

JORGE ESTEBAN BLANCO RODRIGUEZ

**Estimulador Elétrico Funcional com Utilização de Ponte H e Fonte  
de Corrente no Estágio de Potência.**

**Ilha Solteira**

30 de Março de 2016



JORGE ESTEBAN BLANCO RODRIGUEZ

## **Estimulador Elétrico Funcional com Ponte H e Fonte de Corrente no Estágio de Potência.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Ilha Solteira – UNESP para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

**Área de conhecimento:** Automação.

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho.

**Orientador**

**Ilha Solteira**

30 de Março de 2016



FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

R696e      Rodríguez, Jorge Esteban Blanco.  
Estimulador elétrico funcional com utilização de ponte H e fonte de corrente  
no estágio de potência. / Jorge Esteban Blanco Rodríguez. -- Ilha Solteira: [s.n.],  
2016  
62 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de  
Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2016

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho.  
Inclui bibliografia

1. Functional electrical stimulator. 2. Fes. 3. Raspberry Pi. 4. H-Bridge.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:** Implementação de um Eletroestimulador Neuromuscular Funcional com utilização de Ponte H e Fonte de Corrente no Estágio de Potência

**AUTOR:** JORGE ESTEBAN BLANCO RODRIGUEZ

**ORIENTADOR:** APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO  
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES  
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. WESLEY PONTES  
CENTRO UNIVERSITÁRIO TOLEDO

Ilha Solteira, 30 de março de 2016

Aos meus pais Florinda Rodríguez e  
Jorge Enrique Blanco e a minha irmã,  
Verdadeiras companhias no caminho da vida.  
Dedico.

## AGRADECIMENTOS

À DEUS pelas oportunidades, experiências de vida e a força que me dá diariamente para continuar na jornada da vida.

À minha mãe Florinda, pelos conselhos de vida e a sua maravilhosa companhia, quem me ensinou o caminho certo, muito obrigado por estar sempre presente.

Ao meu pai Jorge que sempre me ensina como ver a vida com outra perspectiva, quem me ensina o valor da família, a vontade de sempre ser uma pessoa melhor e de ter sempre o pensamento de crescer dia a dia.

A minha irmã Laura pelos seus ótimos conselhos de vida, por me acordar quando acho que tudo está perdido. Ao Nicolas que sempre terei como uma bonita lembrança da minha vida.

Ao meu orientador Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela oportunidade e ajuda em um momento difícil fora de casa, pelos conselhos recebidos e pela sua dedicação por fazer deste um ótimo trabalho.

Ao Prof. Dr. Marcelo Sanches que sempre me ajudou e me guiou para a conclusão deste trabalho, pelos conselhos e pela amizade feita neste tempo.

À grande família LIEB (Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica), por sempre estar presente, pelo companheirismo, ao Thiago Pentiado, Luiz Henrique, Renato Giovanini, Ricardo Taoni, Ricardo Gouveia, Fabian Castro, Carol Meireles, e todos os que fazem parte desta família.

Aos meus amigos de coração Ronaldo, Edileusa, Eduardo, Rafael, Fabian, Camilo e Alejandro Hincapié, os quais são apoio incondicional e fonte contínua de aprendizado e experiências de vida.

## RESUMO

Implementou-se um estimulador elétrico funcional para uso na reabilitação de pacientes hígidos e paraplégicos e que não necessita de alimentação simétrica. O equipamento é constituído por dois estágios, o formador de onda, no qual se define os parâmetros do sinal de estimulação, e o de potência. No formador de onda foi utilizado uma placa Raspberry pi e uma interface de usuário, desenvolvida em Python. O estágio de potência é composto por um espelho de corrente que possibilita a utilização de transistores não casados, e uma estrutura em ponte H, para formar o sinal de eletroestimulação bifásico, sem a necessidade de fonte simétrica, diminuindo assim pela metade a diferença de potencial aplicada na alimentação do circuito. Com o estimulador implementado gerou-se correntes com forma de onda retangular, amplitude de até 120 mA e características adequadas para utilização na reabilitação dos membros inferiores e superiores de pacientes.

**Palavras-chave:** Estimulador elétrico funcional. FES. Ponte H. Espelho de corrente. Raspberry pi.

## ABSTRACT

A functional electrical stimulator for use in the rehabilitation of paraplegic and healthy patients was implemented. It does not need symmetrical power supply. The equipment consists of two stages, the wave generator, which defines the stimulation signal parameters, and the power stage. In the wave generator we have used a Raspberry Pi board and a user interface, developed in Python. In the power stage we have used a current mirror which enables the use of unpaired transistors and a H-bridge circuit to generate a biphasic signal. With the implemented stimulator, currents with rectangular waveform, range of up to 120 mA, and suitable characteristics for using in rehabilitation of the lower and upper limbs of patients were generated.

**Keywords:** Functional electrical stimulator. FES. H-Bridge. Current mirror. Raspberry pi.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação do neurônio motor e de um botão sináptico.....	16
Figura 2 - Principais nervos dos membros inferiores. ....	17
Figura 3 - Tensão na membrana celular nervosa em um potencial de ação.....	18
Figura 4 - Músculos dos membros inferiores.....	20
Figura 5 - Estrutura básica do músculo.....	21
Figura 6 - Filamentos de miosina e actina, proteínas componente de uma miofibrila. .....	22
Figura 7 - Diagrama da unidade motora.....	23
Figura 8 - Sarcômero em repouso e na fase de contração. ....	24
Figura 9 - Força de contração muscular em função do número de estímulos aplicados e número de fibras recrutadas.....	25
Figura 10 - Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais.....	29
Figura 11 - Curva força-duração para um tecido excitável (A), para uma fibra nervosa e um músculo desenergizado (B).....	30
Figura 12 - Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas.....	32
Figura 13 - (a) Formas de onda bifásica, assimétrica, equilibrada, (b) formas de onda bifásica, assimétrica, desequilibrada. ....	33
Figura 14 - Curva de carga Q correspondente a uma forma de onda de corrente I utilizando PWM. ....	34
Figura 15 - Diagrama de blocos eletroestimulador existente no laboratório.....	35
Figura 16 - Diagrama de blocos eletroestimulador proposto. ....	36
Figura 17 - Formas de onda s1, s2 e s3.....	38
Figura 18 - Diagrama em bloco dos sinais secundários.....	39
Figura 19 - Raspberry pi Modelo B.....	39
Figura 20 - Interface de usuário desenvolvida em Python. ....	40
Figura 21 - Circuito do conversor tensão-corrente. ....	41
Figura 22 - Espelho de corrente de Wilson. ....	42
Figura 23 - Espelho de corrente de Wilson com inserção de resistências. ....	44
Figura 24 - Estrutura geral de ponte H, e carga resistiva. ....	45
Figura 25 - Sentido da corrente na primeira etapa de funcionamento da ponte H. ...	46
Figura 26 - Sentido da corrente na segunda etapa de funcionamento da ponte H. ...	46
Figura 27 - Circuito esquemático do eletroestimulador muscular.....	48

Figura 28 - Sinais s1, s2 e s3 gerados em simulação.....	49
Figura 29 - Sinais do eletroestimulador gerados com a Raspberry pi.....	50
Figura 30 - Varredura de corrente de referência e na carga do espelho.....	51
Figura 31 - Testes de corrente no espelho de Wilson com vários transistores. ....	54
Figura 32 - Circuito do eletroestimulador. ....	56
Figura 33 - Sinal de eletroestimulação muscular para uma carga de 1kΩ. ....	58
Figura 34 - Sinal de estimulação com amplitude de 100mA e largura de pulso de 100μS. ....	59
Figura 35 - Sinal de estimulação com amplitude de 100mA e largura de pulso de 500μS. ....	59
Figura 36 - Sinal de estimulação com amplitude de 140mA e largura de pulso de 100μS. ....	60
Figura 37 - Sinal de estimulação com amplitude de 140mA e largura de pulso de 500μS. ....	60

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Variação nas correntes de Q3 e Q4 do espelho de Wilson. ....	52
Tabela 2 – Variação nas correntes de Q3 e Q4 do espelho de Wilson. ....	53
Tabela 3 – Variação nas correntes de Q3 e Q4 do espelho de Wilson. ....	54

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>FISIOLOGIA DO MÚSCULO</b> .....	<b>15</b>
2.1	SISTEMA NERVOSO .....	15
2.2	O IMPULSO NERVOSO .....	18
2.3	MÚSCULO ESQUELÉTICO DOS MEMBROS INFERIORES.....	19
2.4	CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	23
<b>3</b>	<b>ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR</b> .....	<b>26</b>
3.1	HISTÓRICO DA ELETROESTIMULAÇÃO .....	26
3.2	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR.....	28
3.3	FORMAS DE ONDA EMPREGADA .....	31
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>35</b>
4.1	MODELO PROPOSTO E MODELO ANTERIOR DO ELETROESTIMULADOR .....	35
4.2	ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR .....	36
4.3	ESTÁGIO GERADOR DE ONDA.....	37
4.4	ESTÁGIO DE POTÊNCIA.....	40
4.4.1	<b>Conversor tensão-corrente (V-I)</b> .....	41
4.4.2	<b>Espelho de corrente de Wilson</b> .....	42
4.5	PONTE H.....	45
4.6	CÁLCULO DA POTÊNCIA DISSIPADA E PERDAS NOS SEMICONDUTORES .....	47
4.7	ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO ELETROESTIMULADOR .....	47
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>49</b>
5.1	RESPOSTA DA ETAPA DE GERAÇÃO DE ONDA.....	49
5.2	ESPELHO DE CORRENTE.....	51

5.3	CÁLCULO DA POTÊNCIA DISSIPADA E PERDAS NOS SEMICONDUTORES .....	55
5.4	CIRCUITO DO ELETROESTIMULADOR IMPLEMENTADO .....	56
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>62</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>63</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Cerca de 90 milhões de pessoas no mundo apresentam lesão medular e, a cada ano, aproximadamente 85 mil outras pessoas sofrem algum trauma culminando em lesão medular, e passam a viver dependentes de uma cadeira de rodas (ZHAN et al., 2014).

Em 2010, havia no Brasil 13.273.969 pessoas com alguma deficiência motora (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA- IBGE, 2010). O IBGE não divulgou o número de hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos.

A lesão medular pode ser causada por doenças que afetam o tecido neurológico, podendo resultar na perda parcial, ou total, da função sensorial e/ou motora dos membros superiores ou inferiores dependendo do nível da lesão medular (LYNCH; POPOVIC, 2008).

Uma lesão medular na parte inferior da coluna vertebral, como por exemplo, nas vertebbras que compõem a região lombar, normalmente afeta apenas os membros inferiores. Em alguns casos, a lesão também afeta o sistema nervoso, pressão arterial, ritmo cardíaco, temperatura corporal e os processos digestivos, levando a doenças secundárias, como espasmos musculares, perda de força muscular, acidentes cardiovasculares e osteoporoses (LYNCH; POPOVIC, 2008).

Após a lesão medular, os músculos atrofiam rapidamente, principalmente os músculos grandes da coxa. Uma das consequências da atrofia muscular é a redução nas atividades do coração e do pulmão, deteriorando as condições de saúde do indivíduo.

Quando um indivíduo não exercita ou movimenta o membro devido a uma lesão, isto pode agravar o quadro clínico, influenciando diretamente na qualidade de vida do mesmo, e, conseqüentemente, de forma indireta na dos que convivem a sua volta (SANCHES, 2013).

Para minimizar alguns problemas causados pela lesão medular são utilizadas práticas de Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Uma técnica que tem sido utilizada para auxiliar no restabelecimento de funções motoras é a estimulação elétrica funcional (*Functional Electrical Stimulation*

- *FES*), que emprega pulsos elétricos para gerar contrações nos músculos paralisados.

Com o uso da FES, muitos benefícios podem ser alcançados, como o ganho na massa muscular, o incremento da densidade de mineral nos ossos, o aumento da força muscular e a melhora nas funções motoras das pessoas (DOWNEY et al., 2015).

A eletroestimulação elétrica tem sido cada vez mais utilizada na tentativa de restaurar funções motoras de membros paralisados, ou com algum grau de comprometimento na função motora, aplicando cargas elétricas em nervos e/ou músculos.

Os primeiros estudos que abordaram a utilização de estímulos elétricos no tratamento de lesões medulares foram publicados há quase 50 anos. Os avanços tecnológicos, como em eletrônica e microprocessamento, permitiram que atualmente os pesquisadores possam desenvolver uma maior variedade de sistemas de eletroestimulação muscular com benefícios clínicos mais significativos (RAGNARSSON, 2008).

No Canadá, um hemiplégico recuperou a sensibilidade e o movimento do membro direito após ser submetido, por longos períodos, a estímulos elétricos (MARTIN, 1999).

Nos Estados Unidos, um homem paraplégico há 17 anos, depois de um tratamento fisioterápico de um ano, levantou da cadeira e deu vários passos pela sala (MARTIN, 1999).

Na Alemanha, alguns pacientes, após um tratamento fisioterápico, começaram a recuperar a capacidade de andar depois de meses de tratamento intensivo. Um destes, que era paraplégico, recuperou quase totalmente os movimentos das pernas depois de um ano de tratamento, sendo capaz de caminhar com um andador e, com alguma ajuda, foi capaz até de subir degraus de uma escada (MARTIN, 1999).

No Brasil, Alberto Cliquet e sua equipe, conseguiram fazer com que um rapaz voltasse a caminhar apoiado num andador, após sessões de estimulação neuromuscular (MARTIN, 1999). Cliquet observou também que alguns pacientes tratados com estimulação elétrica neuromuscular readquiriram movimento e

sensibilidade nos membros afetados, mesmo que de forma parcial (SUGIMOTO, 2004).

A dinâmica da estimulação elétrica funcional pode ser diferente de pessoa para pessoa, e esta é uma das razões pela qual não se atingiu um nível de uso padrão. Pode causar uma drástica fadiga muscular, mudando a dinâmica de contração, devido a ordem inversa do recrutamento (ZHAN et al., 2014).

Neste trabalho, visou-se a implementação de um circuito para FES, utilizando ponte H e espelho de corrente, com o objetivo de gerar sinais bifásicos, balanceados, controlados por corrente, e sem a necessidade de alimentação simétrica; desta forma diminui-se pela metade a diferença de potencial utilizada em diversos dispositivos, como Faria (2006), Silva (2007), Junqueira (2011) e Sanches (2013) e também alguns comerciais.

Este trabalho está assim estruturado:

Os fundamentos básicos do sistema nervoso e uma breve descrição da contração muscular são apresentados no Capítulo 2.

No Capítulo 3 são apresentados os fundamentos da eletroestimulação muscular, assim, como as formas de onda empregadas para gerar contração muscular.

No Capítulo 4 são descritos os diferentes estágios do estimulador elétrico funcional desenvolvido.

No Capítulo 5 mostra-se as simulações dos diferentes estágios do estimulador desenvolvido, assim como os resultados obtidos para cada estágio.

No Capítulo 6 são apresentadas as conclusões do trabalho.

## 2 FISILOGIA DO MÚSCULO

### 2.1 SISTEMA NERVOSO

Este capítulo foi baseado em (FARIA, 2006; JACOB; FRANCONI; LOSSOW, 1982; DAVIES; BLAKELEY; KIDD, 2002; SOUZA, 2001; WILMORE, 2001).

Define-se sistema nervoso como o conjunto de órgãos que transmite a todo organismo os impulsos necessários para as diversas funções vitais e que recebe as sensações do mundo externo. O sistema nervoso tem a capacidade de receber, transmitir, elaborar e armazenar informações. Percebe alterações no meio externo, relacionando o indivíduo com o ambiente.

O sistema nervoso pode ser dividido em duas partes, o sistema nervoso periférico e o sistema nervoso central (SNC), que está alojado na cavidade craniana (encéfalo) e no canal vertebral (medula espinal). O encéfalo é dividido em cérebro, diencéfalo e tronco cerebral.

A medula espinal é composta por fibras nervosas que permitem uma condução bidirecional de impulsos elétricos sendo conhecida como centro nervoso de atos involuntários.

O sistema nervoso periférico inclui 12 pares de nervos cranianos com seus ramos, e também 31 pares de nervos espinhais com seus ramos. O sistema periférico possui duas divisões principais: a divisão sensorial e a divisão motora.

A divisão sensorial transmite informações ao SNC, informando-o sobre o que está ocorrendo em todas as partes do corpo e do ambiente circunvizinho.

A divisão motora recebe informações do SNC e executa uma ação.

O sistema nervoso é formado por células nervosas, os neurônios. Estes são células especializadas cujas propriedades de excitabilidade e condução são as bases das funções do sistema nervoso. Um neurônio é composto por três regiões: o corpo celular ou soma, os dendritos e o axônio.

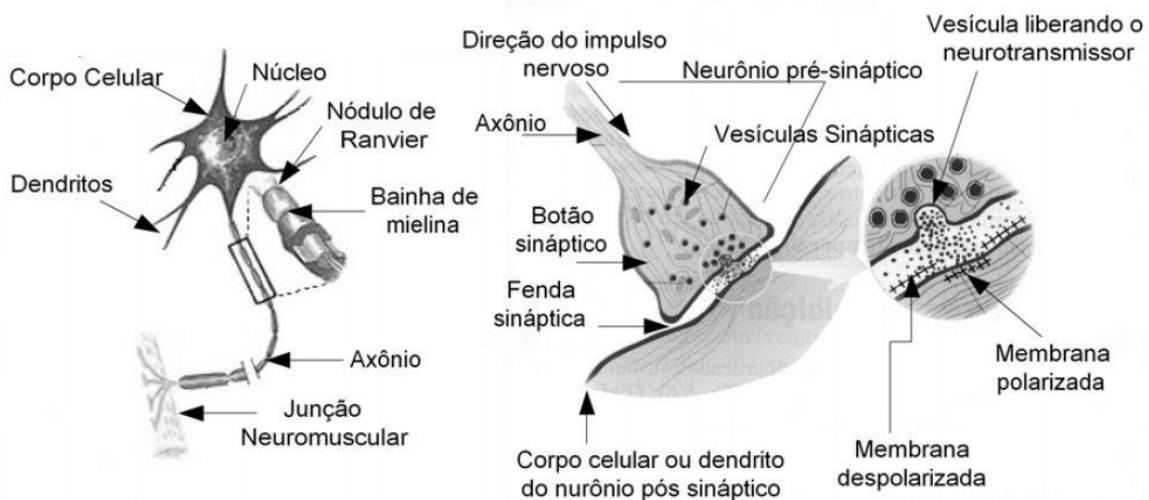
O corpo celular, ou soma, contém um único núcleo e ramificações que conduzem impulsos para o corpo celular e dele recebendo.

Os dendritos têm função de conduzir impulsos até o corpo celular (aférentes). São numerosos, curtos e ramificados. À medida que se ramificam vão diminuindo seu calibre.

Já o axônio tem a função de conduzir impulsos do corpo celular (eferentes), é apenas uma prolongação comprida de calibre uniforme em todo o seu comprimento e se ramifica apenas na proximidade de sua terminação. Na ponta destes terminais estão os botões sinápticos, que alojam numerosas vesículas repletas de substâncias químicas, denominadas de neurotransmissores, que são utilizadas na comunicação entre um neurônio e uma célula.

Pode ser observada na Figura 1 a representação de um neurônio motor. No detalhe está representado um botão sináptico.

**Figura 1-** Representação do neurônio motor e de um botão sináptico.



Fonte: Faria (2006).

Os neurônios podem ser classificados em três tipos básicos: sensoriais, motores e de associação.

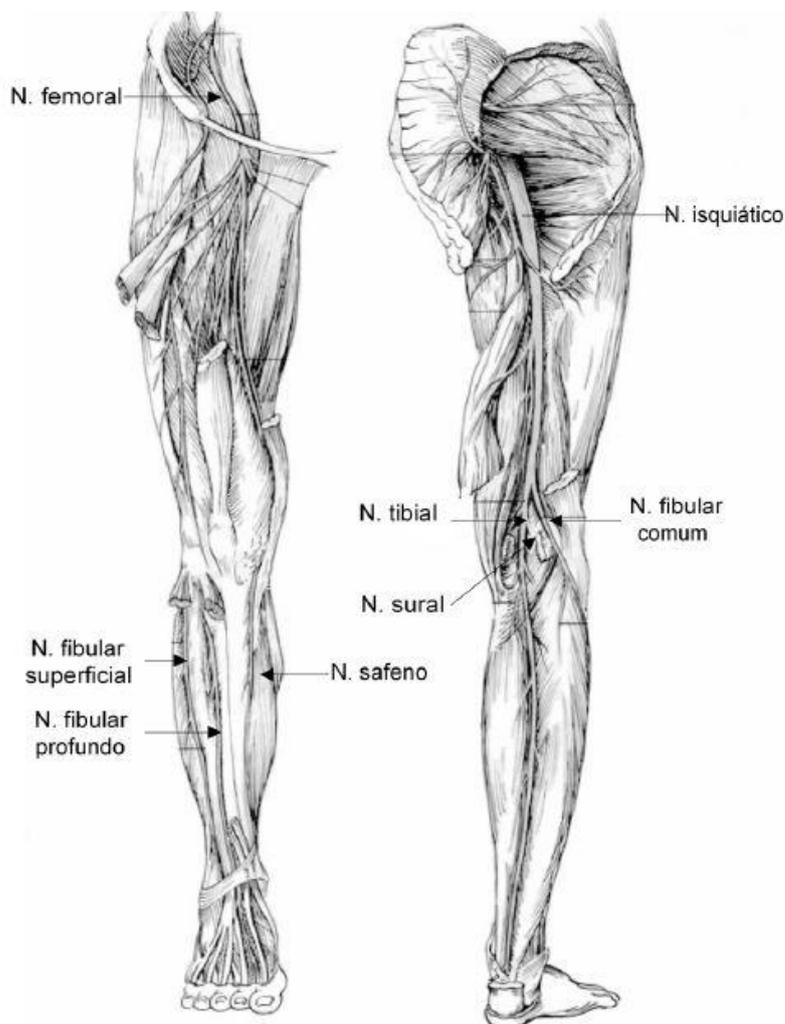
O neurônio sensorial capta informações dos órgãos sensoriais para o sistema nervoso central. O neurônio motor traz do sistema nervoso central “ordens” aos músculos ou glândulas para serem executadas. Já o neurônio de associação, presente na medula espinhal, faz a conexão entre o neurônio motor e o sensorial.

Como são muitos os neurônios que participam desse sistema de circulação de impulsos, formam-se "feixes" de axônios, que constituem o que se denomina de nervo. Os nervos conduzem impulsos de ou para o SNC. Dependendo do sentido de condução podem ser divididos em:

- Nervos sensitivos: transmitem os estímulos da periferia até o sistema nervoso central.
- Nervos motores: conduzem os estímulos do sistema nervoso central à periferia onde alcançam os músculos.
- Nervos mistos: têm um componente motor e outro sensitivo.

Na Figura 2 estão ilustrados os principais nervos dos membros inferiores.

**Figura 2-** Principais nervos dos membros inferiores.



## 2.2 O IMPULSO NERVOSO

Impulso nervoso é o sinal que é transmitido do SNC para um órgão ou deste para o SNC. Leva informações de uma parte do corpo para outra.

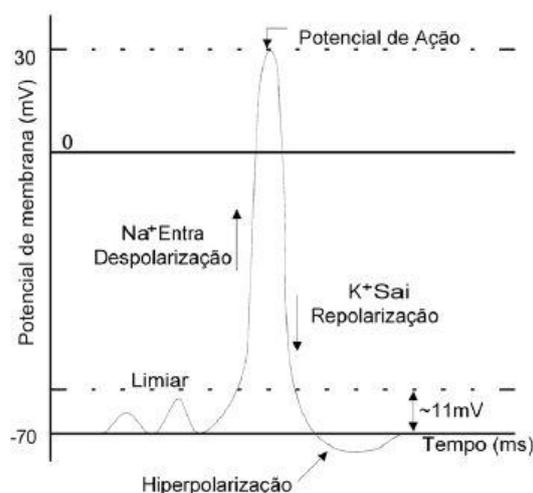
O neurônio possui uma alta concentração de íons potássio ( $K^+$ ) no seu interior e uma alta concentração de íons sódio ( $Na^+$ ) no seu exterior. O desequilíbrio na quantidade de íons faz com que existam mais íons carregados positivamente no exterior da célula do que no seu interior, produzindo assim, o potencial de repouso da membrana, o qual é de  $-70$  mV.

Se o interior da célula se tornar menos negativo em relação ao exterior, em função do influxo de  $Na^+$ , a membrana fica despolarizada. A repolarização ocorre quando íons  $K^+$  são bombeados para fora da membrana fazendo com que esta retorne ao potencial de repouso.

Quando a diferença de carga entre o interior e o exterior da membrana torna-se mais negativa, passando do potencial de repouso, diz-se que a membrana está hiperpolarizada.

Na Figura 3 pode-se ver um potencial de ação de uma célula nervosa, e suas respectivas fases: despolarização, repolarização e hiperpolarização.

**Figura 3-** Tensão na membrana celular nervosa em um potencial de ação.



Fonte: Kovaks (1997).

Quando um neurônio recebe um estímulo, ocorre uma alteração na conformação das proteínas da membrana, que funcionam como canais de sódio e de potássio.

Um distúrbio local estimula as regiões adjacentes da fibra nervosa, e o potencial de ação se propaga ao longo da fibra. Se houver um aumento no potencial da membrana que ultrapasse um limiar de aproximadamente igual  $\approx 11$  mV, em relação ao potencial de repouso, ocorrerá a produção de um potencial de ação. Este fenômeno é conhecido como *princípio de tudo ou nada*.

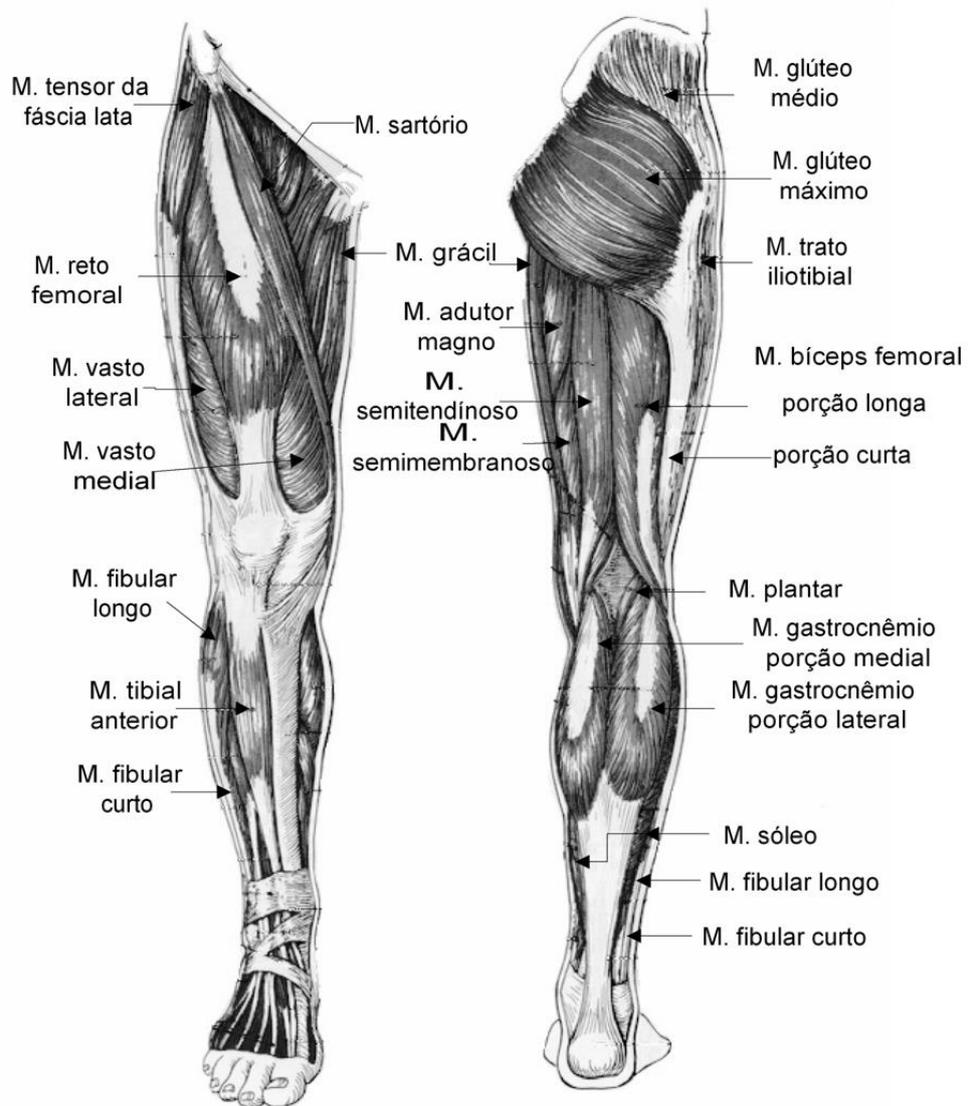
Durante a geração de um potencial de ação, uma célula nervosa é incapaz de responder a outro estímulo, este período de ausência de resposta a um estímulo é chamado de período refratário absoluto. Este é seguido por um período refratário relativo, no qual a célula nervosa responde a um novo estímulo, que deve ter uma intensidade maior do que aquele necessário para gerar um potencial de ação no estado de repouso. Este período refratário varia de 0,4 a 1 ms.

### 2.3 MÚSCULO ESQUELÉTICO DOS MEMBROS INFERIORES

Os músculos esqueléticos, também chamados de estriados, são os órgãos ativos do movimento. São dotados da capacidade de contrair-se ou de relaxar-se, e, em consequência, transmitem os seus movimentos aos ossos.

Na Figura 4, pode-se ver os principais músculos dos membros inferiores.

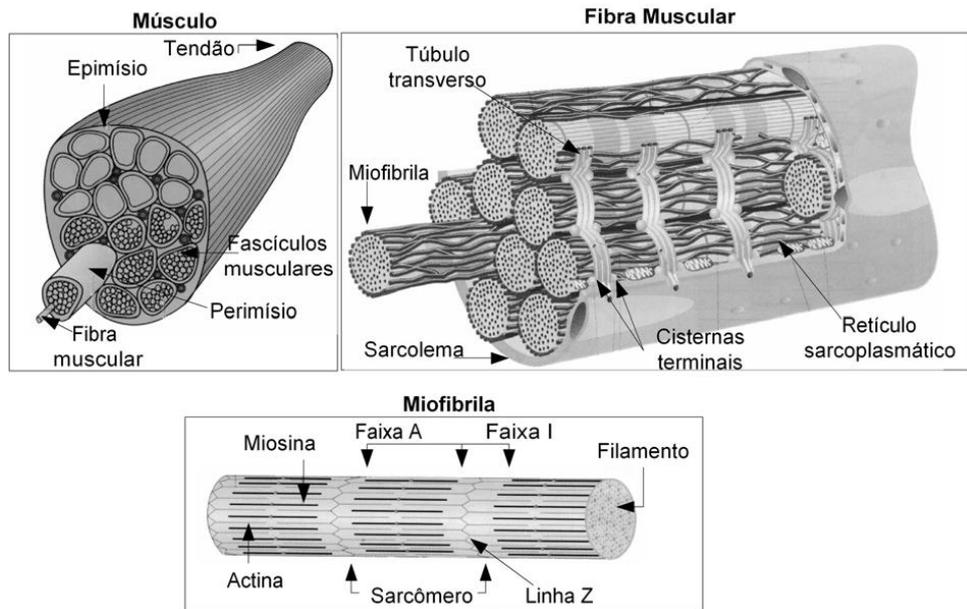
**Figura 4-** Músculos dos membros inferiores.



Fonte: Faria (2006).

O músculo consiste de uma série de feixes de fibras musculares denominados de fascículos. O tecido que envolve e preenche o espaço entre as fibras é chamado de endomísio. As fibras musculares são compostas pelas unidades funcionais do músculo, as miofibrilas. Os feixes de fibras musculares são mantidos juntos por um tecido conjuntivo que recebe o nome de perimísio. Todo o músculo é envolvido por um tecido conjuntivo, o epimísio. Na Figura 5 pode-se ver a estrutura básica do músculo.

**Figura 5-** Estrutura básica do músculo.



Fonte: Beltramini (1997).

Cada fibra muscular é envolvida por uma membrana plasmática chamada de sarcolema. No interior do sarcolema está presente uma rede de túbulos e vesículas, os túbulos transversos (túbulos T) e retículo sarcoplasmático (RS), circundando as miofibrilas, conforme mostrado na Figura 5. Os túbulos longitudinais do RS correm paralelamente às miofibrilas e terminam, em ambas as extremidades, dentro de vesículas denominadas de cisternas terminais.

O retículo sarcoplasmático serve como local de armazenamento de íons de cálcio ( $\text{Ca}^{++}$ ). Os túbulos T correm entre as cisternas terminais e funcionam como um condutor de impulsos elétricos, que conduz os impulsos até o retículo sarcoplasmático. Um túbulo T mais duas cisternas é chamado de tríade.

As miofibrilas são filamentos proteicos onde estão às unidades contráteis denominadas de sarcômeros. Cada unidade contrátil contém miofilamentos denominados de miosina e actina.

Estas proteínas contráteis estão arranjadas de forma que cada miosina (filamentos espessos) é circundada por seis ou mais actinas (filamento fino). Cada miofibrila é composta por inúmeros sarcômeros unidos pelas extremidades nas linhas Z, conforme mostra a Figura 5.

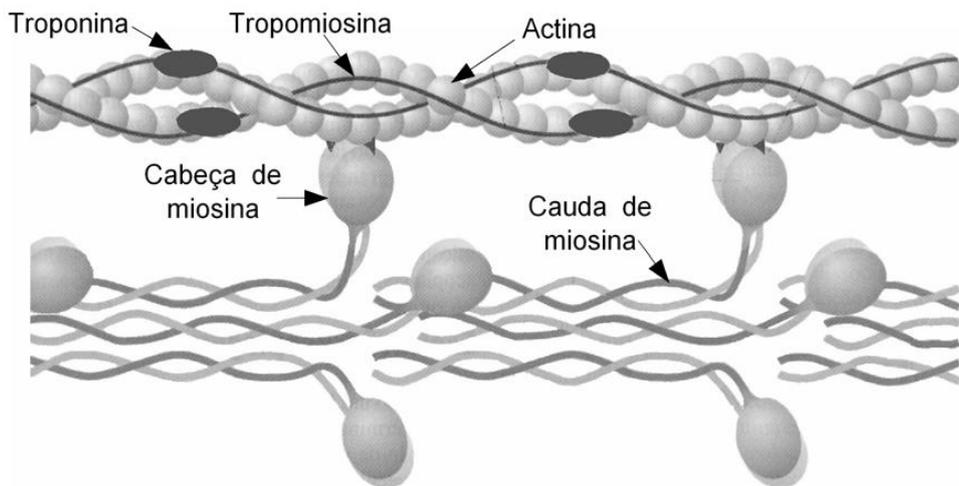
A Faixa I contém somente filamentos de actina. A Faixa A contém tanto filamentos de miosina quanto filamentos de actina, sendo estes últimos pertencentes a dois sarcômeros. Cada filamento fino, mesmo sendo denominado de actina, é composto por três moléculas proteicas diferentes: actina, tropomiosina e a troponina.

A actina forma a estrutura de suporte do filamento, e é composta de moléculas globulares unidas formando uma dupla hélice. Cada molécula de actina possui um sítio ativo ao qual a miosina pode se fixar durante a contração.

A tropomiosina é uma proteína em forma de tubo que se retorce em torno dos filamentos de actina. A troponina que se fixa em intervalos regulares, tanto aos filamentos de actina quanto aos de tropomiosina.

Cada molécula de miosina é composta por dois filamentos proteicos que possuem uma cabeça globular, denominada de cabeça de miosina, e uma cauda linear. Cada filamento contém várias dessas cabeças, que recebem o nome de pontes cruzadas, que interagem durante a ação muscular com os sítios ativos sobre os filamentos de actina. A Figura 6 mostra os filamentos de actina e de miosina.

**Figura 6-** Filamentos de miosina e actina, proteínas componente de uma miofibrila.



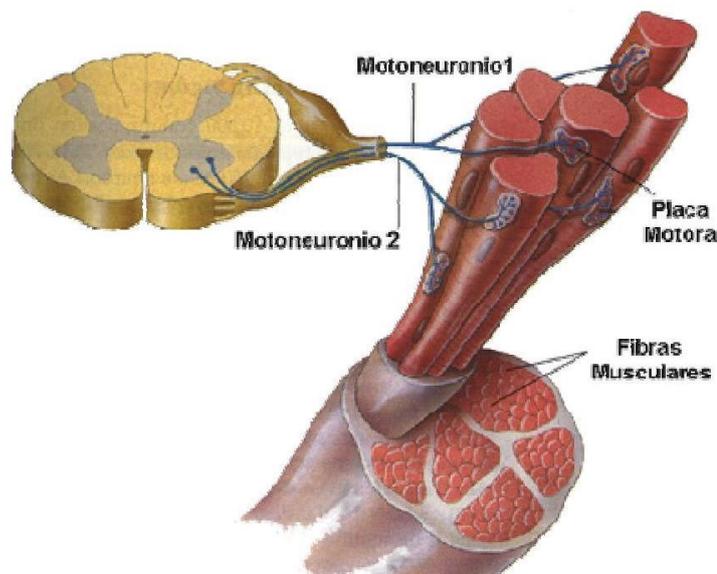
Fonte: Faria (2006).

## 2.4 CONTRAÇÃO MUSCULAR

Cada fibra muscular é inervada por um nervo motor (motoneurônio) simples, que termina próximo do meio da fibra muscular. Um motoneurônio pode inervar muitas fibras musculares enquanto que cada fibra é inervada por apenas um motoneurônio.

A estrutura motoneurônio mais fibras musculares constituem a unidade motora, conforme ilustrado na Figura 7. A sinapse (fenda sináptica) entre um nervo motor e uma fibra muscular é denominada de junção neuromuscular (vide Figura 1).

**Figura 7-** Diagrama da unidade motora.



Fonte: Pansani (2012).

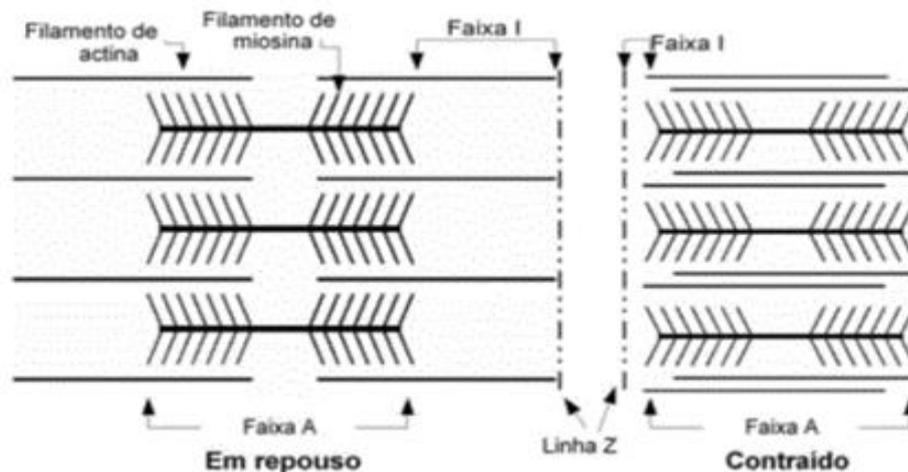
A ação de uma fibra muscular pode ser entendida da seguinte forma: O cérebro ou a medula envia um impulso nervoso que chega aos terminais axônicos que estão próximos do sarcolema. Com a chegada do impulso, os terminais do nervo liberam a acetilcolina, que se liga aos receptores localizados sobre a sarcolema, tornando a membrana celular muscular mais permeável aos íons de sódio, dando início à despolarização da membrana, resultando no disparo ou geração de um potencial de ação muscular.

Quando o potencial de ação muscular passa sobre a membrana celular muscular encontrando-se com os túbulos T, desencadeia-se a abertura dos canais de cálcio, liberando grandes quantidades de  $\text{Ca}^{++}$  (íons de cálcio) armazenados no sarcoplasma. Uma vez liberado, o cálcio difunde-se para longe do retículo sarcoplasmático na região dos filamentos de miosina e actina.

Na ausência de  $\text{Ca}^{++}$ , a troponina e tropomiosina do filamento de actina inibem a ligação entre a ponte cruzada de miosina e actina. Com a liberação de  $\text{Ca}^{++}$ , este é captado pelas moléculas de troponina, resultando na ativação dos sítios ativos sobre o filamento de actina, possibilitando a fixação das cabeças de miosina.

Quando as pontes cruzadas se ligam fortemente à actina, ocorre uma alteração da conformação da ponte cruzada, fazendo com que a cabeça de miosina se incline tracionando os filamentos de actina e miosina em direções opostas, levando a linha Z rumo ao centro do sarcômero, conforme mostrado na Figura 8.

**Figura 8-** Sarcômero em repouso e na fase de contração.



Fonte: Faria (2006).

Após ocorrer a inclinação da cabeça da miosina, ela se separa do sítio ativo, gira de volta à sua posição original e se fixa a um novo sítio ativo mais distante ao longo do filamento de actina. Ciclos de fixações repetidas e ligações fortes fazem com que os filamentos deslizem entre si levando à contração muscular. A contração só termina quando o cálcio volta ao retículo sarcoplasmático.

Na cabeça da miosina há uma enzima (ATPase) que quebra a ATP (adenosina trifosfato) produzindo ADP (adenosina difosfato), Pi (fosfato inorgânico) e liberando grandes quantidades de energia. Esta energia é utilizada para desligar a cabeça da miosina ao filamento de actina.

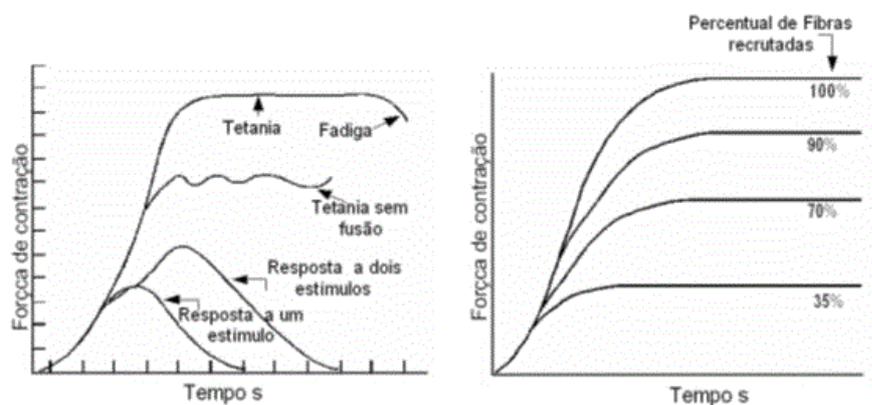
A força muscular depende da soma dos abalos sucessivos e do número de unidades motoras recrutadas. A soma dos abalos individuais ocorre quando um segundo estímulo segue o primeiro, antes que todo cálcio retorne para o retículo.

Se os estímulos forem repetidos com uma frequência suficientemente alta, a soma continua até ocorrer fusão completa dos movimentos individuais. Desta forma, a unidade motora se encontra em tetania, mantendo-se a tensão enquanto os estímulos durarem, ou até surgir a fadiga.

Quanto maior for o número de fibras musculares ativadas em uma contração, maior será a força muscular produzida pelo músculo.

Está ilustrada na Figura 9 uma representação da força de contração em função da quantidade de estímulos aplicados e da quantidade de fibras musculares recrutadas durante uma contração.

**Figura 9-** Força de contração muscular em função do número de estímulos aplicados e número de fibras recrutadas.



Fonte: Faria (2006).

O perfil da força de saída que aparece como oscilações é chamado de tetania sem fusão.

### 3 ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR

#### 3.1 HISTÓRICO DA ELETROESTIMULAÇÃO

Os povos da Antiguidade já sabiam que determinados tipos de peixes, chamados de peixe elétrico ou peixe torpedo, produziam descargas elétricas em seres humanos. Esses peixes eram usados para o tratamento de algumas doenças. Os romanos empregavam essas descargas elétricas para tratamento da gota e alívio de dores de cabeça (LIANZA, 1993).

Com os avanços dos estudos da eletricidade, foi possível desenvolver instrumentos que contribuíram significativamente para as pesquisas de aplicação de corrente elétrica em seres humanos (FARIA, 2006).

Em meados de 1786, o fisiologista italiano Luigi Galvani iniciou uma série de experimentos, que consistiam na aplicação de cargas elétricas em nervos e músculos de rãs e sapos, visando provocar contrações musculares (FARIA, 2006). Galvani foi um dos precursores no estudo da estimulação elétrica, tanto que um dos tipos de sinal muito utilizado na eletroestimulação é chamada de “corrente galvânica”.

Após a descoberta de Reymond, em 1843, de que era necessário um trem de pulsos para gerar uma contração tetânica em músculos esqueléticos, muitos instrumentos surgiram para tal finalidade.

Helmholtz (1850) criou um instrumento, denominado *Inductorium*, que gerava trens de pulsos com amplitude da tensão e frequência dos pulsos ajustadas (GEDDES, 1994).

Um dos mais importantes estimuladores de corrente para os fisiologistas foi o desenvolvido por Bernad, em 1858, denominado estimulador pinça, devido ao seu formato. Ele consistia de pilhas voltaicas, de zinco e cobre, adaptadas em braços de madeira e fixadas em uma mola de metal (GEDDES, 1994).

Em 1881, d'Arsonval propôs o uso de capacitores para realizar estudos quantitativos de estimulação. Após esta proposta, Hoeweg (1892) conduziu o primeiro estudo quantitativo de estimulação elétrica usando capacitores, o que o levou obtenção da primeira curva força-duração. Em 1901, George Weiss anuncia

sua lei de estimulação, após estudar a utilização de capacitores para estimular músculos de sapos. Em seu estudo, Geddes (1994) afirma que a carga necessária para a estimulação aumenta linearmente com a duração do pulso elétrico.

Lapicque (1909) desenvolveu um estimulador capacitivo, no qual o capacitor era carregado de forma que a tensão entre suas placas era apenas uma fração da tensão de uma bateria. O valor da tensão, após a carga do capacitor, dependia da posição do cursor de um potenciômetro (GEDDES, 1994). Com seu estimulador, Lapicque anuncia a lei fundamental da excitabilidade dos músculos, introduzindo os termos reobase e cronaxia (Vide Figura 11).

Reobase é a intensidade de corrente mínima necessária, em um determinado tempo, para a excitação de uma fibra muscular (NEMESYS, 2004). Cronaxia é o tempo de duração relacionada à intensidade de corrente igual ao dobro da reobase (NEMESYS, 2004).

Os modernos estimuladores surgiram somente após a segunda guerra mundial, e trouxeram grandes contribuições para os estudos da estimulação neuromuscular (FARIA, 2006).

Em 1960, Kantrowitz implantou eletrodos em um paciente paraplégico e conseguiu condições de ortostatismo (LIANZA, 1993). Inúmeras outras tentativas em síndromes paralíticas foram descritas, em especial no controle de disfunção do pé em hemiplégicos por acidente vascular cerebral (FARIA, 2006).

Libersom idealizou um gerador de pulsos elétricos cujos eletrodos estimulavam o nervo peroneiro, ao nível da fossa poplíteia (região situada na parte posterior do joelho), promovendo a dorsiflexão do pé durante a fase de balanço e produzindo uma marcha mais eficiente (LIANZA, 1993).

Em 1970, no Hospital Rancho Los Amigos, Los Angeles, Wilemon relatou o resultado do implante de eletrodos no nervo femoral de um paciente e obteve sucesso, atingindo o ortostatismo (LIANZA, 1993).

Na Universidade da Virginia, em 1976, Cooper implantou eletrodos nos nervos femoral e ciático de um paciente paraplégico, nível T11 - T12, conseguindo a marcha deste paciente (LIANZA, 1993).

Em Cleveland (1987), Marsolais com eletrodos intramusculares promoveu ortostatismo e marcha em paraplégicos (LIANZA, 1993).

Na Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade de Edvard Kardelj e no Instituto de Reabilitação de Liubiana, na Eslovênia (1974-1990) os pesquisadores, Franjo Gracanin e Tadej Bajd, obtiveram bons resultados da aplicação de estímulos elétricos, em todas as formas de paralisia e há um caso de recuperação da marcha em um lesionado medular (LIANZA, 1993).

No Brasil, os trabalhos com estimulação elétrica foram iniciados em 1986, no Centro de Reabilitação da Santa Casa de São Paulo (LIANZA, 1993). Na década de 90, o pesquisador Alberto Cliquet Jr. e sua equipe, por meio de estimulação elétrica, fizeram com que um paraplégico voltasse a andar pequenas distâncias (FARIA, 2006).

### 3.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

A estimulação elétrica neuromuscular consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos com o objetivo de se obter contração muscular (FARIA, 2006).

Para ocorrer a contração, o estímulo deve ter características próximas aos níveis fisiológicos do tecido a ser estimulado. A intensidade de corrente aplicada necessita ser suficiente para disparar um potencial de ação e a duração do pulso não pode ser inferior à duração do pulso produzido pelos mecanismos fisiológicos (FARIA, 2006).

A estimulação elétrica neuromuscular pode ser aplicada por meio de eletrodos superficiais ou implantáveis (POPOVIC; KELLER et al., 2001).

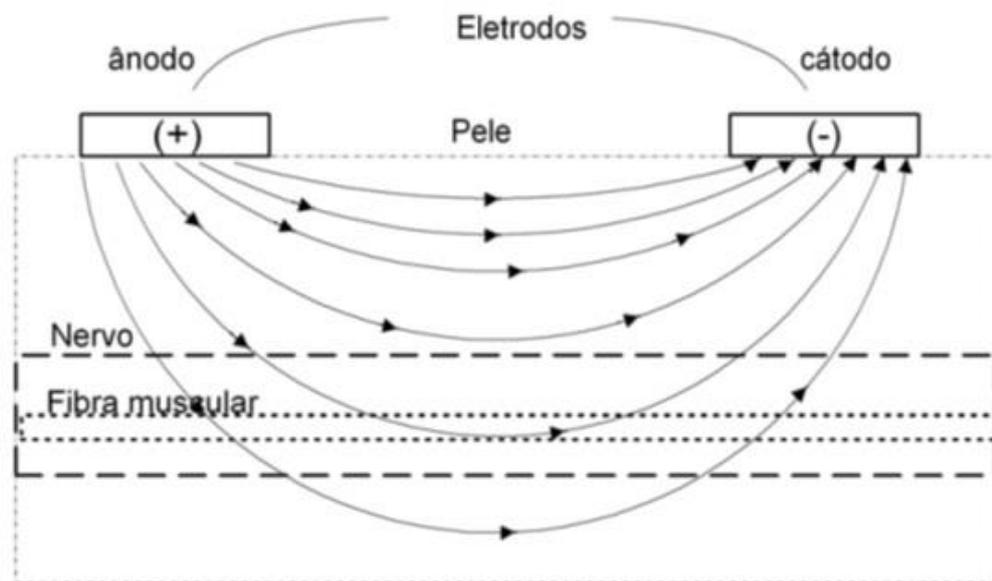
O uso de eletrodos implantados possibilita uma seletividade maior, além de requerer menos energia do sistema de estimulação. A grande desvantagem é a dificuldade de implantação dos eletrodos, pois eles são invasivos, e muitas vezes podem apresentar reação de corpo estranho, ou quebrar com o uso constante. Por estes motivos os eletrodos de superfície são os mais empregados (SANCHES, 2013).

Em contra partida a eletroestimulação com eletrodos superficiais tem menor seletividade, pois podem eletroestimar diversas estruturas nervosas e musculares simultaneamente, e necessita de uma maior intensidade de energia para vencer a impedância eletrodo-pele, e tecido adiposo do indivíduo (ROBINSON, 2001).

A impedância da interface eletrodo-pele fica em torno de  $1k\Omega$ , podendo ser diminuída com a aplicação de um gel condutor entre a pele e o eletrodo (JUNQUEIRA; SANCHES et al., 2004).

Tomando como referência a Figura 10, quando é aplicada uma diferença de potencial por meio de dois eletrodos, há circulação de corrente no interior do tecido, tendo em vista que o tecido é predominantemente aquoso, pelo movimento ordenado do íons (ROBINSON, 2001).

**Figura 10-** Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais.



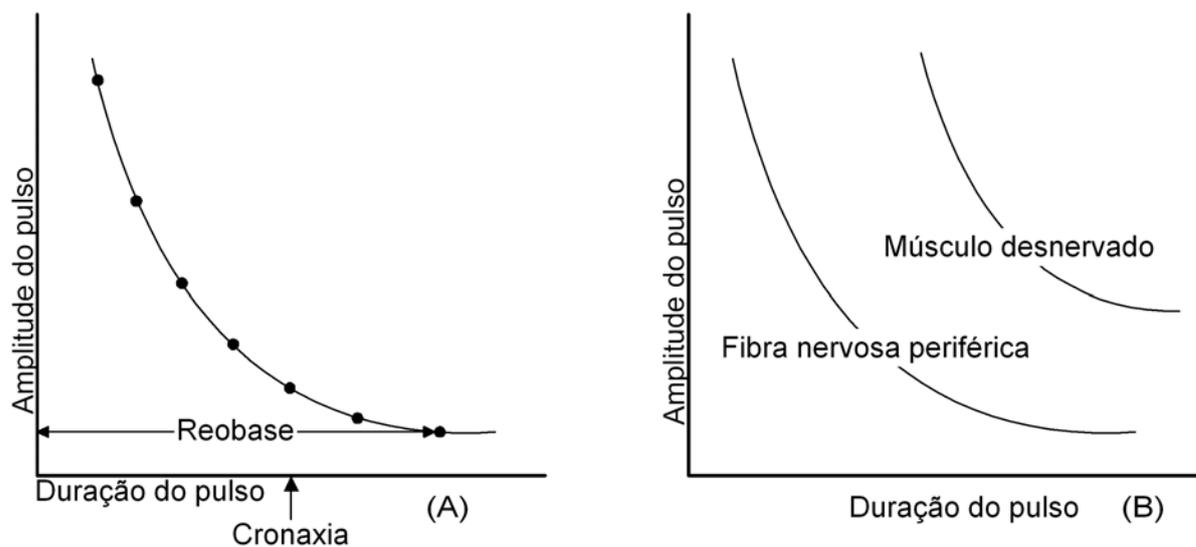
Fonte: Faria (2006).

Para produzir um potencial de ação, a corrente induzida em tecidos biológicos deve ter amplitude e duração suficientes para levar células excitáveis a um potencial de membrana superior ao limiar. Para uma única célula excitável, existe uma família de estímulos de combinações força-duração que podem levar a célula ao limiar de despolarização.

O estímulo com característica força-duração suficiente para ativar algumas fibras musculares nervosas periféricas, nem sempre é suficiente para ativar músculos desnervados (EBERSTEIN; EBERSTEIN, 1996), pois necessitam de maior energia (ROBINSON, 2001).

Na Figura 11 pode-se ver uma curva de força-duração do limiar de um tipo qualquer de célula. Qualquer estímulo que possui uma combinação força-duração abaixo ou a esquerda da curva não produzirá um potencial de ação. As fibras nervosas periféricas são mais excitáveis por estimulação elétrica do que as fibras musculares (FARIA, 2006).

**Figura 11-** Curva força-duração para um tecido excitável (A), para uma fibra nervosa e um músculo desnervado (B).



Fonte: Faria (2006).

Os tecidos possuindo terminações nervosas sensitivas, os estímulos elétricos poderão excitá-las, provocando sensações de agulhadas ou mesmo respostas dolorosas. De acordo com a relação tempo-intensidade, o estímulo elétrico pode ser:

- Sub - sensitivo ou sem efeito.
- Sensitivo, que provocam sensações de agulhadas.
- Motor, que gerará contração muscular.
- Nocivo, que causará dores e/ou vermelhidão.

A diferença entre a contração muscular eletroestimulada e a convencional é a ordem de recrutamento das unidades motoras. Na eletroestimulada, inicia-se pelo tipo **FF** (rápida fatigável), depois o tipo **FR** (rápida e resistente) e, por último, o tipo **S** (lenta e resistente), ou seja, o inverso do recrutamento convencional. Esta diferença do recrutamento também causa um rápido incremento de contração com pequenos níveis de eletroestimulação, justamente pelo recrutamento das unidades **FF** (SANCHES, 2013).

### 3.3 FORMAS DE ONDA EMPREGADA

Quando se classificar ou se referir a um tipo de sinal de eletroestimulação, alguns cuidados devem ser tomados, pois em Eletrofisiologia, diferentemente da Eletrônica e Eletrotécnica, o termo fase refere-se ao sentido do fluxo de corrente.

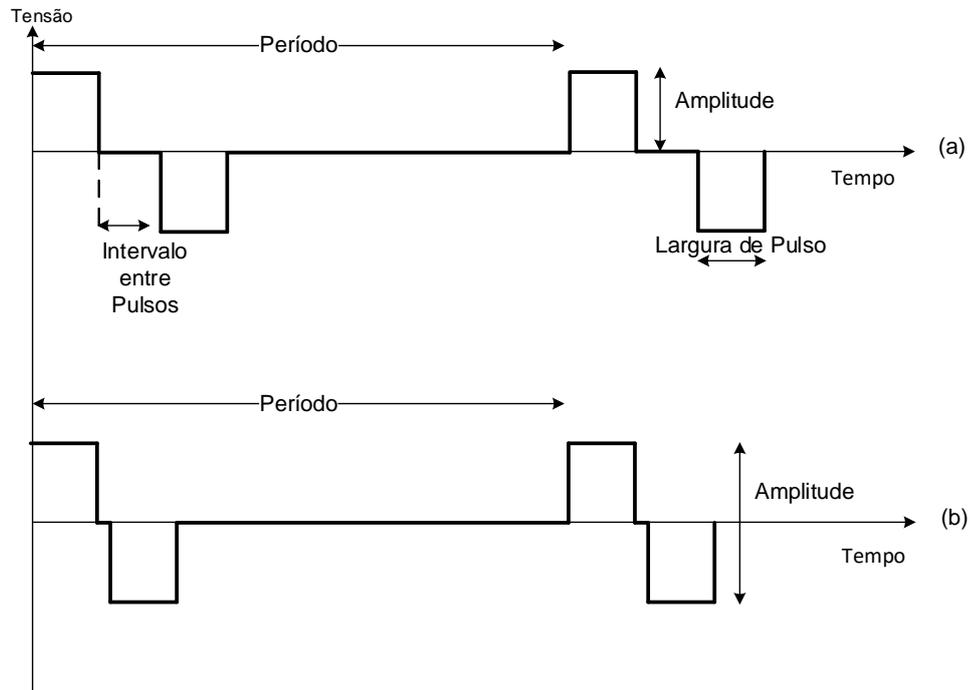
Em Eletrofisiologia, se o sinal for monofásico significa que fluxo de corrente ocorre em apenas um sentido, se for bifásico, o fluxo de corrente ocorrerá nos dois.

O sinal monofásico não é recomendado para a estimulação transcutânea, pois causa acúmulo de cargas nos tecidos e estes acúmulos normalmente ocasionam irritação na pele (FARIA, 2006). Por este motivo, os sinais de estimulação elétricos são bifásicos e, preferencialmente, equilibrados. O sinal que é aplicado em um sentido ocorrerá da mesma forma no sentido oposto, evitando assim o acúmulo de cargas em uma determinada região.

Se a onda for simétrica, seu formato é o mesmo nos dois sentidos da corrente, e se for assimétrica os formatos serão diferentes nos dois sentidos.

Na Figura 12 ilustra-se algumas formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas, destacando-se alguns parâmetros e nomenclaturas relevantes.

**Figura 12-** Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas.



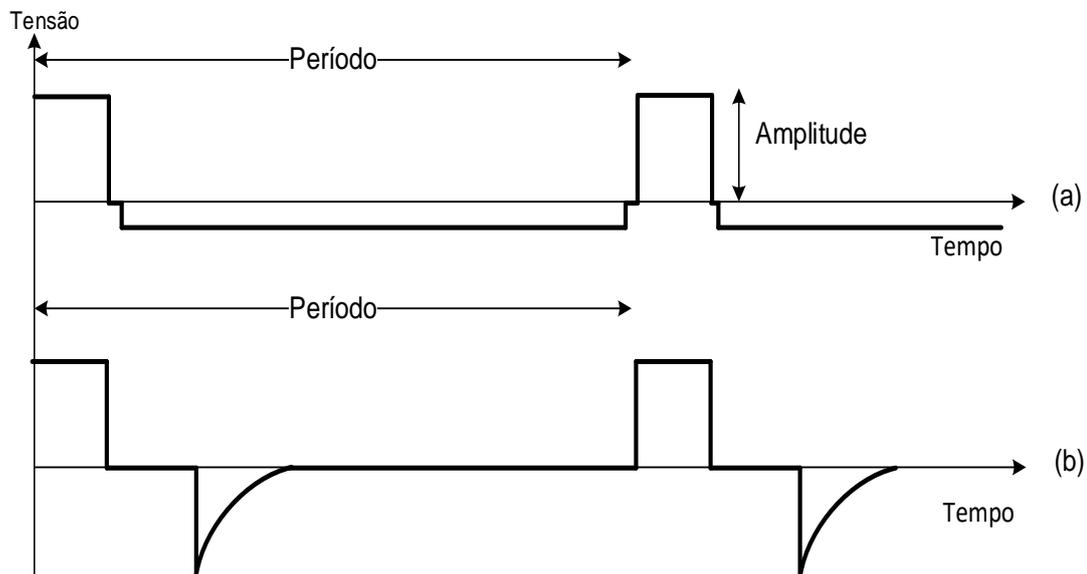
Fonte: Modificado de Faria (2006).

Pode-se observar que em (a) e (b), as ondas são simétricas, balanceadas e equilibradas, pois o sinal aplicado em um sentido ocorre da mesma forma no sentido oposto. A única diferença entre as duas formas é o interpulso, o intervalo entre pulsos. Estas formas de onda são vastamente utilizadas em FES para gerar movimentos.

Com relação à carga transferida, Saunders (1973) mostrou que a carga contida em um pulso estimulatório é retida na derme até que um pulso de polaridade oposta seja aplicado. Assim, a utilização de um intervalo entre o pulso positivo e o negativo auxilia na solução do problema de acumulação de cargas, sem afetar a sensação gerada (SZETO; SAUNDERS, 1982; SZETO; FARRENKOPF, 1992).

Na Figura 13 são apresentadas formas de onda bifásicas, assimétricas, sendo (a) equilibrada e (b) desequilibrada.

**Figura 13-** (a) Formas de onda bifásica, assimétrica, equilibrada, (b) formas de onda bifásica, assimétrica, desequilibrada.



Fonte: Modificado de Faria (2006).

A contração muscular pode ser controlada pela quantidade de carga aplicada ao músculo. Dentro de determinados limites, o aumento da intensidade de corrente corresponde a uma contração muscular mais efetiva, por promover estimulação de fibras nervosas, com limiar de excitação mais alto, ou mais distante da estimulação dos eletrodos (FARIA, 2006).

Porém, a partir de certos valores, que podem variar de músculo para músculo, tem-se uma resposta constante, independente do aumento de intensidade (ROBINSON, 2001).

A variação da quantidade de carga pode ser realizada por meio da modulação do sinal. Dentre as formas, pode-se citar:

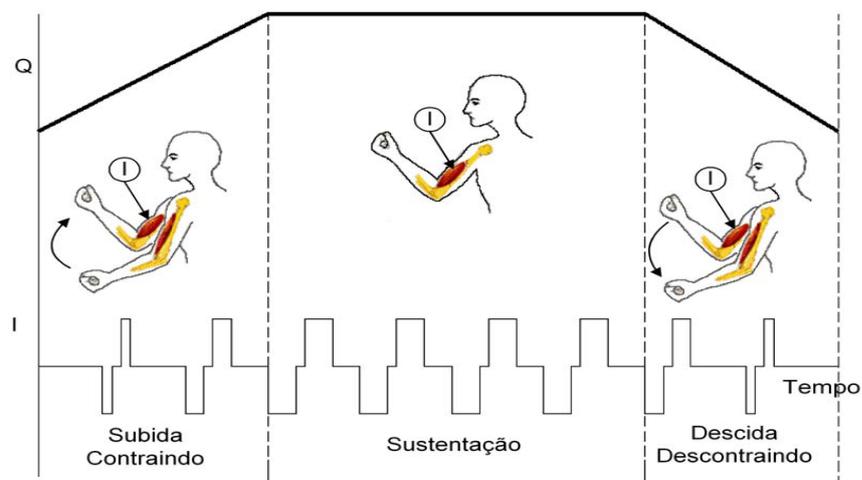
- modulação por frequência (FM)
- modulação por amplitude (AM)
- modulação por largura de pulso (PWM)

Neste trabalho, optou-se por PWM devido à facilidade da geração com circuitos digitais e trabalhos realizados com este tipo de modulação (FERRARIN; PEDOTTI, 2000). O uso desta técnica requer que a amplitude da corrente seja

constante, independente das variações da impedância de acoplamento eletrodo/pele e do tecido.

Na Figura 14, mostra-se a curva de carga  $Q$  correspondente a uma forma de onda de corrente empregando PWM, sendo aplicada a um músculo do membro superior de uma pessoa.

**Figura 14-** Curva de carga  $Q$  correspondente a uma forma de onda de corrente  $I$  utilizando PWM.



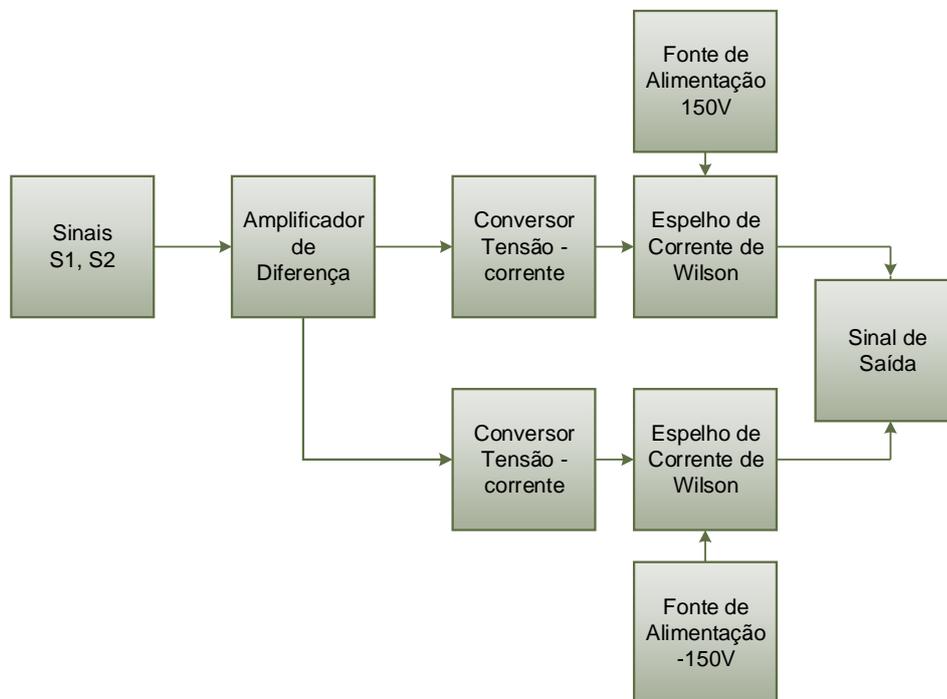
Fonte: Faria (2006).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 MODELO PROPOSTO E MODELO ANTERIOR DO ELETROESTIMULADOR

Na Figura 15 é mostrado o diagrama de blocos do estimulador elétrico muscular implementado anteriormente no LIEB (JUNQUEIRA, 2011; SANCHES, 2013). Observa-se que o equipamento é constituído por amplificador diferença. Para cada fase do sinal de eletroestimulação é necessário um conversor tensão corrente, um espelho de Wilson e uma fonte de alimentação.

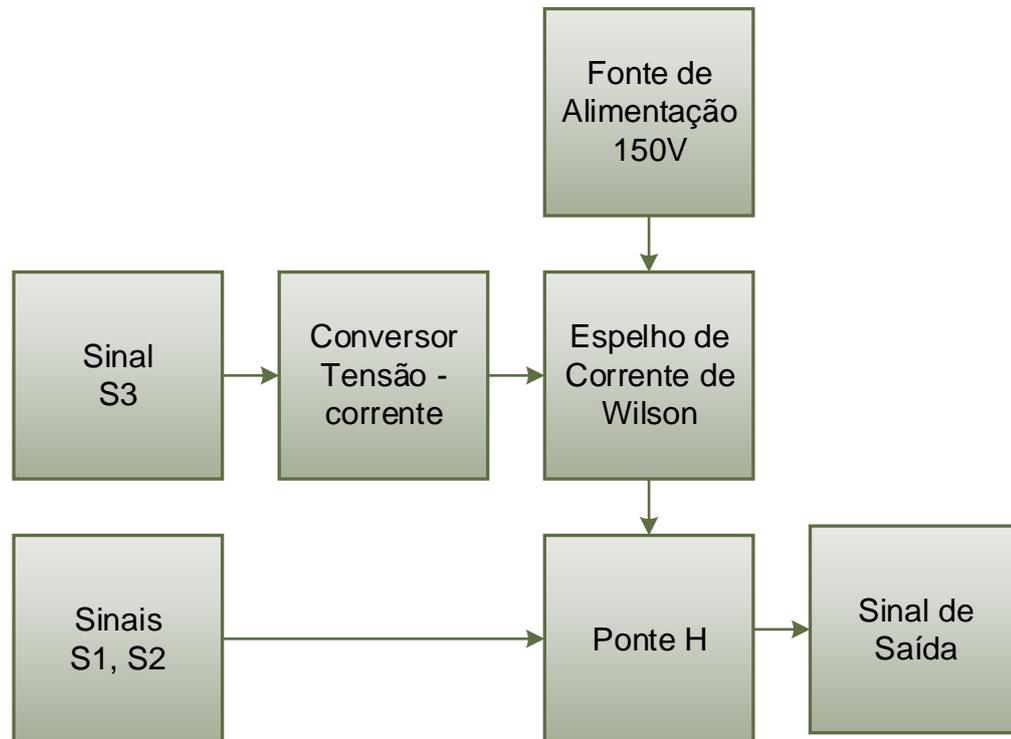
**Figura 15-** Diagrama de blocos eletroestimulador existente no laboratório.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na Figura 16 mostra-se o diagrama de blocos do estimulador elétrico proposto neste trabalho, que utilizou uma ponte H e só uma fonte de alimentação.

**Figura 16-** Diagrama de blocos eletroestimulador proposto.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

## 4.2 ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR

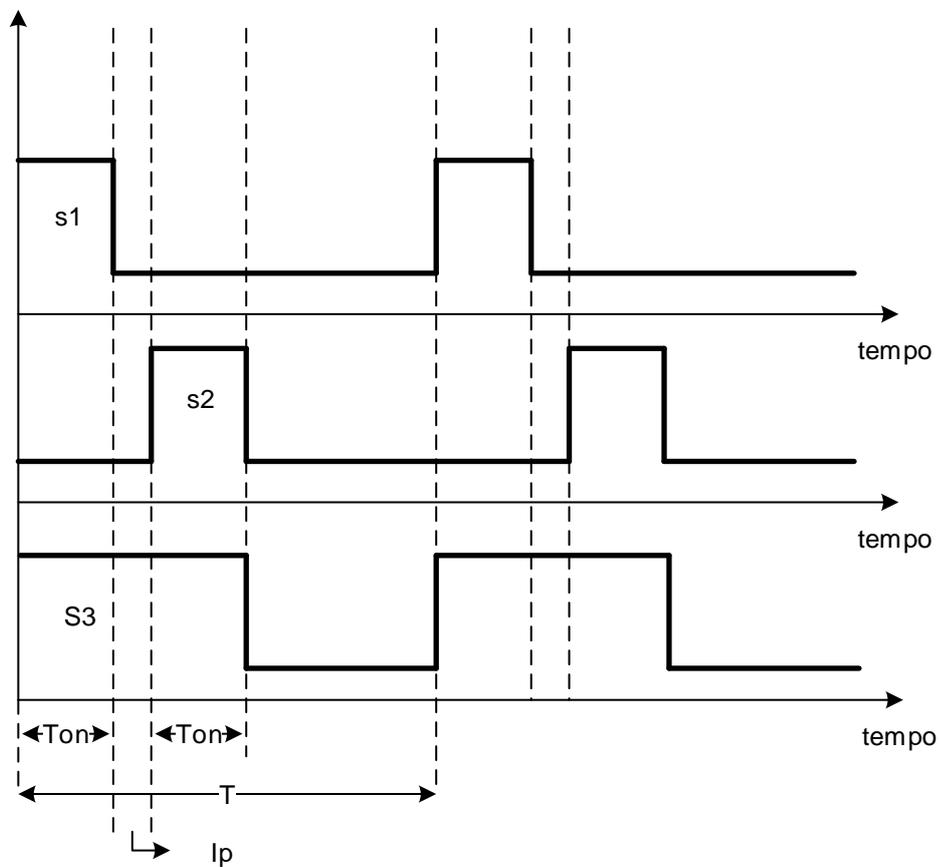
Foi implementado um sistema para FES utilizando ponte H e espelho de corrente. O eletroestimulador é constituído por dois canais, independentes, com estimulação por corrente, forma de onda retangular, bifásica, carga balanceada, modulação por largura de pulso (PWM) e capacidade de fornecer correntes com amplitude até 120mA.

No sistema há dois estágios, um gerador de onda e o outro de potência. O primeiro geram os sinais com forma de onda quadrada e parâmetros especificados, tais como frequência e largura de pulso; no estágio de potência é fornecida a potência ao sinal gerado.

### 4.3 ESTÁGIO GERADOR DE ONDA

Este estágio é responsável por gerar sinais secundários que vão compor o sinal de eletroestimulação muscular. Os sinais secundários foram definidos como s1, s2 e s3, como mostrado na Figura 17.

**Figura 17-** Formas de onda s1, s2 e s3.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

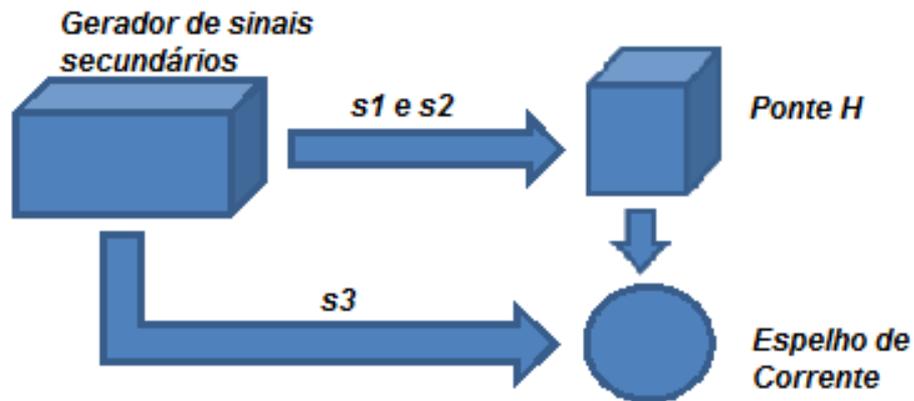
Os sinais s1 e s2 fazem o chaveamento da ponte H, serão responsáveis pela duração de cada pulso e também pelo sentido da corrente do sinal de eletroestimulação. O intervalo entre s1 e s2 forma o interpulso ( $l_p$ ), pois neste momento não circulará corrente na carga, uma vez que as chaves estarão todas abertas. O tempo de repetição de s1 e s2 é o que define a frequência sinal de eletroestimulação.

O sinal s3 é responsável pelo acionamento da corrente que será aplicada, e terá como duração a soma dos tempos de s1,  $l_p$  e s2.

$$t_{s3} = t_{s1} + t_{s2} + t_{l_p} \quad (1)$$

Na Figura 18 mostra-se um diagrama em bloco dos sinais secundários.

**Figura 18-** Diagrama em bloco dos sinais secundários.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Os sinais secundários são gerados por um programa desenvolvido em uma placa *Raspberry pi*, modelo B. É um computador em uma placa do tamanho de um cartão de crédito. Na Figura 19 é mostrada uma foto da *Raspberry* utilizada.

**Figura 19-** Raspberry pi Modelo B.



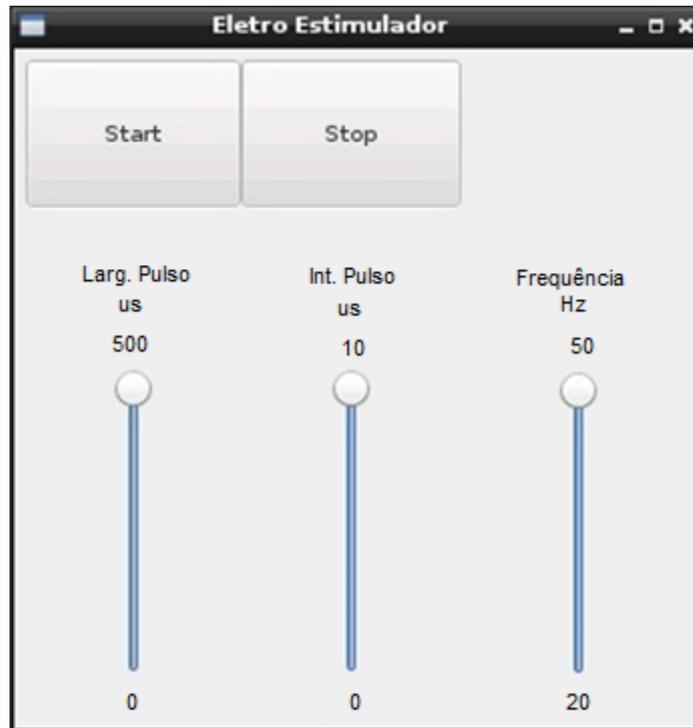
Fonte: Elaboração do próprio autor.

Este circuito é embarcado com sistema operacional Linux-Debian que possibilita a utilização de linguagens de programação, manipulação dos recursos de hardware e a criação da interface de usuário.

É importante salientar que a utilização de software livre, neste projeto, contribui para que o estimulador elétrico implementado seja um dispositivo de baixo custo e livre de licenças para o seu desenvolvimento.

Na Figura 20 pode ser vista uma tela de interface gerada por um programa em Python.

**Figura 20-** Interface de usuário desenvolvida em Python.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Nessa tela é possível variar a largura de pulso de  $1\mu\text{s}$  à  $500\mu\text{s}$ , o interpulso, de  $1\mu\text{s}$  à  $10\mu\text{s}$  e a frequência de  $20\text{Hz}$  a  $50\text{Hz}$ . Quando se faz a escolha dos parâmetros, o algoritmo calcula e gera os sinais secundários s1, s2 e s3 correspondente.

#### 4.4 ESTÁGIO DE POTÊNCIA

Este estágio é constituído por um conversor tensão-corrente (V-I), um espelho de corrente de Wilson e uma ponte H.

Neste estágio, define-se se o eletroestimulador muscular será de tensão ou de corrente. Comercialmente é mais comum o estimulador por tensão. A desvantagem deste tipo de eletroestimulador é que, em virtude da impedância do tecido variar, torna-se difícil determinar a quantidade de carga aplicada ao músculo.

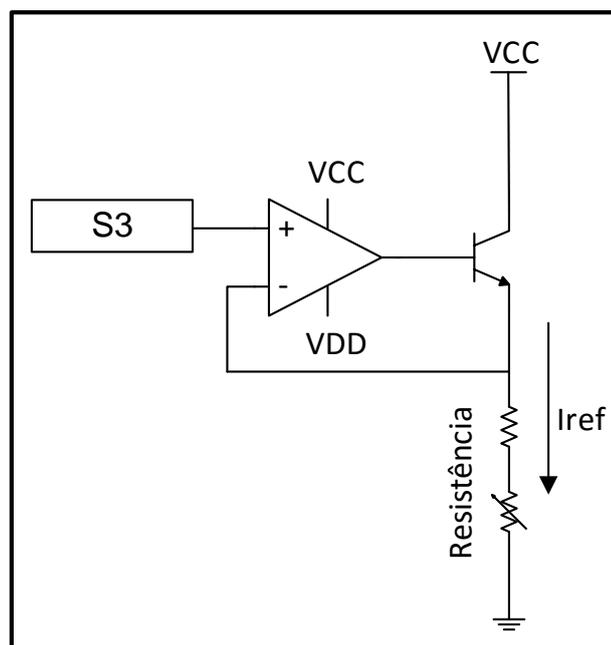
A implementação do eletroestimulador por corrente é mais complexa, mas tem uma grande vantagem, que é a possibilidade de controlar e prever a quantidade de carga aplicada no músculo, mesmo se impedância da interface eletrodo-pele sofrer alterações dentro de uma faixa tolerável. (SANCHES, 2013).

#### 4.4.1 Conversor tensão-corrente (V-I)

O sinal de saída do circuito lógico é de tensão e como neste trabalho optou-se por estimular o músculo com sinais de corrente, houve a necessidade de converter o sinal gerado para um sinal de corrente por meio de um conversor V-I (Tensão – Corrente) com retroalimentação negativa como utilizado por (HAN-CHAG, 2002; SANCHES, 2013).

O conversor é constituído por um amplificador operacional, um transistor bipolar de junção, um resistor e um potenciômetro, como ilustrado na Figura 21.

**Figura 21-** Circuito do conversor tensão-corrente.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

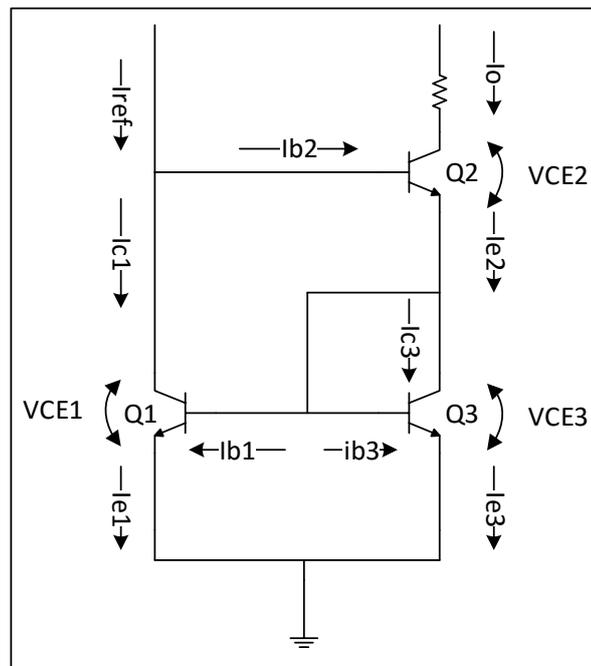
O conversor determina a corrente ( $i_{ref}$ ) no espelho. Esta corrente é imposta sobre a ponte H e, conseqüentemente, no eletrodo de eletroestimulação. A corrente é determinada por:

$$i_{ref} \cong \frac{s^3(v)}{\text{resist\^encia}} \quad (2)$$

#### 4.4.2 Espelho de corrente de Wilson

Neste est\u00e1gio utilizou-se a estrutura do espelho de corrente de Wilson, como ilustrado na Figura 22.

**Figura 22-** Espelho de corrente de Wilson.



Fonte: Elabora\u00e7\u00e3o do pr\u00f3prio autor.

\u00c9 basicamente constitu\u00eddo por tr\u00eas transistores bipolares de jun\u00e7\u00e3o (Q1, Q2, Q3). A corrente imposta no ramo de Q1 \u00e9 refletida no outro ramo do espelho, em Q2 e Q3, justamente onde estar\u00e1 a carga a ser estimulada.

Desta forma, mesmo que houver uma varia\u00e7\u00e3o no valor da resist\u00eancia entre o eletrodo e a pele, a corrente desejada ser\u00e1 aplicada, pois independe desta resist\u00eancia.

Cabe ressaltar que a variação tem seus limites e estes dependerão do projeto realizado, neste caso até  $1k2\Omega$ , como mencionado em (SANCHES, 2013).

Utilizando a lei de corrente de Kirchhoff, para o emissor de Q2 obtém-se a equação 3.

$$ie_2 = ic_3 + ib_3 + ib_1 \quad (3)$$

Fazendo uso da relação entre as correntes de base e as correntes de coletor, tem-se:

$$ie_2 = ic_3 \left(1 + \frac{1}{\beta}\right) + \frac{ic_1}{\beta} \quad (4)$$

Supondo-se que os três transistores têm as mesmas características, tem-se:

$$Vbe_1 = Vbe_3 \quad (5)$$

$$\beta_1 = \beta_2 = \beta_3 \quad (6)$$

Com transistores idênticos, a corrente de realimentação no ramo do espelho é dividida na mesma proporção entre as bases de Q1 e Q3, o que significa que as correntes de coletor nestes transistores são iguais.

$$ic_1 = ic_3 \quad (7)$$

Fazendo substituição da equação (7) em (4) tem-se

$$ie_2 = ic_3 \left(1 + \frac{2}{\beta}\right) \quad (8)$$

A corrente de coletor em Q2 é

$$ic_2 = \frac{ie_2\beta}{\beta+1} = \frac{ic_3(1+\frac{2}{\beta})\beta}{\beta+1} \quad (9)$$

Isolando  $ic_3$  obtém-se:

$$ic_3 = \frac{ic_2}{\frac{(1+\frac{2}{\beta})}{1+\beta}} = ic_2 \frac{\beta+1}{\beta+2} \quad (10)$$

Somando as correntes na base de Q2 tem-se:

$$ic_1 = i_{ref} - \frac{ic_2}{\beta} \quad (11)$$

Como  $ic_1 = ic_3$ , e substituindo a equação 10 na equação 12 tem-se:

$$i_{c2} = \beta i_{ref} - \frac{\beta(\beta+1)}{\beta+2} i_{c2} \quad (12)$$

Isolando  $i_{c2}$  tem-se:

$$i_{c2} = \left(1 - \frac{2}{\beta^2 + 2\beta + 2}\right) i_{ref} \quad (13)$$

Pode-se observar que, na equação 14 o  $\beta$  tem pouco efeito sobre  $i_{c2}$  devido a (SAVANT, 1992)

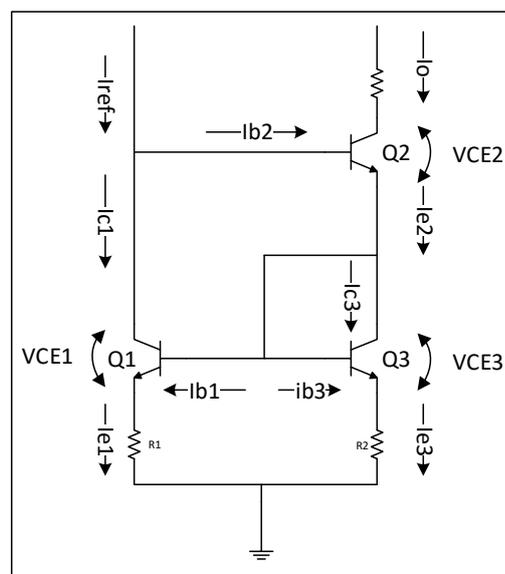
$$\frac{2}{\beta^2 + 2\beta + 2} \ll 1 \quad (14)$$

Dependendo dos níveis de tensão e correntes necessários para suprir uma carga, o uso de transistores casados é mais difícil.

Uma forma de reduzir o descasamento entre Q1 e Q2, é fazendo com que as suas correntes de emissor sejam próximas. Isto é possível adicionando uma resistência em cada braço do espelho.

Na Figura 23 pode-se observar o espelho de corrente com inserção de resistências.

**Figura 23-** Espelho de corrente de Wilson com inserção de resistências.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

O resistor  $R2$  está em série com  $1/g_{m3}$ , que representa a resistência interna do transistor, se  $R2 \gg 1/g_{m3}$ , os efeitos de  $\beta$  sobre o espelho serão minimizados,

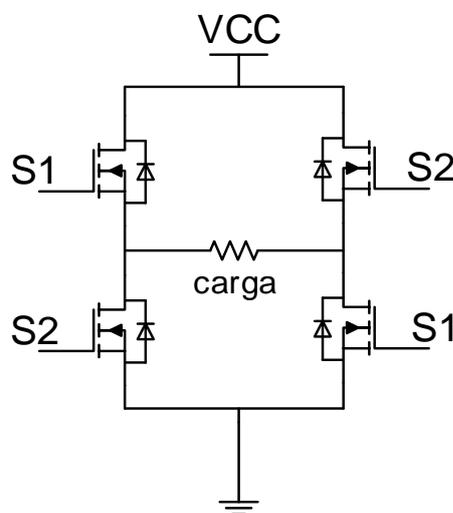
pois a resistência equivalente de  $R2 + 1/gm3$  será aproximadamente igual a  $R2$ . A mesma análise pode ser feita para o segundo braço do espelho, ou seja para  $R1$  é  $1/gm1$  (SANCHES, 2013).

Escolhendo adequadamente os valores das resistências  $R1$  e  $R2$ , os efeitos do descasamento entre  $Q1$  e  $Q3$  são minimizados.

#### 4.5 PONTE H

No estágio de potência foi utilizada a estrutura de ponte H, para formar o sinal de eletroestimulação bifásico a partir de uma fonte de alimentação contínua (DC) positiva. São utilizadas 4 chaves e elas são ativada aos pares. Na Figura 24 pode-se observar o circuito da ponte H.

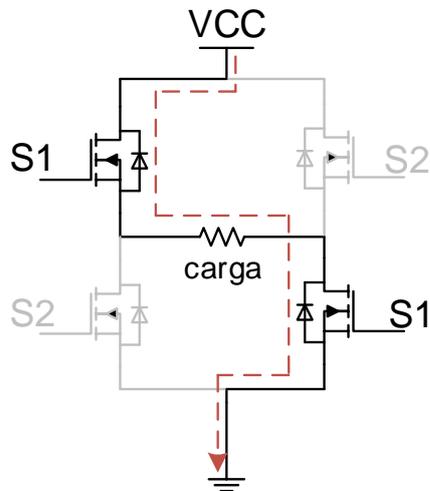
**Figura 24-** Estrutura geral de ponte H, e carga resistiva.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

A ponte H tem duas etapas de funcionamento, na primeira etapa fecham-se as chaves  $S1$ , ativadas pelo sinal secundário  $s1$ , permitindo a passagem de corrente em um sentido. Na Figura 25 pode-se observar o sentido da corrente para a primeira etapa.

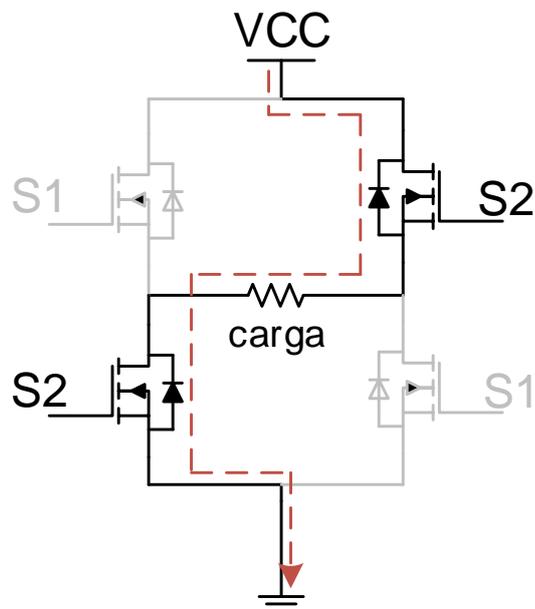
**Figura 25-** Sentido da corrente na primeira etapa de funcionamento da ponte H.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na segunda etapa, fecham-se as chaves S2, ativadas pelo sinal secundário s2, permitindo agora a passagem da corrente no sentido contrário ao anterior. Na Figura 26 pode-se observar o sentido da corrente.

**Figura 26-** Sentido da corrente na segunda etapa de funcionamento da ponte H.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

#### 4.6 CÁLCULO DA POTÊNCIA DISSIPADA E PERDAS NOS SEMICONDUTORES

Para fazer a escolha adequada de alguns componentes, e até mesmo a potência da fonte de alimentação a ser utilizada, faz-se necessário calcular a potência dissipada em alguns componentes do circuito.

Para realizar os cálculos é preciso conhecer o valor da corrente eficaz em um período do sinal de eletroestimulação muscular.

Com a equação 17 calcula-se o valor da corrente eficaz.

$$I_{ef} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T i^2 dt} \quad (17)$$

A equação 18 representa a potência dissipada pelo resistor.

$$P_{res} = i_{ef}^2 * R \quad (18)$$

A equação 19 representa a potência dissipada pelo transistor.

$$P_{tra} = V_{ce} * i_{cef} \quad (19)$$

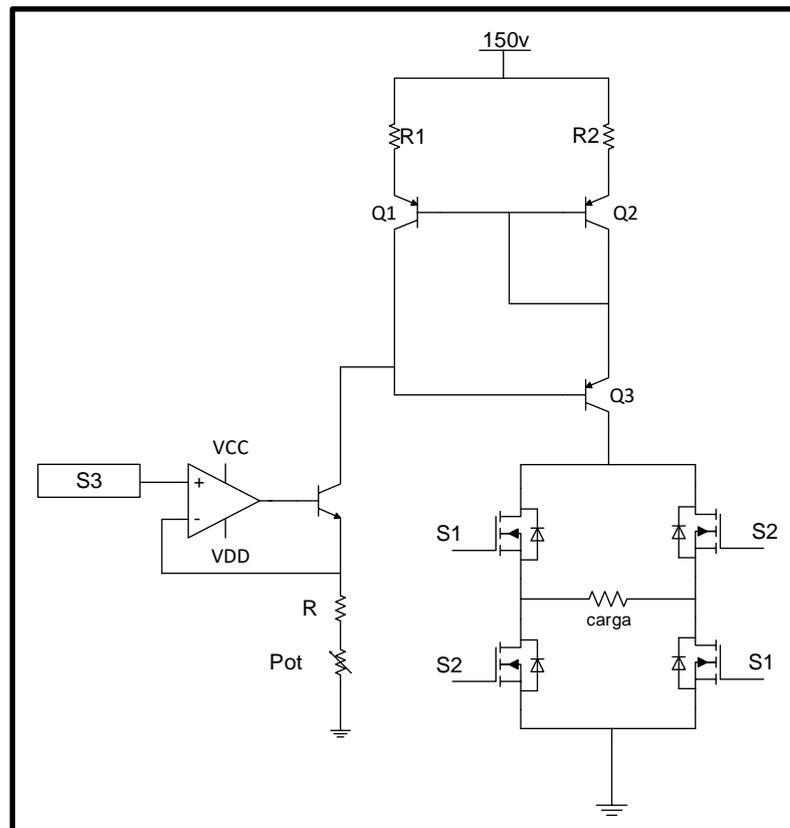
A equação 20 representa a potência dissipada pelo Mosfet.

$$P_{mos} = R_{ds_{on}} * i_{ef} \quad (20)$$

#### 4.7 ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO ELETROESTIMULADOR

Na Figura 27 é apresentado o circuito esquemático do eletroestimulador, formado pela circuito gerador de onda, o conversor tensão-corrente, o espelho de Wilson e a ponte H.

**Figura 27-** Circuito esquemático do eletroestimulador muscular.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

O circuito do eletroestimulador desenvolvido será apresentado no capítulo 5 seção 5.4.

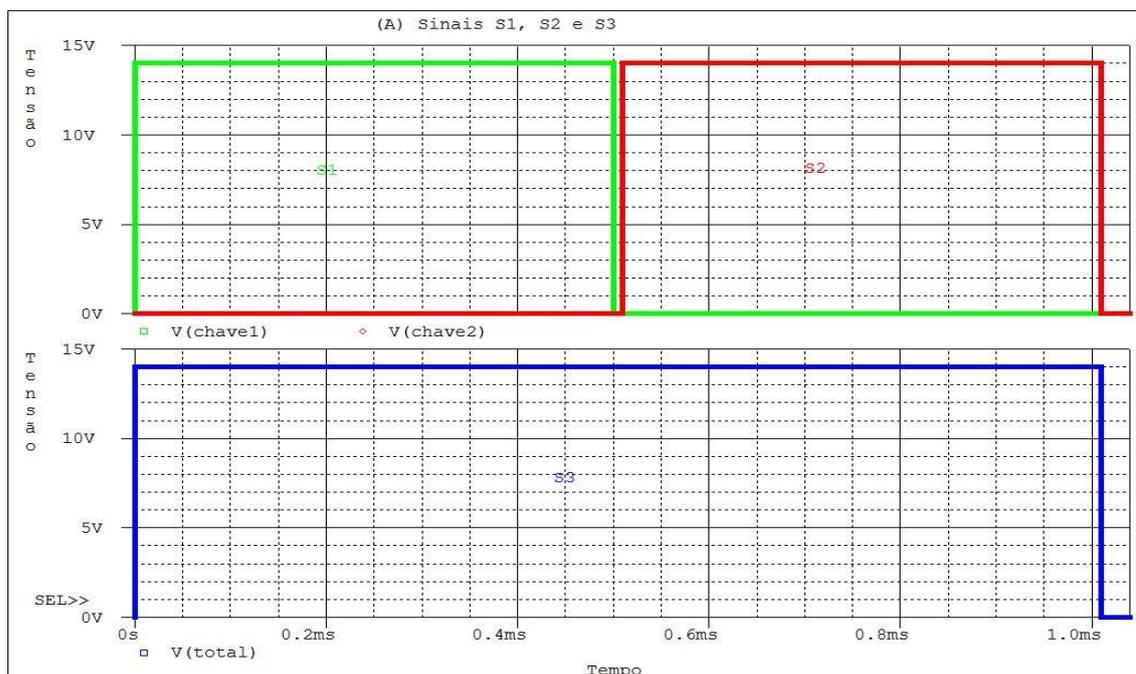
## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste tópico serão apresentados os resultados de simulações e testes práticos realizados no sistema.

### 5.1 RESPOSTA DA ETAPA DE GERAÇÃO DE ONDA

Primeiramente foram realizadas simulações dos sinais secundários s1 (verde), s2 (vermelho), (vide Figura 28), que são responsáveis pela ativação da ponte H e s3 (azul), utilizado para o controle da corrente do conversor tensão-corrente. As simulações foram feitas no OrCAD-Capture.

**Figura 28-** Sinais s1, s2 e s3 gerados em simulação.



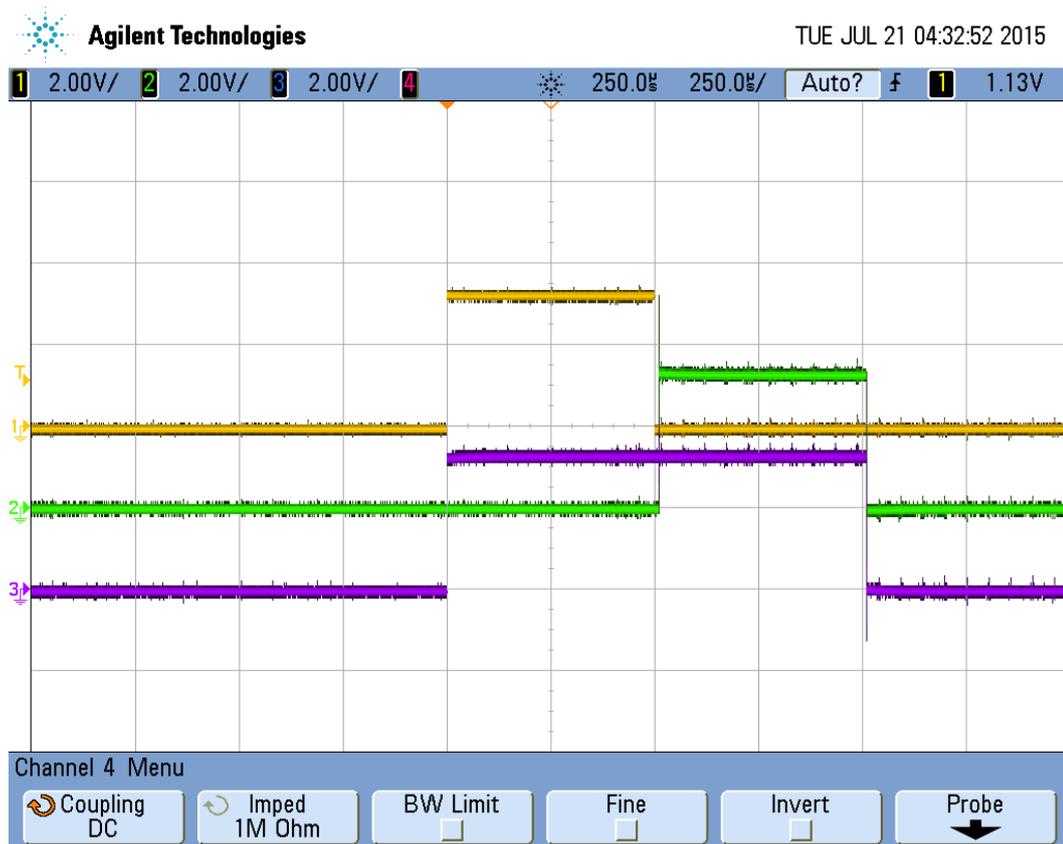
Fonte: Elaboração do próprio autor.

Para efeitos da simulação, usou-se uma largura de pulso fixa em 500  $\mu$ s, amplitude de 14 V, um interpulso de 10  $\mu$ s e uma frequência de 50 Hz.

No teste prático foram utilizados os mesmos parâmetros de largura de pulso, frequência e interpulso, mas a amplitude foi de 3,3 V, valor da saída em nível alto da

*Raspberry pi* utilizada. Na Figura 29 mostra-se a imagem capturada no osciloscópio MSO7034B da Agilent Technologies.

**Figura 29-** Sinais do eletroestimulador gerados com a *Raspberry pi*.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Tem-se o sinal s1 (amarelo), sinal s2 (verde) e s3 (violeta).

Com o quadriculado da tela e as informações, vertical e a horizontal, apresentadas na parte superior da Figura 29, é possível verificar os parâmetros dos sinais gerados. O interpulso não fica evidente nesta imagem devido a divisão horizontal estar em 250  $\mu$ s/div, e o interpulso ter 10  $\mu$ s.

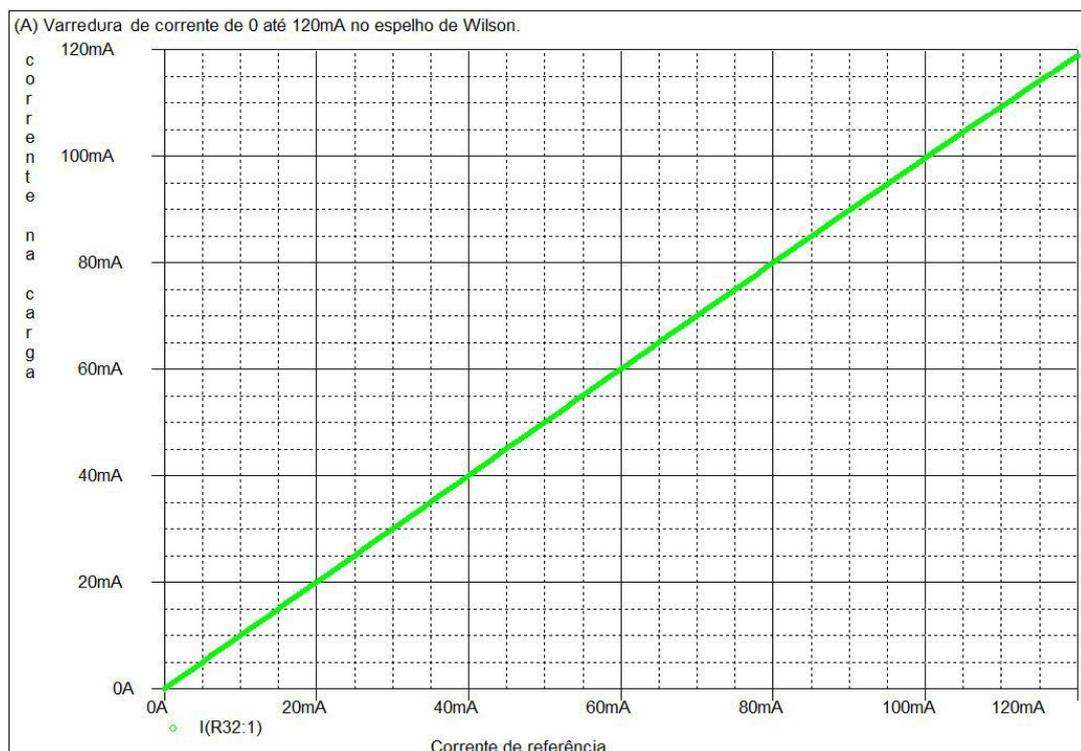
Neste trabalho utilizou-se a *Raspberry pi*, mas pode-se utilizar diversas outras tecnologias digitais para gerar os sinais secundários como microcontroladores, microprocessadores, DSP ou FPGA.

## 5.2 ESPELHO DE CORRENTE

Inicialmente foi realizada uma simulação do espelho de corrente para verificar se a corrente de referência ( $i_{ref}$ ) gerada seria espelhada na carga com precisão.

Na Figura 30 pode-se observar a resposta para uma carga de  $1K\Omega$ .

**Figura 30-** Varredura de corrente de referência e na carga do espelho.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Com se tratava de simulação, a resposta foi linear e com boa acurácia, como se esperava. Foram realizados testes para cargas de  $800\Omega$  e  $1,2\text{ k}\Omega$ . As respostas foram também lineares e com boa acurácia, é importante dizer que a faixa de impedância entre o eletrodo e a pele, utilizando-se gel condutor, pode variar de  $800\Omega$  a  $1,2\text{ k}\Omega$ .

Nas simulações, pode-se escolher componentes com características idênticas, como o ganho de corrente do transistor ( $h_{FE}$ ), o valor de resistência, entre outros parâmetros. Na prática há dificuldade nesta escolha, até mesmos em pares casados.

A diferença em determinados parâmetros, como o ganho de corrente ( $h_{FE}$ ) pode acarretar grandes erros entre a corrente de geração ( $i_{ref}$ ) e a corrente de carga.

Foi utilizado neste trabalho o espelho de corrente de Wilson com resistores nos ramos do espelho para reduzir o problema causado por diferentes ganhos de corrente dos transistores.

Foram realizados testes práticos utilizando transistores com ganhos de corrente diferentes, mas resistores de precisão de valores muito próximos. Nas tabelas 1,2 e 3, podem ser verificados os dados de três diferentes testes.

Na Tabela 1 os valores do  $h_{FE}$  dos transistores utilizados no teste 1, assim como a corrente de referência, a corrente de carga e o erro. Observa-se que como os valores do  $h_{FE}$  dos transistores são próximos, as correntes nos ramos (referência e carga) são similares, com um erro médio de 0,4%.

**Tabela 1**– Variação nas correntes de Q3 e Q4 do espelho de Wilson.

Teste 1							
$h_{FE}$ dos transistores							
Q1	396	Q2	392	Q3	35	Q4	70
I referência (mA)		I carga (mA)		Erro (%)			
48,1		48,0		0,1			
69,2		69,0		0,3			
86,4		86,3		0,2			
103,6		103,8		0,2			
115,4		113,8		1,4			

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na Tabela 2 os valores do  $h_{FE}$  dos transistores utilizados no teste 2, assim como a corrente de referência, a corrente de carga e o erro. Observa-se que como

os valores do  $h_{FE}$  dos transistores são próximos, as correntes nos ramos de referência e na carga são similares, com um erro médio de 0,7%.

**Tabela 2**– Variação nas correntes de Q3 e Q4 do espelho de Wilson.

Teste 2							
$h_{FE}$ dos transistores							
Q1	396	Q2	392	Q3	35	Q4	69
I referência (mA)		I carga (mA)		Erro (%)			
48,1		48,3		0,4			
69,2		68,8		0,7			
86,4		86,3		0,2			
103,6		103,7		0,1			
115,4		113,1		2,0			

Fonte: Elaboração do próprio autor.

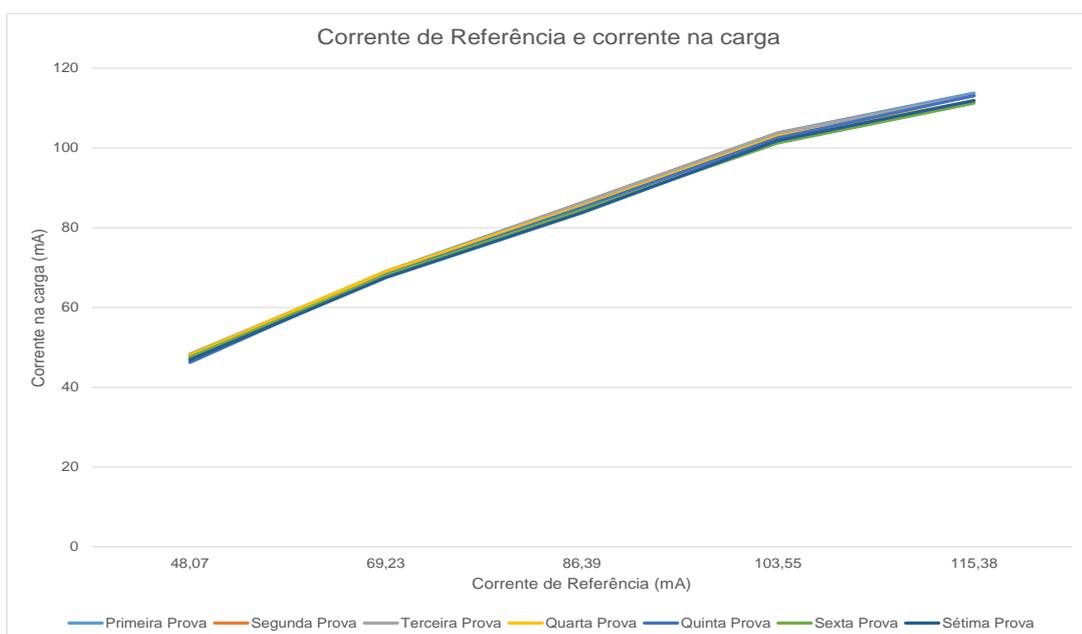
Na Tabela 3 são mostrados os valores do  $h_{FE}$  dos transistores utilizados no teste 3, bem como a corrente de referência, a corrente de carga e o erro. Observa-se que como os valores dos  $h_{FE}$  dos transistores não são próximos, houve um erro médio de 1,1% entre as correntes de referência e na carga.

**Tabela 3**– Variação nas correntes de Q3 e Q4 do espelho de Wilson.

Teste 3							
Ganho de corrente ( $h_{FE}$ ) dos transistores							
Q1	550	Q2	320	Q3	23	Q4	74
I referência (mA)		I carga (mA)		Erro (%)			
48,1		48,0		0,1			
69,2		69,0		0,3			
86,4		85,4		1,1			
103,6		102,9		0,6			
115,4		111,7		3,2			

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na Figura 31, pode-se ver os gráficos de 7 testes realizados com o espelho de corrente de Wilson, utilizando-se transistores com diferentes ganhos de corrente.

**Figura 31**- Testes de corrente no espelho de Wilson com vários transistores.

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Observa-se que os valores da corrente de referência e a corrente de carga são praticamente os mesmos, quando os transistores possuem  $h_{FE}$  com valores próximos.

### 5.3 CÁLCULO DA POTÊNCIA DISSIPADA E PERDAS NOS SEMICONDUTORES

Fazendo uso da equação 17, obtém-se o valor da corrente eficaz para a forma de onda da Figura 31.

$$i_{\text{eff}} = \sqrt{\frac{1}{20\text{m}} \int_0^{500\mu} 120\text{mA}^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{20\text{m}} \int_{510\mu}^{1010\mu} (-120\text{mA})^2 dt}$$

$$i_{\text{eff}} = 37,94\text{mA}$$

Fazendo uso das equações 18 e 19 é possível calcular a potência dissipada pelos semicondutores no tempo de eletroestimulação muscular no conversor tensão-corrente.

$$P_{\text{rsense}} = 23 * (37,94 \times 10^{-3})^2$$

$$P_{\text{rsense}} = 33,12\text{mW}$$

$$P_{Q_3} = 138 * 37,94 \times 10^{-3}$$

$$P_{Q_3} = 5,23\text{W}$$

A potência dissipada pelos semicondutores no espelho de corrente é calculada pelas equações 17 e 18.

$$P_{R_1,R_2} = 65,6 * (37,94 \times 10^{-3})^2$$

$$P_{R_1,R_2} = 94,464\text{mW}$$

$$P_{Q_1} = 0,858 * 37,94 \times 10^{-3}$$

$$P_{Q_1} = 32,5\text{mW}$$

$$P_{Q_2} = 1,7 * 37,94 \times 10^{-3}$$

$$P_{Q_2} = 64,510\text{mW}$$

$$P_{Q_4} = 11 * 37,94 \times 10^{-3}$$

$$P_{Q_4} = 417,42\text{mW}$$

A potência dissipada pelos semicondutores na ponte H é calculada por meio da equação 20.

$$P_{\text{mos}} = 1,2 * 37,94 \times 10^{-3}$$

$$P_{\text{mos}} = 45,54\text{mW}$$

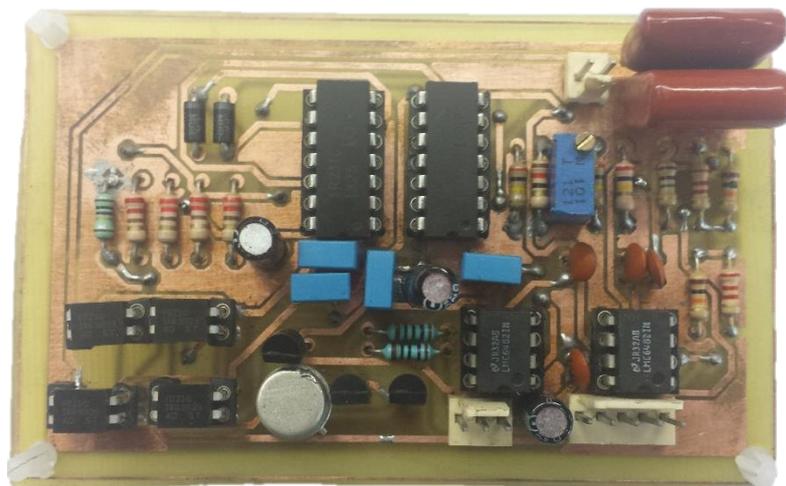
## 5.4 CIRCUITO DO ELETROESTIMULADOR IMPLEMENTADO

### 5.4.1 Circuito impresso do eletroestimulador

O circuito do estimulador elétrico funcional implementado foi aprimorado em relação ao desenvolvido por (SANCHES, 2013; JUNQUEIRA, 2011).

A principal modificação está na estrutura do formador de onda, bem como na alimentação necessária para o seu funcionamento. Nesta versão, o estimulador necessita apenas de tensões positivas, 5 V no conversor V-I, 12 V no *drive* do MOSFET e 130 V na ponte H, reduzindo assim pela metade a diferença de potencial elétrico na carga. Na Figura 32 mostra-se uma foto da placa de circuito impresso com o novo circuito implementado.

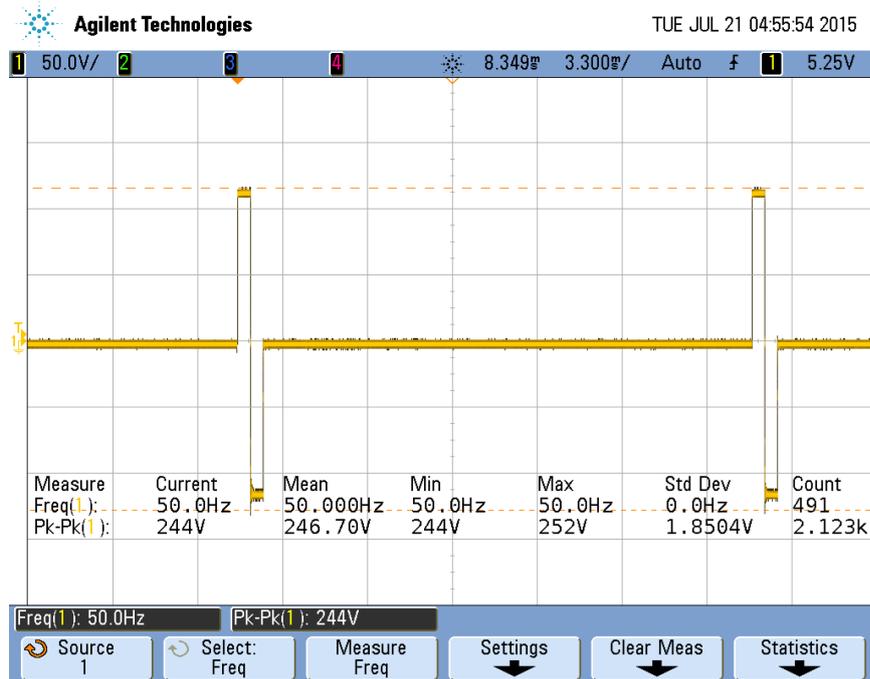
**Figura 32-** Circuito do eletroestimulador.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na Figura 33 mostra-se o sinal de eletroestimulação muscular visualizado na tela do osciloscópio. Possui largura de 500  $\mu$ s, interpulso de 10  $\mu$ s e frequência de 50 Hz.

**Figura 33-** Sinal de eletroestimulação muscular para uma carga de 1kΩ.

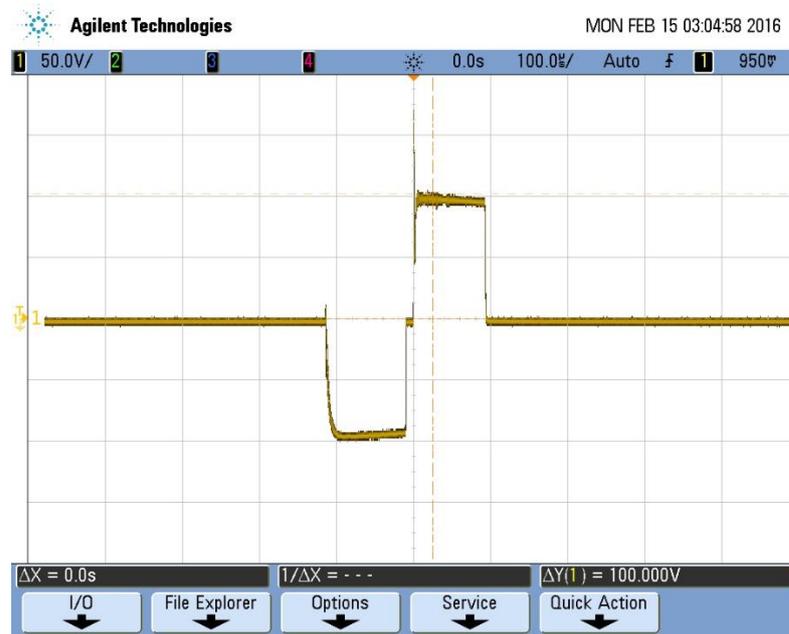


Fonte: Elaboração do próprio autor.

Foram realizados diversos testes com o circuito do estimulador. Serão apresentados apenas alguns. Todos os testes feitos foram para uma carga resistiva de 1KΩ.

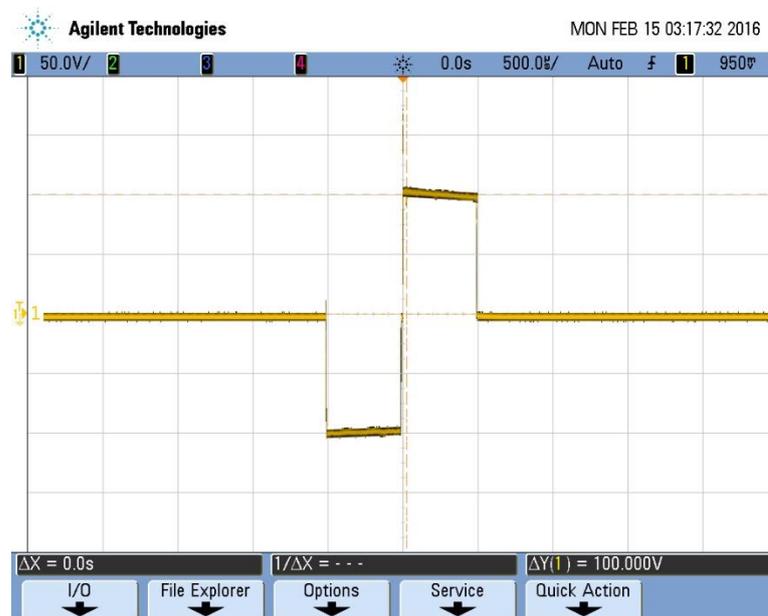
Nas Figuras 34 e 35 mostra-se sinais de corrente com amplitude de 100mA e larguras de pulso, respectivamente, de 100 μs e 500μs.

**Figura 34-** Sinal de estimulação com amplitude de 100mA e largura de pulso de 100 $\mu$ S.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

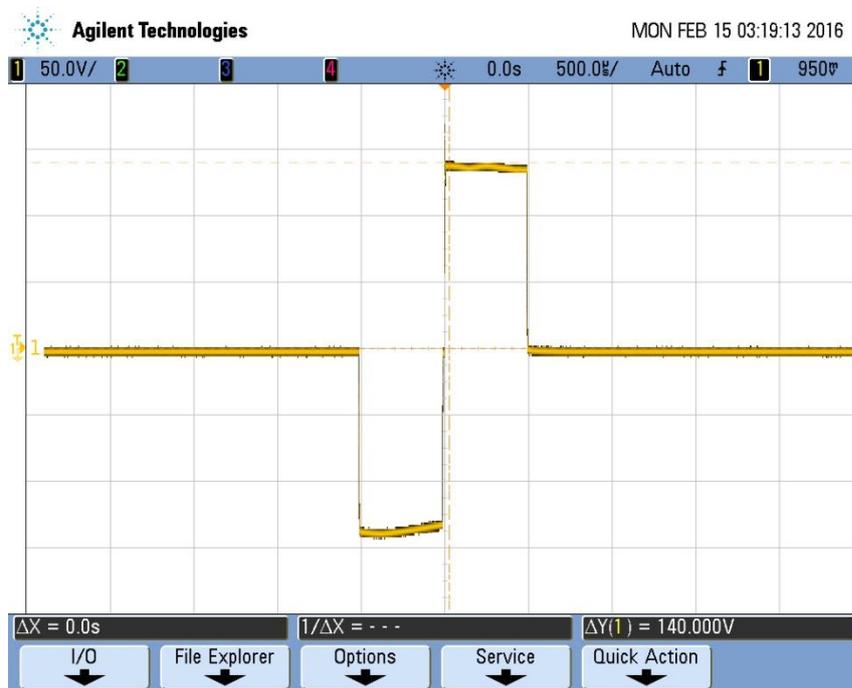
**Figura 35-** Sinal de estimulação com amplitude de 100mA e largura de pulso de 500 $\mu$ S.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

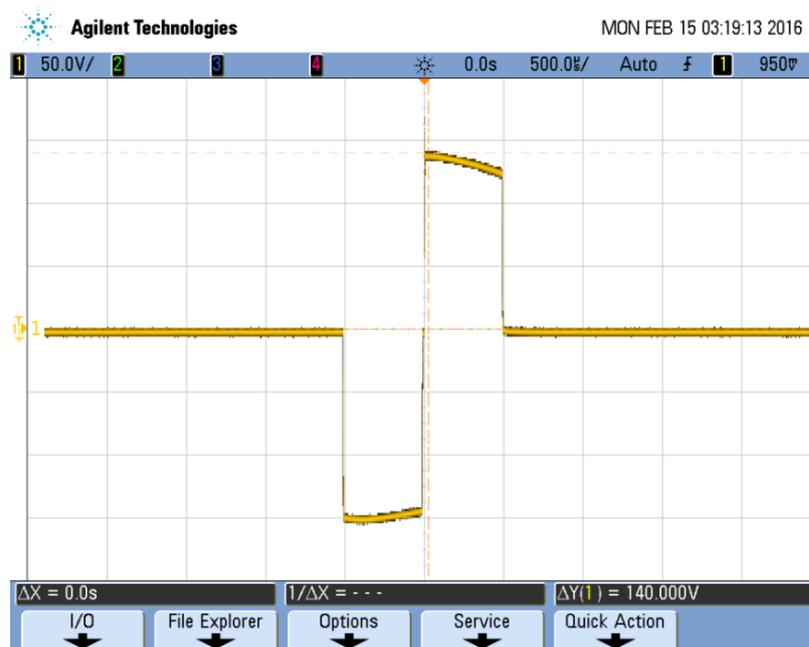
Nas Figuras 36 e 37 mostra-se sinais de corrente com amplitude de 140mA e larguras de pulso, respectivamente, de 100 $\mu$ s e 500 $\mu$ s.

**Figura 36-** Sinal de estimulação com amplitude de 140mA e largura de pulso de 100 $\mu$ S.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

**Figura 37-** Sinal de estimulação com amplitude de 140mA e largura de pulso de 500 $\mu$ S.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Nos sinais com largura de 500  $\mu\text{s}$  pode se verificar uma inclinação na parte ativa do sinal (*duty cycle*). Isto ocorre devido existir um acoplamento capacitivo em série com a carga para bloquear possíveis níveis DC.

## 6 CONCLUSÕES

Um versátil estimulador elétrico funcional que utiliza ponte H e fonte de corrente no estágio de potência foi implementado e testado com êxito no laboratório.

O novo circuito foi capaz de gerar sinais bifásicos utilizando apenas alimentação positiva. Foi suprimida a alimentação simétrica, existente em diversos outros, reduzindo pela metade a diferença de potencial elétrico no circuito de potência e tornando menos complexo o circuito de alimentação para o sistema.

O espelho de corrente mostrou-se eficiente quando aplicado em diferentes cargas e também utilizando transistores com diferentes ganhos de corrente. Isto minimiza, ou praticamente elimina, os problemas mais comuns relacionados ao descasamento dos transistores utilizados.

Embora tenha sido usada uma placa *Raspberry pi* e uma interface do usuário desenvolvida em *Python*, pode-se utilizar diversas outras tecnologias digitais para gerar os sinais, bastando ter disponível 3 saídas digitais e/ou analógicas.

O equipamento foi capaz de gerar sinais de corrente com forma de onda retangular, bifásicos, balanceados, com amplitude de até 140mA, utilizando apenas alimentação positiva.

Poderá ser utilizado na reabilitação dos membros inferiores e superiores de pacientes.

## REFERÊNCIAS

- BELTRAMINI, L. **Elementos de histologia e anatomo-fisiologia humana**. São Carlos: Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos, 1999.
- BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. São Paulo: Pearson/Prentice Hall, 2004. v. 8, 672 p.
- DAVIES, A.; BLAKELEY, A. G.; KIDD, C. **Fisiologia humana**. Porto Alegre: Artmed, 2002.
- DOWNEY, R. J. et al. Título do artigo. **Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 23, n. 6, p. 964-972, nov 2015. ISSN 1534-4320.
- EBERSTEIN, A.; EBERSTEIN, S. Electrical stimulation of denervated muscle: is it worthwhile? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, , v. 28, n. 12, p. 1463-1469, 1996.
- FARIA, C. U. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares**. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista- UNESP, Ilha Solteira, 2006.
- FERRARIN, M.; PEDOTTI, A. The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 8, n. 3, p. 342-352, set 2000. ISSN 1063-6528.
- GEDDES, L. The first stimulators. **IEEE engineering in medicine and biology magazine**, Piscataway, v. 13, p. 532--532, 1994.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA- IBGE. **Faders**. [S.l.: s.n.], 2010. Disponível em: <<http://www.portaldeacessibilidade.rs.gov.br/noticias/2128>>. Acesso em: 7 Julh 2015.
- JACOB, S. W.; FRANCONI, C. A.; LOSSOW, W. J. **Anatomia e fisiologia humana**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1982.
- JUNQUEIRA, M. et al. **Desenvolvimento de um eletroestimulador funcional de oito canais para aplicação com malha de realimentação utilizando controlador digital: eletrodiagnósticos**. [S.l.: s.n.], 2004. p. 20.
- JUNQUEIRA, M. V. N. **Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando controlador digital**. [S.l.: s.n.], 2013.
- KOVÁKS, Z. **O cérebro e sua mente: uma introdução a neurociência computacional**. São Paulo: Acadêmica, 1977.
- LIANZA. A **Estimulação elétrica funcional e reabilitação**. São Paulo: Atheneu, 1993.
- LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional electrical stimulation. **Control Systems IEEE**, Piscataway, v. 28, n. 2, p. 40-50, abr 2008. ISSN 1066-033X.
- MARTIN, P. Pesquisadores da Unicamp desenvolveram aparelhos para recuperar paraplégicos. **Jornal da Unicamp**, Campinas, 1999, p. 57-61.

MCP4821 digital-to-analog converter with internal vref and SPI interface. USA: MICROCHIP Technology,, 2010. p. 1-48. (978-1-60932-124-6).

NEMESYS. **Eletrodiagnósticos**: manual de operação quarks. 13. ed. [S.l.: s.n.], 2004. 20 p.

POPOVIC, M. R. et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. **Engineering in Medicine and Biology Magazine IEEE**, Piscataway, v. 20, p. 82--93, 2001.

RAGNARSSON, K. Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions. **Spinal Cord**, New York, v. 46, n. 4, p. 255-274, Setembro 2008.

ROBINSON, A. **Eletrofisiologia clínica**. Porto Alegre: Arned, 2001.

SANCHES, M. **Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos**. Ilha Solteira: UNESP, 2013.

SAVANT. **Disenhoo eletrônico**: circuitos y sistemas. [S.l.: s.n.], 1992.

SHARMA, N.; GREGORY, C. M.; DIXON, W. E. Predictor-based compensation for electromechanical delay during neuromuscular electrical stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 19, n. 6, p. 601-611, Dezembro 2011. ISSN 1534-4320.

SOUZA, R. R. D. **Anatomia humana**. São Paulo: Manole, 2001.

SUGIMOTO, L. Jornal da Unicamp. **Jornal da Unicamp**, 2004. Disponível em: <[http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp\\_hoje/ju/julho2004/ju258pag12.html](http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp_hoje/ju/julho2004/ju258pag12.html)>. Acesso em: 4 mar 2016.

SZETO, A. Y. J.; SAUNDERS, F. A. Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. BME-29, n. 4, p. 300-308, abr 1982. ISSN 0018-9294.

SZETO, A. Y.; FARRENKOPF, G. R. Optimization of single electrode tactile codes. **Annals of biomedical engineering**, New York, v. 20, n. 6, p. 647-665, 1992.

WILMORE, J. H. **Fisiologia do esporte e do exercício**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2001.

WU, H. X.; ZHANG, J. Y.; KANQ, H. G. An investigation on multichannel functional electrical stimulation system. In: INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1988. **Annual...** [S.l.: s.n.], 1988. v. 3, p. 1245.

ZHAN, L. et al. Muscle fatigue tracking with evoked EMG via recurrent neural network: toward personalized neuroprosthetics. **Computational Intelligence Magazine IEEE**, Piscataway, v. 9, n. 2, p. 38-46, maio 2014. ISSN 1556-603X.