – Investigação dos valores dos parâmetros dos estimuladores para correção da queda plantar

Referência	Portátil	Canais	Tipo do pulso	Amplitude (mA)	Largura de pulso (μs)	Frequência (Hz)
Chou et al. (2011a)	Sim	2	Balanceado simétrico	Até 80	100 a 300	25 a 100
Sabut and Mahadevappa (2008)	Sim	1	Balanceado simétrico	Até 100	256	40
Sabut et al. (2010a)	Sim	2	Balanceado simétrico	Até 70	300 a 700	10 a 50
Melo et al. (2012)	Sim	4	Balanceado simétrico	Até 100	Até 502	Até 200
Chen et al.(2001, 2003)	Não	4	Balanceado simétrico	Até 100	70 a 1000	Até 100
Chen et al. (2010)	Não	4	Balanceado assimétrico	Até 110	50 a 1000	3 a 100

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 ESPECIFICAÇÕES

O protótipo de bancada da neuroprótese para a queda plantar é composto um *kit* de desenvolvimento de microcontrolador MSP430F5529, de um sistema eletrônico para estímulos que basicamente é uma fonte de corrente controlada por tensão e de pilhas para o seu funcionamento (figura 15).

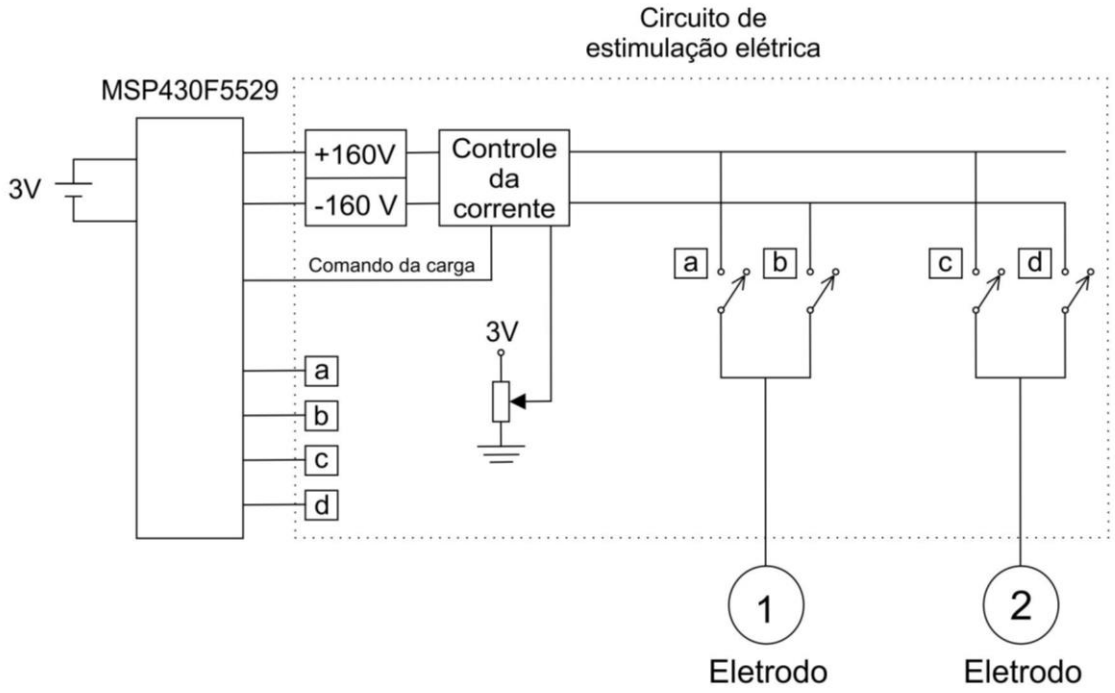


Figura 15 - Diagrama em blocos do protótipo de bancada do sistema neuroprótese para queda plantar.

O microcontrolador MSP430F5529 é um processador de 16 bits que necessita de baixíssimas potências para o seu funcionamento (1mW), sua alimentação é de 3V e possui uma velocidade de 25MHz. Utilizou-se recursos deste microcontrolador para a implementação das fontes chaveadas do sistema que por fim se tornou capaz de produzir tensões em torno de ±160V e fornecer potências de até 120mW. Apesar do sistema operar com tensões de 3V, possibilitando funcionar com apenas 2 pilhas do tipo AA, utilizou-se por conveniência baterias de 5V conectadas a entrada USB do *kit* MSP430F5529. Para a simulação do circuito antes da sua implementação em componentes discretos, utilizou-se a ferramenta SPICE Tina-TI.

Realizaram-se testes preliminares do sistema tomando por base alguns parâmetros recomendados por Melo et al. (2015) que descreve situações de estímulos para queda

plantar. A partir disso, implementou-se no MSP430F5529 algoritmos capazes de gerar uma sequência de pulsos de estímulos que foi utilizado para verificar, corrigir e caracterizar o funcionamento do protótipo.

5.2 DESCRIÇÃO DOS CIRCUITOS DAS FONTES CHAVEADAS

Embora existam no mercado componentes especializados ao uso em fontes chaveadas, tais como o circuito integrado (CI) MC34063, encontrou-se limitação em identificar os parâmetros que tornasse a fonte chaveada eficiente e operando com tensões de 3V. Desta forma, optou-se por utilizar recursos do MSP430F5529 para a implementação discretizada das fontes chaveadas.

Para a fonte de tensão positiva, utilizou-se o transistor FMMT497 no modo corte/saturação para a realização do chaveamento. Desta forma, a partir de uma fonte de 3V, foram produzidas tensões de 160V em um processo em que a energia magnética armazenada no indutor foi convertida em tensões elétricas elevadas. O fenômeno é descrito pela Lei de Lenz (YOUNG; FREEDMAN, 2009), no qual ocorre em um breve momento ao eliminar a corrente no indutor por meio do chaveamento. Por fim, a energia armazenada no campo magnético do indutor foi transferida para o capacitor. Para isso, necessitou-se da aplicação de corrente no indutor durante um tempo suficiente a sua carga e em seguida a sua remoção abrupta, o que provocou momentâneamente altas tensões elétricas.

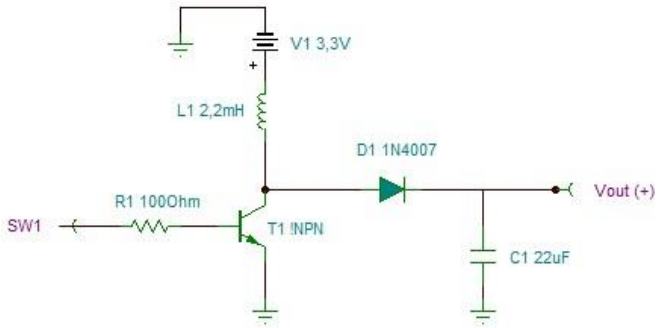


Figura 16 – Circuito gerador de tensões positivas

Os pulsos de chaveamento SW1 produzidos pelo MSP430F5529 tem características parametrizadas, como mostra a figura 17 abaixo.

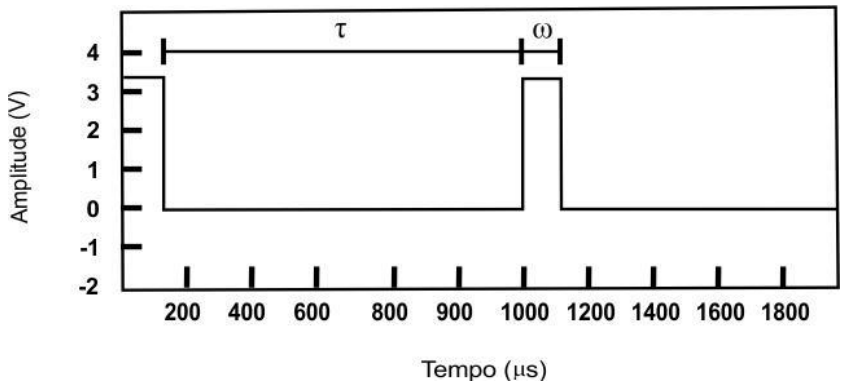


Figura 17 – Descrição do sinal de chaveamento SW1 produzido pelo MSP430F5529.

A eficiência energética deste circuito, apesar de não ter sido caracterizada por completa, é dependente do tempo de carga "ω" aplicado ao indutor e que neste trabalho determinou-se de forma empírica, resultando nos valores apresentados na tabela 2, nesta situação o circuito não havia carga aplicada na sua saída.

Tabela 2 – Alteração do ω do sinal SW1

$\omega(\mu s)$	$\tau(\mu s)$	**Vout (V)**
50	1500	32,2
100	1500	50
130	1500	54
135	1500	54,3
140	1500	54,2
145	1500	54,1
150	1500	54,3
155	1500	54,3
160	1500	54,3
170	1500	54,3
175	1500	54,2
200	1500	54,3

Salienta-se que indutores possuem, além da sua indutância, o fator de qualidade que é relativo às suas características dissipativas de energia e poucas vezes é apresentado pelos seus fabricantes. Utilizou-se um conjunto de indutores para esta avaliação e selecionou-se aquele que apresentou nas mesmas condições, maiores tensão elétrica na saída do circuito. A tabela 2 indica que para tempos de carga acima de 130μs não existe variações elevadas na tensão de saída, sendo este valor o que implica na maior eficiência no processo de transferência da energia armazenada do campo magnético do indutor para o capacitor de carga do circuito.

Em um processo de realimentação negativa, não implementado nesta fase do projeto, se tornará possível estabilizar os valores de tensão na saída desta fonte que alimentará os

pulsos de estímulos do sistema. O processo de realimentação negativa poderá ser realizada pelo MSP430F5529 utilizando como parâmetro independente a ser controlado, o tempo de intervalo entre os pulsos denominado de "τ". A tabela 3 abaixo apresenta a influência de "τ" nos valores de tensão na saída.

Tabela 3 – Influência de τ na saída do circuito

$\omega(\mu s)$	$\tau(\mu s)$	**Vout (V)**
130	350	102,7
130	400	97,2
130	450	92,6
130	500	88,5
130	600	81,7
130	700	76,5
130	800	72
130	1000	65,2
130	1200	60
130	1500	54,7
130	2000	47,2
130	2500	43
130	3000	39,5

Por sua vez, para a fonte de tensão negativa (figura 18) utilizou-se o transistor FMMT497 e a partir de comandos de chaveamentos provenientes do MSP430F5529 obtiveram-se tensões elétricas em torno de 160V, sem carga na saída do circuito.

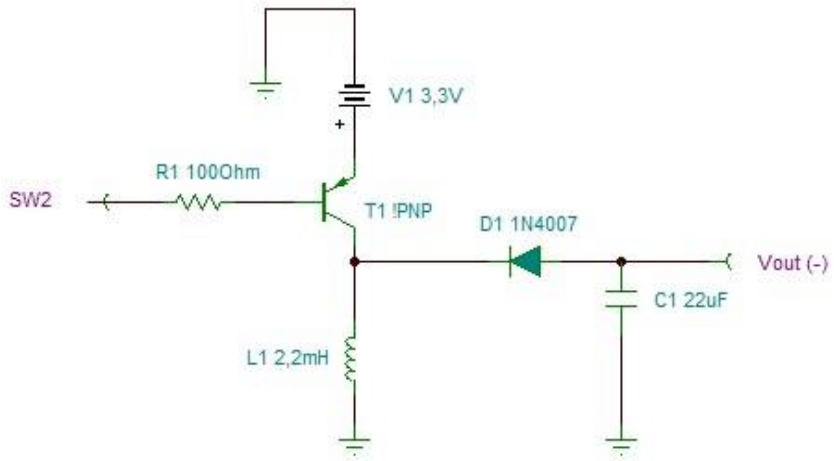


Figura 18 – Circuito gerador de tensões negativas

5.3 DESCRIÇÃO DO CIRCUITO DE ESTÍMULO

O funcionamento do circuito de estímulo encontra-se detalhadamente no trabalho de Thorsen e Ferrarin (2009), e aqui serão enfatizados ajustes e modificações para que o protótipo de bancada se torne adequado a neuroprótese para a queda plantar.

Um dos requerimentos do sistema é de que ele seja utilizado de forma prática. Considerando que o estímulo elétrico é aplicado superficialmente sobre a pele, através do posicionamento do eletrodo proximal na posição do nervo fibular comum, logo abaixo da cabeça da fíbula (ver figura 14) e do eletrodo distal no músculo tibial anterior (LAUFER; HAUSDORFF; RING, 2009). É de se esperar que a sua correta acomodação necessite do auxílio de pessoas treinadas e que durante a movimentação haverá possibilidade de deslocamentos em algum grau, podendo comprometer a sua funcionalidade. Até certo ponto, caso a neuroprótese possua vários grupos de eletrodos, o usuário terá a chance de escolher eletronicamente o par de eletrodos que melhor produza estímulos, e assim manter a melhor funcionalidade do sistema. Desta forma, as correções relativas aos pequenos deslocamentos ocasionado pelos movimentos dos usuários, poderá ser realizada eletronicamente de forma dinâmica e sem a necessidade de reacomodação da neuroprótese. Salienta-se que muitos dos usuários possuem o grau de mobilidade reduzido, o que limita o seu acesso e possíveis recomendações da neuroprótese.

O processo de estímulo ocorre através da aplicação de pulsos de correntes entre pares de eletrodos. A partir das fontes de corrente “+” e “-” (figura 19) a polarização dos eletrodos é feita pelo correto acionamento dos circuitos “a-f”. Como exemplo, para que o eletrodo 1 se torne positivo e o eletrodo 2 negativo é necessário ativar as chaves “a” e “d”, porém na fase em que o eletrodo 1 deve ser negativo e o 2 positivo, apenas as chaves “b” e “c” deverão ser acionadas. Com uma única fonte de corrente, pulsos bifásicos são gerados por comandos lógicos do MSP430F5529. Utilizando-se este princípio, o sistema poderá conter muitos eletrodos distribuídos sobre a região de estímulo e a escolha sobre qual dos pares de eletrodo produz melhores estímulos, poderá ser realizado de forma interativa com o usuário.

Por sua vez, para aqueles momentos que não estejam ocorrendo estímulos, os circuitos de chaveamento encontram-se abertos, como mostra a figura 19. Nesta situação será possível a realização de miografia (não implementada neste trabalho), utilizando para o registro quaisquer combinação destes eletrodos.

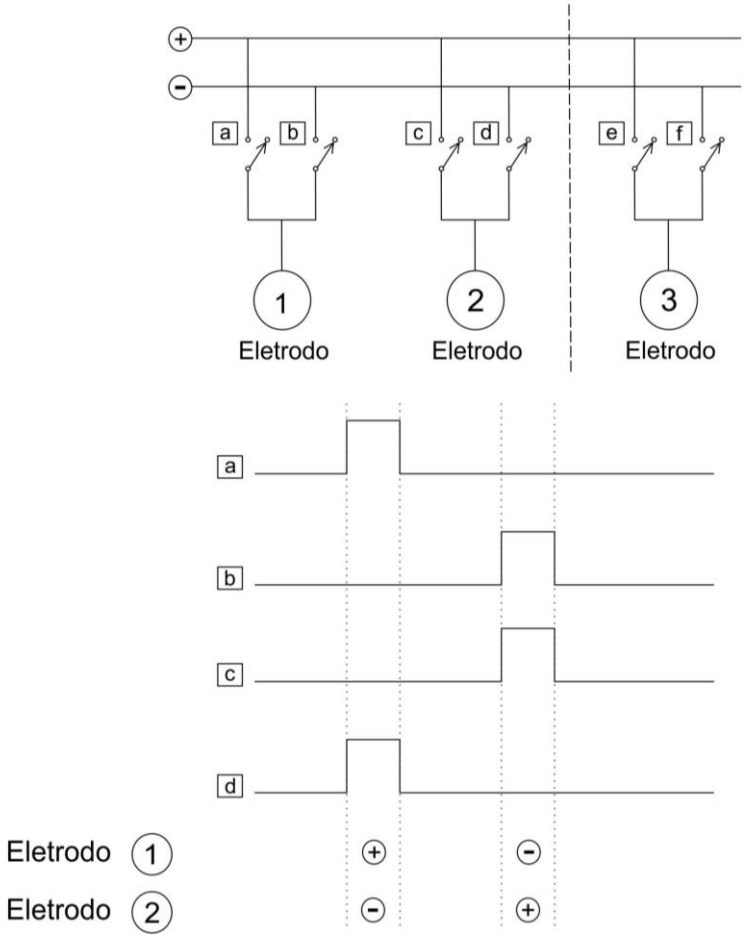


Figura 19 – Princípio de aplicação dos estímulos.

A figura 19 aborda também a possibilidade de mais um eletrodo no sistema, o eletrodo 3, desta forma pode-se implementar o comando no MSP430F5529 para o acionamento das chave “e” e “f”. Desta forma, haverá mais possibilidade de combinações de pares de eletrodos. Possibilitando, por exemplo, acionar a chave “a” que torna o eletrodo 1 positivo e a chave “f” que torna o eletrodo 3 negativo ou então acionar a chave “b” que torna o eletrodo 1 negativo e a chave “e” que torna o eletrodo 3 positivo. O mesmo exemplo serve para a combinação dos eletrodos 2 e 3.

5.4 CHAVEAMENTO DE SAÍDA

O circuitos de chaveamento da saída foram controlados pela lógica provenientes de portas do MSP430F5529 e representados por VG1 nos diagramas que seguem. Para o circuito de chaveamento positivo (figura 20) utilizou-se um MOSFET de alta tensão do tipo P (ZVP2120) que se torna ativo no momento em que a saturação do transistor polariza o

gate deste MOSFET, assim fornecendo ao eletrodo o potencial positivo proveniente do circuito de controle de corrente. O diodo zener no circuito irá limitar as tensões entre o gate e o *source* em 6,8V para proteger o MOSFET de sobretensões no *gate*.

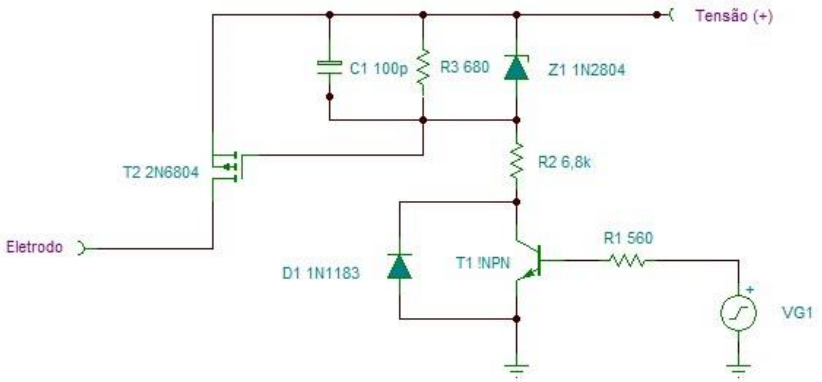


Figura 20 – Circuito de chaveamento positivo ("a" e "c" da figura 19). Adaptado de: THORSEN E FERRARIN, 2009.

Os circuitos de chaveamento da tensão negativa (figura 21) foram implementados com o uso de MOSFET de alta tensão do tipo N (ZVN2120). Devido a lógica de comando do MSP430F5529 em 3V, tornou-se necessário uma fonte de +3V para a polarização do transistor pnp permitindo que ele sature com comandos lógicos na sua base, e assim ative o transistor MOSFET por meio da sua polarização no *gate*. Quando o MOSFET se torna ativo, é fornecido ao eletrodo o potencial negativo proveniente do circuito de controle de corrente. O diodo zener no circuito tem a função de limitar as tensões entre o *gate* e o *source* em 6,8V para proteger o MOSFET de sobretensões no gate.

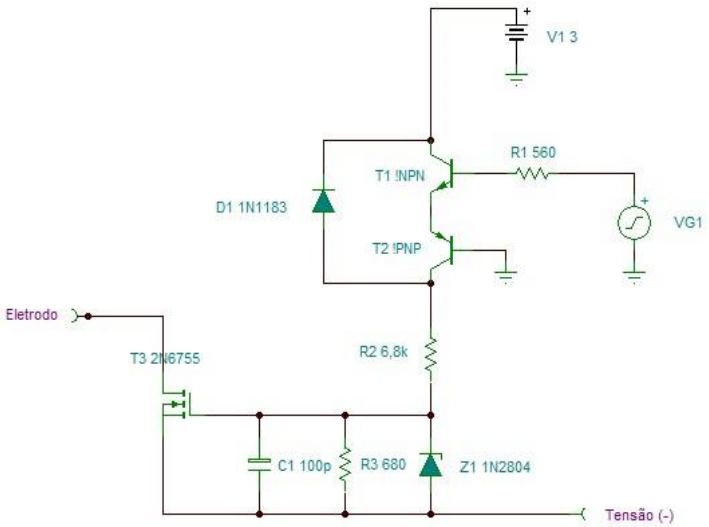


Figura 21 – Circuito de chaveamento negativo ("b" e "d" da figura 20). Adaptado de: THORSEN E FERRARIN, 2009.

5.5 CIRCUITO DE CONTROLE DE CARGA E CORRENTE

O princípio do circuito de estímulo consiste no uso de dois amplificadores de transcondutância em série com um resistor sensor Rs. Cada amplificador TA1 e TA2 é composto por um transistor MOSFET em que o *gate* é controlado por um amplificador operacional. A figura 22 apresenta resumidamente os circuitos.

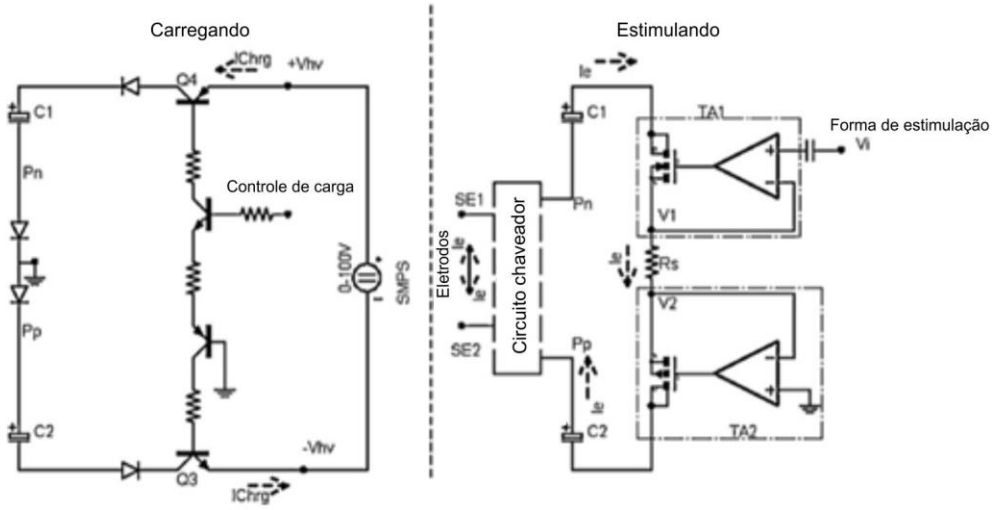


Figura 22 – Circuito de controle de carga e controle de corrente. Adaptado de: Thorsen e Ferrarin, p.1034, 2009.

O amplificador TA2 mantém no *source* um terra virtual, enquanto que o TA1 coloca sobre Rs o valor de estímulo Vi. A corrente do estímulo se torna determinado pela queda de tensão sobre o resistor Rs. A energia que fornece e drena a corrente devem estar previamente armazenada nos capacitores C1 e C2.

O sistema funciona em dois estágios, isto é, um intervalo de carga dos capacitores e um intervalo de controle da corrente de estímulo. A energia de estímulo é transferida da fonte de alimentação chaveada para os capacitores C1 e C2 por intermédio da saturação dos transistores Q3 e Q4 proveniente de comandos lógicos do MSP430F5529. O tempo de carga utilizado para esses capacitores foi de 10ms.

Por meio da utilização do simulador TINA-TI, os valores adequados para o circuito de controle de carga encontra-se apresentado na figura 23.

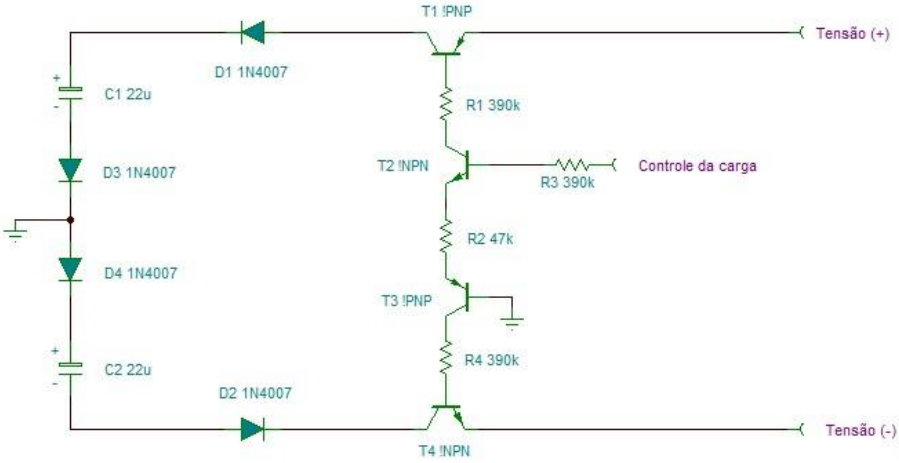


Figura 23 – Circuito de controle de carga. Adaptado de: THORSEN E FERRARIN, 2009.

No intervalo de controle de corrente, os transistores D1 e D2 (figura 24) não estão polarizados e os diodos D3 e D4 se tornam polarizados reversamente e não participam do processo de controle. No momento em que os MOSFET T5 e T6 se tornam ativos, e a corrente é controlada pelos amplificadores operacionais, é fornecido uma tensão negativa ao circuito de chaveamento por meio do capacitor C1 e uma tensão positiva de chaveamento por meio do capacitor C2. Após o pulso de estímulo bifásico o ciclo de carga e estímulo se repete.

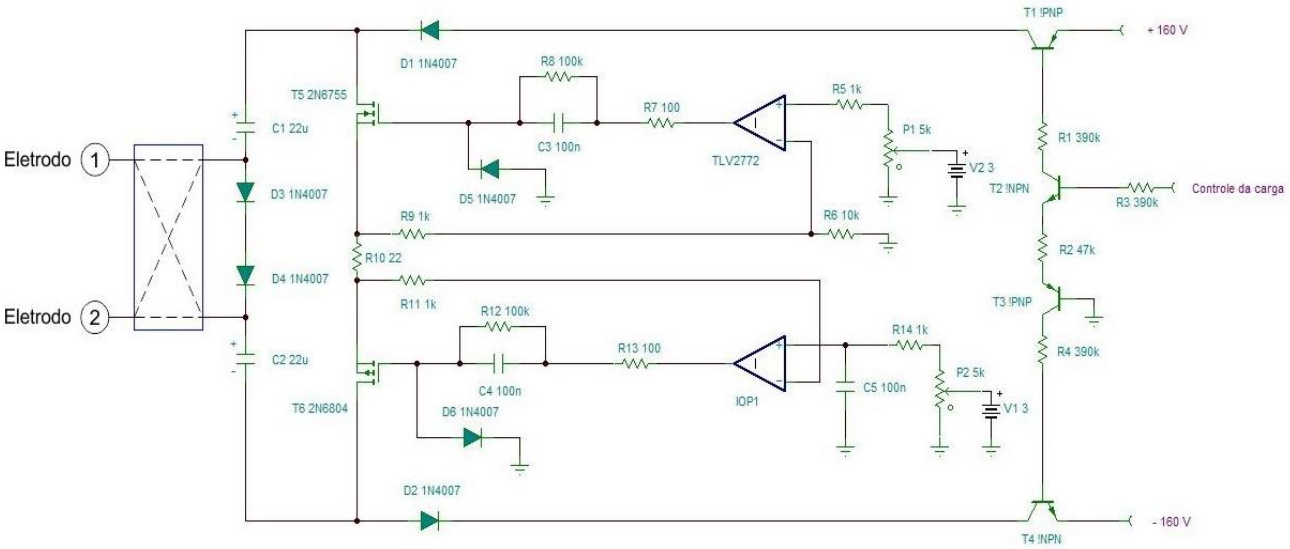


Figura 24 – Circuito de controle de carga e corrente com valores ajustados. Adaptado de: THORSEN E FERRARIN, 2009.

5.6 *FIRMWARE*

As rotinas desenvolvidas no protótipo foram implementadas na linguagem de programação C++, utilizou-se como ferramenta o *Code Composer Studio* (CCS - Texas Instruments). Tais rotinas são relativas a fonte chaveada de tensões elevadas e também para a realização de testes preliminares do sistema. As rotinas para os testes de funcionamento produzem pulsos de controle de carga, pulsos de chaveamento bifásico e trem de pulsos de estímulos. Tais conjunto de pulsos foram implementados para se apresentarem compatíveis às situações de estímulos elétricos direcionado à correção da queda plantar, de acordo com recomendações apresentadas na literatura Melo et al. (2015).

Para os parâmetros utilizados nos testes foram escolhidos os valores apresentados na tabela 4 abaixo:

Tabela 4 – Valores dos parâmetros utilizados para a rotina de teste do protótipo

Largura de pulso	50μs
Frequência	50 pulsos por segundo
Período de estimulação	0,5 s

Todas as rotinas de testes implementadas encontram-se no apêndice 2.

5.6.1 ROTINAS PARA A FONTE DE ALTA TENSÃO

O processo elétrico para a obtenção de tensões elevadas encontra-se apresentado no tópico 6.2 deste trabalho. Basicamente, necessitou-se de pulsos de chaveamento com largura e *duty cycle* bem estabelecidos para que se tornasse eficiente em uma fase a magnetização do indutor (por meio da passagem da corrente) e em outra fase a transformação da energia magnética acumulada no indutor em potencial elétrico por meio do princípio da lei de Lenz.

Para as fontes chaveadas (positiva e negativa) a duração de energização do campo magnético foi escolhido para ocorrer em 130μs. Por sua vez, para a fonte positiva (ver figura 16) o comando lógico de energização é realizado com pulsos de intensidade em 3V, já para a fonte negativa (ver figura 18) em torno de 0V. Realizou-se a implementação destes pulsos no MSP430F5529 utilizando recursos PWM (*Pulse Width Modulation*) por meio dos seus registros CCR0 e CCR1 (*Count Compare Register*) e contadores configurados para operação

no modo *up-down*. Basicamente, o contador é configurado para operar com um *clock* de 8MHz e limites de contagem determinado pelo registro TA1CCR0 conforme a figura 25 abaixo.

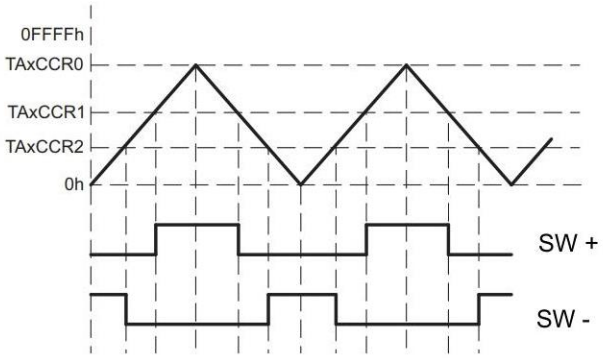


Figura 25 – Saída PWM para as fontes chaveadas.

O valor do registro TA1CCR0 foi mantido fixo nos testes iniciais, e de forma indesejável, a fonte chaveada apresenta o seu valor de saída muito dependente da carga aplicada. Apesar de não ter sido implementado, o processo para estabilizar a tensão de saída da fonte chaveada, pode ser baseada no controle do valor deste registro. Quanto maior este valor, menor será a taxa de energia transferida do indutor para o capacitor e assim menor será a tensão final fornecida.

O registro TA1CCR1 é utilizado para comparação com o temporizador TA1. Na situação em que TA1 for maior do que TA1CCR1, a porta nomeada por SW+ apresenta o nível lógico um. Por outro lado, quando o valor de TA1 for menor do que TACCR2, a porta nomeada por SW- passa a apresentar o valor lógico um. Esses resultados dos comparadores são conduzidos para portas de saída do MSP430F5529, assim permanece executando indefinidamente e sem a intervenção de programas. O código desta parcela de programação foi executado no início de operação do microcontrolador, apresentado na figura 26 abaixo:

```
1 void initPWM(void){
2     WDTCTL  = WDTPW + WDTHOLD;          // Stop WDT
3     TA2CCR0 = period;                   // PWM Period/2
4     TA2CCTL1= OUTMOD_6;                 // CCR1 toggle/set
5     TA2CCR1 = period-pulse;             // CCR1 PWM duty cycle
6     TA2CCTL2= OUTMOD_6;                 // CCR2 toggle/set
7     TA2CCR2 = pulse;                    // CCR2 PWM duty cycle
8     TA2CTL  = TASSEL_2 + MC_3 + TACLR;  // SMCLK, up-down mode, clear TAR
9 }
```

Figura 26 – Implementação do algoritmo para saída PWM do MSP430F5529 para comandar as fontes chaveadas do sistema.

Por fim, a captura destes sinais por um osciloscópio é apresentado na figura 27 abaixo:

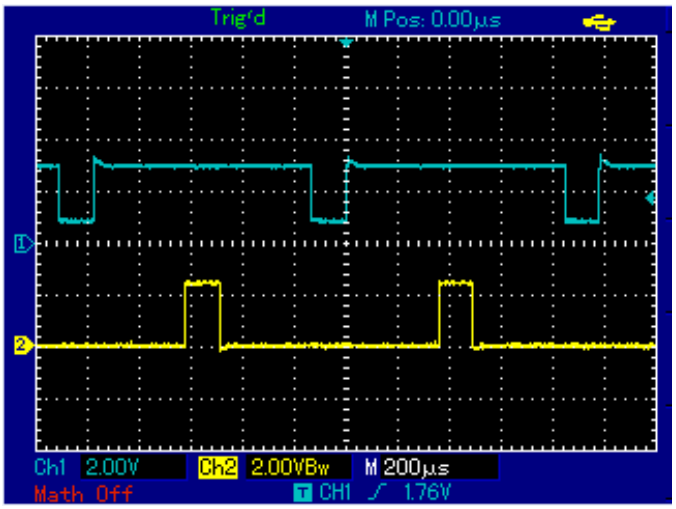


Figura 27 – Saída PWM do MSP430F5529 para comandar as fontes chaveadas do sistema. Sinal de cor azul representa SW- e o sinal de cor amarela representa o sinal SW+.

5.6.2 ROTINAS PARA TESTES DO SISTEMA

Para a verificação e correto funcionamento do circuito, foram estabelecidas algumas rotinas que basicamente tem a função de gerar sequência composta por pulsos bifásicos. Inicialmente, as portas do MSP430F5529 são inicializadas e definidas como saída (linha 3) e, em seguida, inicializada a rotina PWM (linha 4). A partir disso, em um *loop* sem fim, é gerado uma sequência contínua de pulsos contendo 25 de pulsos em um intervalo de 0,5s (linhas 6-9). Nas linhas 10-13 seguintes é gerado um atraso de 1,5s por meio do correto ajuste do número de iterações no *loop*.

Por intermédio da definição de estados lógicos nas portas de saída seguido de loops, foram gerados sequencialmente o pulso de carga (linhas 59-62), o pulso bifásico (linhas 64-81) e um intervalo de tempo de 1,5s (linhas 84-87).

```
1  void main(void)
2  {
3      initPorts();
4      initPWM();
5      while (1) {
6          j=25;
7          while(j-- > 0){
8              OnePulse();
9          }
10         l=100000;
11         while (l-- >0){
12             k=0;
13         };
14     }
15 }
```

Figura 28 – Rotina geradora do trem de pulsos utilizada para os testes.

```
55 void OnePulse(void){
56 unsigned int loops,k;
57     P1state = P1OUT & p1mask;
58     //pulso do controle de carga
59     P1OUT = P1state | pctrl;
60     loops=3200;
61     while (loops-- >0)  k=0;
62     P1OUT = P1state | s4;
63
64     //pulsos de estímulo
65     loops=60;
66     while (loops-- >0) k=0;
67     P2OUT |= BIT0;
68     P1OUT = P1state | s1;
69
70     loops=15;
71     while (loops-- >0) k=0;
72     P1OUT = P1state | s2;
73
74     loops=15;
75     while (loops-- >0) k=0;
76     P1OUT = P1state | s3;
77
78     loops=15;
79     while (loops-- >0) k=0;
80     P2OUT &= 0xfe;
81     P1OUT = P1state | s4;
82
83     //tempo morto para completar um ciclo de 20ms
84     loops=3600;
85     while (loops-- >0){
86         k=0;
87     };
88
89 }
```

Figura 29 – Rotina para a geração de pulsos de controle da carga e de pulsos bifásicos.

6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Como resultado, observou-se a aplicação de estímulos eletricamente isolados em eletrodos com uma corrente máxima dos pulsos de aproximadamente 40 mA, para uma carga de 1000Ω. Levando-se em consideração de que essa medição foi realizada com resistores temporários de proteção presentes nos circuitos chaveadores na saída (não descritos neste trabalho), é de se esperar a ocorrência de maiores correntes limites fornecidas pelo circuito. O sistema indicou baixos consumos de energia elétrica e possibilidade de funcionamento com a utilização de apenas duas pilhas do tipo AA (3V).

O protótipo de bancada da unidade de estimulação elétrica contém a integração do microcontrolador MSP430F5529 com circuitos para a fonte de alimentação chaveada e integração com o estimulador que tem por base pulsos de corrente. Este sistema apresentou funcionamento com uma bateria de 5V conectada a porta usb do *kit* deste microcontrolador. Neste mesmo *kit*, a fonte de 5V foi convertida para 3V e, posteriormente, encaminhada para os circuitos elétricos do sistema. A montagem do protótipo de bancada da unidade de estimulação elétrica foi realizada em módulos de placas de circuito impresso e se apresentou estável e livre de interferências durante o seu funcionamento.

Por sua vez, observou-se que as fontes chaveadas produzem *ripples* indesejáveis na alimentação de 3V do sistema. Embora isso não tenha se apresentado como um problema, supõe-se que capacitores com baixa indutância nos seus terminais e distribuídos ao longo do circuito, se torne capaz de minimizar estes *ripples*.

Apesar da importância da análise de funcionamento do sistema com uma vasta quantidade de eletrodos, nesta versão de protótipo os testes foram conduzidos com a utilização de um par de eletrodos, utilizando uma carga artificial com valor de resistência compatível com a fisiologia e recomendado pela literatura. Para uma carga de 560Ω, o pulso de estímulos de corrente tem o seu registro na tela do osciloscópio apresentado na figura 30 abaixo.

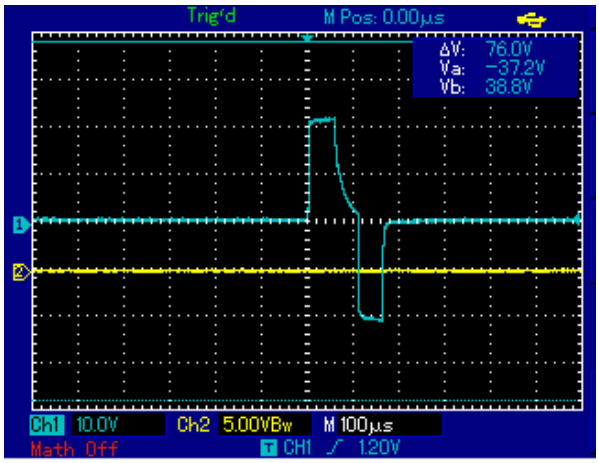


Figura 30 – Pulsos bifásicos aplicados sobre uma carga de 560Ω, indicando picos de tensões em torno de 20V.

Este registro de um pulso de corrente bifásico indica que os comandos lógicos produzidos pelo MSP430F5529 estão corretos, bem como o funcionamento dos circuitos chaveadores e também o circuito de controle de corrente. Características deste registro indicam uma tensão momentânea de 20V sobre uma carga de 560Ω, representando assim correntes de pico em torno de 36mA.

Já para uma carga de 1000Ω, o pulso de estímulos de corrente resultou nos valores indicados na figura 31 abaixo:

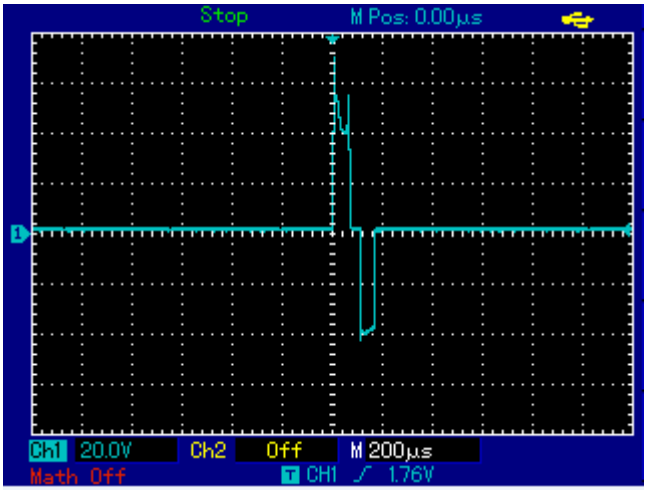


Figura 31 – Pulsos bifásicos aplicados sobre uma carga de 1000Ω

Características deste registro indicam que o pulso possui aproximadamente 40V sobre uma carga de 1000Ω, representando assim correntes em torno de 40mA. Ao compararmos os resultados dos registros das figuras 31 e 32, observamos que a corrente mantém valores aproximados para cargas distintas, indicando assim que o sistema está de fato aplicando pulsos de corrente controlados. Acredita-se que esta pequena diferença entre as correntes registradas provém de resistores temporários de proteção ainda presentes no

circuito de chaveamento, nos momentos dos registros.

Desta forma, os valores dos parâmetros obtidos através do desenvolvimento da unidade de estimulação, juntamente com a integração do MSP430F5529 estão apresentados na tabela 5 abaixo:

Tabela 5 – Valores dos parâmetros da estimulação elétrica para queda plantar

Largura de pulso	50μs
Frequência	50 pulsos por segundo
Período de estimulação	0,5 s
Tensão máxima	±40V em 1KΩ; < ±160V em 1 MΩ
Corrente obtida	36 mA em 560Ω 40 mA em 1000Ω

Testes de estímulos elétricos em pacientes em protótipos desta natureza requer a autorização em comitê de ética da universidade em um processo que necessita de avaliações detalhadas, e que não se apresenta imediata. Apesar disto, sabendo que o sistema nas suas condições de funcionamento não produz energia suficiente nos seus pulsos de corrente para ocasionar risco a vida, risco a saúde e nem desconfortos quando aplicados sobre a pele, em uma observação subjetiva realizou-se a aplicação de pulsos de corrente ainda mais reduzidas (~20mA) no bíceps em um único voluntário de forma relativamente breve. Como resultado, o voluntário apresentou um relato verbal de que o estímulo havia produzido um efeito de dormência no local muscular aplicado. Apesar de subjetivo, este relato se apresenta extremamente compatível com situações em que o estímulo elétrico foi realizado utilizando-se baixas correntes de estímulo em processos normalmente realizados em terapias.

7. CONCLUSÕES

7.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Tem sido mostrado que a Estimulação Elétrica Neuromuscular é efetiva na reabilitação para melhorar a performance da marcha para pessoas com deficiência de queda plantar (ZÜGE; MANFFRA, 2009). O protótipo de bancada da unidade de estimulação elétrica desenvolvido neste trabalho é o passo inicial no processo de desenvolvimento de uma neuroprótese para queda plantar tomando por base uma tecnologia nacional, este fato tem implicação nos custos finais de um eventual produto resultante. Espera-se que com isso ocorra a disseminação do seu acesso a uma grande parcela da população.

Este trabalho demonstra, dentro dos seus limites, a viabilidade de uma neuroprótese com características favoráveis para a realização simultânea de miografia e da aplicação de estímulos em grupos de múltiplos eletrodos, técnicas tais que diante do nosso conhecimento ainda não estão exploradas na literatura e nem na tecnologia até o presente momento. A utilização da miografia permitirá melhores caracterizações nas fases da marcha no processo de comandos de sincronização precisa na aplicação dos estímulos e a utilização de múltiplos eletrodos permitirá facilitação da acomodação da neuroprótese por seus usuários, que em sua grande maioria possuem limitações nos seus movimentos.

7.2 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros propõe-se a continuidade de testes, melhorias na estabilização da sua fonte chaveada e a obtenção de maiores intensidades de corrente, além de uma nova montagem baseada em componentes SMD (*Surface Mount Component)*. Para a realização da neuroprótese, além da unidade de estimulação elétrica será necessário a integração do processamento com sensores e do desenvolvimento de diversas rotinas para identificar as fases da marcha e prover os processos de estímulo baseados em pulsos de corrente.

8. REFERÊNCIAS

BENSENOR, Isabela M. et al. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National Health Survey - 2013. **Arquivos de Neuro-psiquiatria,** [s.l.], v. 73, n. 9, p.746-750, set. 2015. FapUNIFESP (SciELO). http://dx.doi.org/10.1590/0004-282x20150115.

BERNE, Robert M.; LEVY, Matthew N.. **Fisiologia.** 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009. 844 p.

BURRIDGE, J. H. ; MCLELLAN, D. L. **Relation between abnormal patterns of muscle activation and response to common peroneal nerve stimulation in hemiplegia.** *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 2000; **69:**353-361.

CAMPOS, Lívia Mizuki et al. How Many Patients Become Functionally Dependent after a Stroke? A 3-Year Population-Based Study in Joinville, Brazil. **Plos One.** Innsbruck, p. 1-12. jan. 2017.

CANUTO, Mary Ângela; NOGUEIRA, Lídya Tolstenko. Stroke and quality of life: an integrative review. **Revista de Pesquisa: Cuidado é Fundamental Online,** [s.l.], v. 7, n. 2, p.2561-2568, 1 abr. 2015. Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro UNIRIO. http://dx.doi.org/10.9789/2175-5361.2015.v7i2.2561-2568.

DANGELO, José Geraldo; FATTINI, Carlo Américo. **ANATOMIA HUMANA:** SISTÊMICA E SEGMENTAR. 3. ed. São Paulo: Atheneu, 2011. 757 p.

DUNNING, Kari et al. Peroneal Stimulation for Foot Drop After Stroke. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation,** [s.l.], v. 94, n. 8, p.649-664, ago. 2015. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). http://dx.doi.org/10.1097/phm.0000000000000308.

GUYTON, Arthur C.. **Fisiologia Humana.** 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 564 p.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E.. **TRATADO DE FISIOLOGIA MÉDICA.** 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. 1151 p.

KITCHEN, Sheila. **Eletroterapia:** Prática Baseada em Evidências. 11. ed. Barueri: Manole, 2003. 348 p.

LAUFER, Yocheved; HAUSDORFF, Jeffrey M.; RING, Haim. Effects of a Foot Drop Neuroprosthesis on Functional Abilities, Social Participation, and Gait Velocity. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation,** [s.l.], v. 88, n. 1, p.14-20, jan. 2009. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). http://dx.doi.org/10.1097/phm.0b013e3181911246.

LODISH, Harvey et al. **MOLECULAR CELL BIOLOGY.** 4. ed. New York: W. H. Freeman And Company, 2000. 1084 p.

MAFFIULETTI, Nicola A.. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. **European Journal Of Applied Physiology,** [s.l.], v. 110, n. 2, p.223-234, 15 maio 2010. Springer Nature. http://dx.doi.org/10.1007/s00421-010-1502-y.

MARTINS, F. L. M. et al. Eficácia da eletroestimulação funcional na amplitude de movimento de dorsiflexão de hemiparéticos. **Revista Neurociências,** São Paulo, v. 12, n. 2, p.103-109, jun. 2004.

MELO, P.l. et al. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies. **Clinical Biomechanics,** [s.l.], v. 30, n. 2, p.101-113, fev. 2015. Elsevier BV. http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007.

MONTEIRO, Thiago de Almeida et al. Correção do “pé caído” por paralisia do nervo fibular, pela transferência do tendão tibial posterior para o dorso do pé via membrana interóssea. **Revista Abtpé,** São Paulo, v. 6, n. 1, p.1-8, jun. 2012. Semestral.

MOORE, J.; ZOURIDAKIS, G., **Biomedical Technology and Devices Handbook.** CRC Press LLC, 2004.

MOREIRA, D.,GODOY, J.R., JÚNIOR, W.S. **Anatomia e cinesiologia do aparelho**

locomotor. Brasília: Thesaurus, 2004.

NELSON, Roger M.; HAYES, Karen W.; CURRIER, Dean P.. **Eletroterapia Clínica.** 3. ed. Barueri: Manole, 2003.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Organização Mundial da Saúde (Org.). **Manual STEPS de Acidentes Vascular Cerebrais da OMS:** enfoque passo a passo para a vigilância de acidentes vascular cerebrais. Genebra: Who Press, 2005. 121 p.

PUTZ, Reinhard; PABST, Reinhard. **Sobotta:** Atlas de Anatomia Humana. 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 2 v.

PUTZ, Reinhard; PABST, Reinhard. **Sobotta:** Atlas de Anatomia Humana. 22. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. 2 v.

ROBERTSON, Val et al. **Eletroterapia Explicada:** Princípios e prática. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009. 501 p.

ROBINSON, Andrew J.; SNYDER-MACKLER, Lynn. **Eletrofisiologia Clínica.** 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001. 426 p.

SILVA, Luciana Leite Melo e; MOURA, Carlos Eduardo Maciel de; GODOY, José Roberto Pimenta de. A marcha no paciente hemiparético. **Universitas: Ciências da Saúde,** Brasília, v. 3, n. 2, p.261-273, dez. 2005.

SILVERTHORN, Dee Unglaub. **FISIOLOGIA HUMANA:** Uma abordagem integrada. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010. 957 p.

SKRYPSKI, J.. Randomized Controlled Trial of Surface Peroneal Nerve Stimulation for Motor Relearning in Lower Limb Hemiparesis. **Physioscience,** [s.l.], v. 10, n. 04, p.171-172, 19 nov. 2014. Georg Thieme Verlag KG. http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1385500.

SPIELHOLZ, Neil I; NOLAN, Michael F. Conventional TENS and the Phenomena of Accommodation, Adaptation, Habifuation, and Electrode Polarization. **Journal Of Clinical**

Electrophysiology. New York, p. 16-19. jan. 1995.

STEIN, Richard et al. Surface electrical stimulation for foot drop: Control aspects and walking performance. **Journal Of Automatic Control,** [s.l.], v. 18, n. 2, p.47-52, 2008. National Library of Serbia. http://dx.doi.org/10.2298/jac0802047s.

TEXAS INSTRUMENTS. **Code Composer Studio™ - Integrated Development Environment.** Disponível em: <http://www.ti.com/tool/CCSTUDIO#descriptionArea>. Acesso em: 26 out. 2017.

TEXAS INSTRUMENTS. **Getting Started with TINA-TI™.** 2008. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ug/sbou052a/sbou052a.pdf>. Acesso em: 26 out. 2017.

TEXAS INSTRUMENTS. **MSP430F5529 Datasheet.** 2010. Disponível em: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/390607/TI/MSP430F5529.html>. Acesso em: 26 out. 2017.

THINEN, Natalia Cristina; TSUKIMOTO, Denise Rodrigues; TSUKIMOTO, Gracinda Rodrigues. **Acta Fisiátrica,** [s.l.], v. 23, n. 1, p.25-29, 2016. GN1 Genesis Network. http://dx.doi.org/10.5935/0104-7795.20160006.

THORSEN, Rune; FERRARIN, Maurizio. Battery powered neuromuscular stimulator circuit for use during simultaneous recording of myoelectric signals. **Medical Engineering & Physics,** [s.l.], v. 31, n. 8, p.1032-1037, out. 2009. Elsevier BV. http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.06.006.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. **Corpo Humano:** Fundamentos de anatomia e fisiologia. 8. ed. Porto Alegre: Artmed, 2012. 684 p.

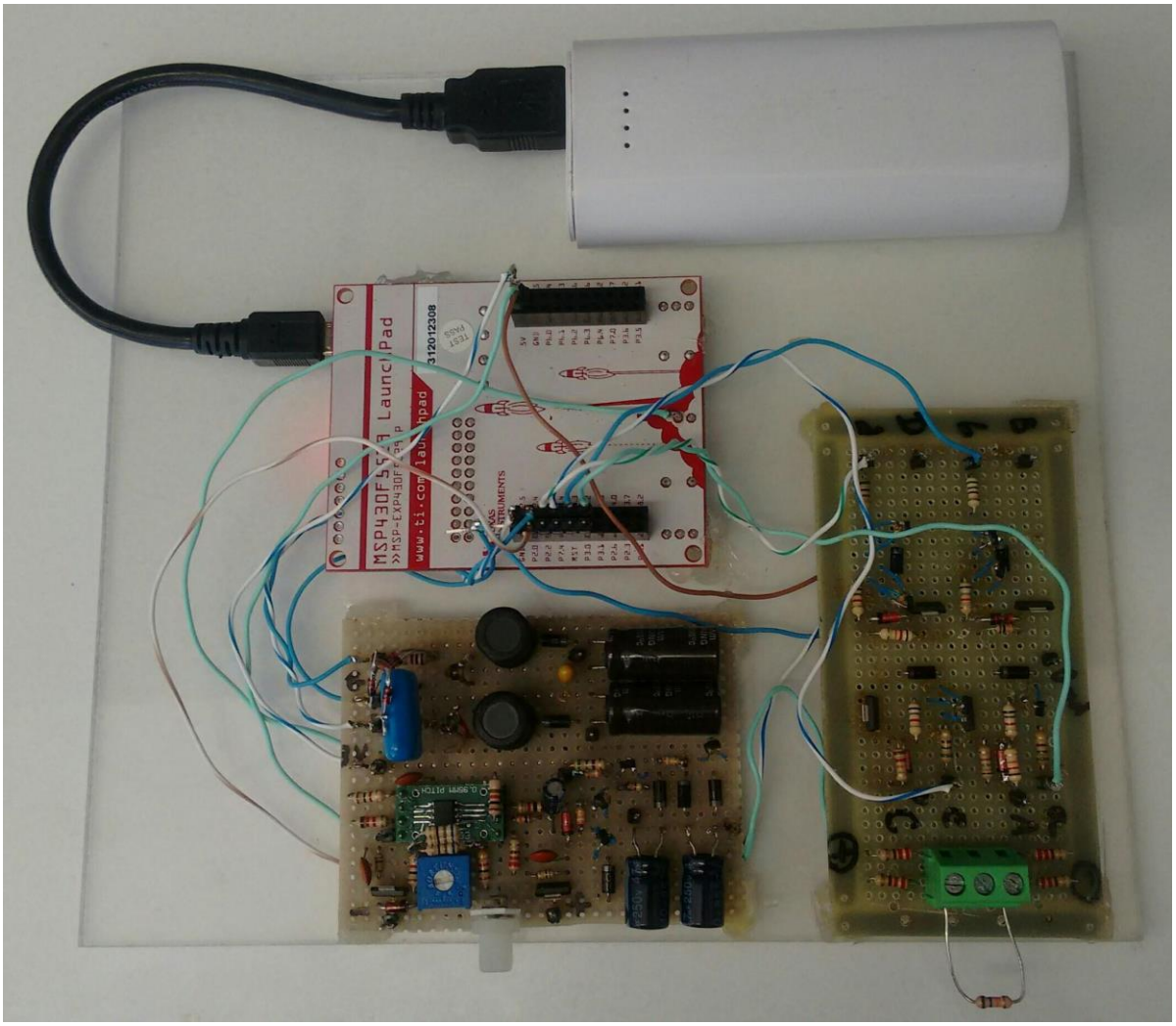
VILLAFAÑE, Jorge Hugo; PILLASTRINI, Paolo; BORBONI, Alberto. Manual therapy and neurodynamic mobilization in a patient with peroneal nerve paralysis: a case report. **Journal Of Chiropractic Medicine,** [s.l.], v. 12, n. 3, p.176-181, set. 2013. Elsevier BV. http://dx.doi.org/10.1016/j.jcm.2013.10.007.

WATANABE, Ii-sei. **Erhart: Elementos de Anatomia Humana.** 10. ed. São Paulo: Atheneu, 2009. 265 p.

YOUNG, Hugh D.; FREEDMAN, Roger A.. **Física III:** Eletromagnetismo. 12. ed. São Paulo: Addison Wesley, 2009. 425 p.

ZÜGE, Richard Wagner; MANFFRA, Elisangela Ferretti. EFEITOS DE UMA INTERVENÇÃO CINESIOTERAPÊUTICA E ELETROTERAPÊUTICA NA CINEMÁTICA DA MARCHA DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS. **Fisioterapia em Movimento,** Curitiba, v. 22, n. 4, p.547-556, dez. 2009.

APÊNDICE 1 - PROTÓTIPO DO MÓDULO DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA INTEGRADO AO MSP430F5529



APÊNDICE 2 - ROTINAS C++ DO SISTEMA

```
#include <msp430.h>

unsigned char P1state;
unsigned int period=0x0200;
unsigned int j,k;
unsigned long l;

#define  pulse 0x45;
#define  p1mask 0xc2;
#define  s1 0x24;
#define  s2 0x00;
#define  s3 0x18;
#define  s4 0x00;
#define  pctrl 0x01;

typedef unsigned long  uint32_t;

void initPWM(void);
void initPorts(void);
void OnePulse(void);

int main(void)
{
    initPorts();
    initPWM();

    while (1) {
        j=25;
        while(j-- > 0){
            OnePulse();
        }
        l=100000;
        while (l-- >0){
            k=0;
        };
    }
}

```

```
void initPWM(void){
    WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;                // Stop WDT
    TA2CCR0 = period;                        // PWM Period/2
    TA2CCTL1 = OUTMOD_6;                     // CCR1 toggle/set
    TA2CCR1 = period-pulse;                  // CCR1 PWM duty cycle
    TA2CCTL2 = OUTMOD_6;                     // CCR2 toggle/set
    TA2CCR2 = pulse;                         // CCR2 PWM duty cycle
    TA2CTL = TASSEL_2 + MC_3 + TACLR;        // SMCLK, up-down mode, clear TAR
}

void initPorts(void) {
    P1DIR |= 0x3d;                           // P1.0,2,3,4,5 output
    P2DIR |= BIT0+BIT4+BIT5;                 // PWM for switch PS. P2.4 and P2.5 output & P2.0 output
    P2SEL |= BIT4+BIT5;                      // PWM for switch PS. P2.4 and P2.5 options select
}

```

```
55 void OnePulse(void){
56 unsigned int loops,k;
57     P1state = P1OUT & p1mask;
58     //pulso do controle de carga
59     P1OUT = P1state | pctrl;
60     loops=3200;
61     while (loops-- >0)  k=0;
62     P1OUT = P1state | s4;
63
64     //pulsos de estímulo
65     loops=60;
66     while (loops-- >0) k=0;
67     P2OUT |= BIT0;
68     P1OUT = P1state | s1;
69
70     loops=15;
71     while (loops-- >0) k=0;
72     P1OUT = P1state | s2;
73
74     loops=15;
75     while (loops-- >0) k=0;
76     P1OUT = P1state | s3;
77
78     loops=15;
79     while (loops-- >0) k=0;
80     P2OUT &= 0xfe;
81     P1OUT = P1state | s4;
82
83     //tempo morto para completar um ciclo de 20ms
84     loops=3600;
85     while (loops-- >0){
86         k=0;
87     };
88
89 }
```