



**Universidade de Brasília**

Instituto de Ciências Exatas  
Departamento de Ciência da Computação

## Módulo de Estimulador Elétrico Funcional para Elicitação de Tosse

Letícia Ribeiro Miranda

Monografia apresentada como requisito parcial  
para conclusão do Curso de Engenharia da Computação

Orientador  
Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

Brasília  
2018



**Universidade de Brasília**

Instituto de Ciências Exatas  
Departamento de Ciência da Computação

## **Módulo de Estimulador Elétrico Funcional para Elicitação de Tosse**

Letícia Ribeiro Miranda

Monografia apresentada como requisito parcial  
para conclusão do Curso de Engenharia da Computação

Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha (Orientador)  
ENE/UnB

Sylvia de Sousa Faria      Filipe Emídio Tôrres  
Universidade de Brasília    Universidade de Brasília

Prof. Dr. Ricardo Jacobi  
Coordenador do Curso de Engenharia da Computação

Brasília, 12 de julho de 2018

# Ficha Catalográfica

RL648m      Ribeiro Miranda , Leticia  
              Módulo de Estimulador Elétrico Funcional para Elicitação  
de Tosse / Leticia Ribeiro Miranda ; orientador Adson  
Ferreira da Rocha. -- Brasília, 2018.  
              30 p.

              Monografia (Graduação - Engenharia da Computação) --  
Universidade de Brasília, 2018.

              1. Estimulação Elétrica Funcional. 2. Elicitação de Tosse.  
3. Lesão Medular. 4. Insuficiência Respiratória. I. Ferreira  
da Rocha, Adson, orient. II. Título.

*Dedico este trabalho primeiramente a Deus, que com sua infinita sabedoria, foi um importante guia na minha trajetória. Aos meus pais, que não mediram esforços para me dar apoio e ao meu namorado Lucas por toda paciência, compreensão, carinho, amor e por me ajudar muitas vezes a achar soluções quando elas pareciam não aparecer.*

# Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, pois sem ele eu não teria traçado o meu caminho e feito a minha escolha pela engenharia. Aos meus pais Marluce e Leto, que com muito carinho e apoio, não mediram esforços para a realização do meu sonho. Ao meu namorado Lucas, que foi um grande parceiro ao meu lado. Aos meu irmão, madrinhas, tios, primos e avós que entenderam a minha ausência, acompanharam a minha dedicação e torceram por mim. Aos amigos e colegas que me deram o suporte necessário para chegar até aqui. A todos os professores e em especial ao meu orientador Adson, por todo apoio, atenção e dedicação para me orientar nessa monografia. Agradeço por transmitir seus conhecimentos e por ter confiado em mim, sempre estando ali me orientando e dedicando parte do seu tempo a mim.

# Resumo

A Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que 40 a 80 pessoas por milhão de habitantes possuam alguma Lesão Medular (LM). A LM é caracterizada pela ausência de sensibilidade e função muscular do nível da lesão para baixo. Lesões nos níveis cervicais e torácicos altos geralmente acarretam no comprometimento da força da musculatura respiratória. A hipotrofia dos músculos expiratórios resulta na ineficiência do mecanismo protetor da tosse responsável por promover a higiene brônquica. A incapacidade de manter as vias aéreas livres de secreções é a principal causa de falência respiratória e óbito destes pacientes. A Estimulação Elétrica Funcional (EEF) é uma técnica terapêutica consolidada que consiste na aplicação de corrente elétrica com o objetivo de promover contração semelhante ao processo de ativação muscular com propósito de restaurar alguma função corporal prejudicada ou perdida. Estudos indicam que a EEF obteve êxito no tratamento de insuficiência respiratória em pacientes com LM. Além disso, a EEF também é empregue com o intuito de retardar a atrofia e conseqüentemente, aumentar a hipertrofia dos músculos. O presente trabalho desenvolve e testa um módulo de protótipo de Estimulador Elétrico Funcional que demonstrou eficiência em fornecer corrente elétrica de baixa intensidade passível de ser empregue na elicitação de tosse em indivíduos com Lesão Medular.

**Palavras-chave:** Lesão medular. Tosse. Estimulação elétrica funcional. Insuficiência respiratória. Tetraplegia. Elicitação de tosse

# Abstract

The *World Health Organization* (WHO) estimates that 40 to 80 people per million inhabitants have some *Spinal cord injury* (SCI). SCI symptoms include lack of sensitivity, loss of muscle function below the level of the injury. Injuries on the cervical or high thoracic level often result to impairment of respiratory muscle strength. Hypothrophy of expiratory muscles results in respiratory complications and a reduced ability to cough effectively, compromising bronchial hygiene. The inability to clear the airways is the main cause of respiratory failure and death of these individuals with SCIs. *Functional Electrical Stimulation* (FES) is a therapeutic rehabilitation technique that consists on the application of electric current to promote muscle contraction similar to the process of muscular activation with the purpose of restoring some impaired or lost body function. Studies indicate that FES were successful in the treatment of respiratory failure in patients with tetraplegia. In addition, FES is also employed in order to retard atrophy and consequently, increase muscle hypertrophy. The present work develops and tests a module of prototype of Functional Electrical Stimulator that demonstrated efficiency in providing low intensity electric current that could be employed in the elicitation of cough in individuals with *Spinal cord injury*.

**Keywords:** Estimate cough. Functional electrical stimulation. Spinal cord injury. Paraplegia. Tetraplegia

# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Contextualização . . . . .	1
1.2	Definição do Problema Científico . . . . .	2
1.3	Solução Proposta . . . . .	2
1.4	Objetivos . . . . .	2
1.4.1	Objetivo Geral . . . . .	2
1.4.2	Objetivos Específicos . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Fundamentação Teórica</b>	<b>4</b>
2.1	Lesão Medular . . . . .	4
2.2	Ato Respiratório . . . . .	6
2.3	Estimulação Elétrica Funcional . . . . .	6
2.3.1	Forma de onda . . . . .	6
2.3.2	Ponto Motor . . . . .	8
2.4	Fisiologia da Contração Muscular . . . . .	9
2.5	Técnicas de Higiene Brônquica . . . . .	9
2.5.1	Comparação entre EEFT e técnicas de higiene brônquica . . . . .	10
2.6	Microcontrolador <i>MSP430F5529</i> . . . . .	10
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>12</b>
3.1	Estimulador Elétrico Neuromuscular . . . . .	12
3.1.1	Visão geral do circuito . . . . .	16
3.1.2	Componentes do Circuito . . . . .	17
3.1.3	Circuito Grampeador da Tensão Modulante . . . . .	18
3.1.4	Circuito Ativador do Relé . . . . .	19
3.2	Software do Microcontrolador . . . . .	19
3.3	Avaliação Experimental do Sistema . . . . .	21
3.4	Protótipo . . . . .	23



<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>24</b>
4.1	Protótipo . . . . .	24
<b>5</b>	<b>Conclusão</b>	<b>30</b>
5.1	Sugestão de Trabalho Futuro . . . . .	30
	<b>Referências</b>	<b>31</b>
	<b>Apêndice</b>	<b>33</b>
<b>A</b>	<b>Código do Programa</b>	<b>34</b>

# Lista de Figuras

2.1	Nível da lesão e principais sistemas afetados. . . . .	5
2.2	Duração de pulso com onda quadrada e onda de <i>burst</i> . . . . .	7
2.3	Posições dos eletrodos para estimulação elétrica funcional na região do abdômen. . . . .	8
2.4	Placa de desenvolvimento MSP430F5529 da empresa Texas Instruments. . .	11
3.1	Esquemático Eletrônico de Eletroestimulador Neuromuscular. . . . .	12
3.2	Esquemático do EEF feito utilizando software EasyEDA. . . . .	13
3.3	Trem de pulsos monofásicos de 1 ms e ciclo de trabalho de 10% gerados pela MSP430. . . . .	14
3.4	Trem de pulsos gerados pela MSP430. A frequência de <i>burst</i> é igual a 50Hz.	15
3.5	Diagrama de blocos do circuito proposto de Estimulação Elétrica Funcional.	16
3.6	Esquemático do circuito grampeador do sinal estimulatório. . . . .	18
3.7	Esquemático do circuito criado para habilitar relé protetor do sistema. . . .	19
3.8	Versão simplificada do circuito presente na Figura 3.2 criada para simulação.	21
3.9	Resultado da simulação com o sinal estimulatório grampeado em azul e a tensão sobre a carga em verde. . . . .	22
3.10	Simulação da corrente na carga. . . . .	22
3.11	Osciloscópio utilizado. . . . .	23
4.1	Sinal estimulatório gerado pela MSP430. . . . .	24
4.2	Saída do circuito grampeador de tensão para um pulso de entrada de 3 ms de largura e grampeado em 2,8V. . . . .	25
4.3	Saída do CI ISO124P para um pulso de entrada de 3 ms de largura e grampeado a 2,8V. . . . .	26
4.4	Especificações elétricas do transformador PE-65612 presentes no <i>datasheet</i> .	26
4.5	Saída do eletroestimulador utilizando o transformador PE-65612. . . . .	27
4.6	Saída do eletroestimulador utilizando o transformador PE-65612 para sinal estimulatório vindo da MSP430 com frequência igual a 100kHz. . . . .	28

4.7	Teste do transformador (6+6V para 220V) para sinal estimulatório de menor amplitude. . . . .	28
4.8	Protótipo do circuito montado para testes. . . . .	29

# Lista de Tabelas

2.1 Tipos de aplicação da EEF . . . . .	6
3.1 Parâmetros do Sinal Estimulatório. . . . .	14

# Lista de Símbolos

**BIPAP** Pressão Positiva de Dois Níveis em Vias Aéreas (do inglês *Bilevel Positive Airway Pressure*).

**CPAP** Pressão Positiva Contínua em Vias Aéreas (do inglês *Continuous Positive Airway Pressure*).

**DMA** Acesso Direto à Memória (do inglês *Direct Memory Access*).

**EEF** Estimulação Elétrica Funcional.

**EEFT** Estimulação Elétrica Funcional Transcutânea.

**FES** *Functional Electrical Stimulation*.

**GND** Referencial de Terra (do inglês *Ground*).

**LM** Lesão Medular.

**ME** Medula Espinhal.

**OMS** Organização Mundial da Saúde.

**PAM** Modulação de Amplitude de Pulso (do inglês *Pulse Amplitude Modulation*).

**PWM** Modulação de Largura de Pulso (do inglês *Pulse Width Modulation*).

**SCI** *Spinal cord injury*.

**SNC** Sistema Nervoso Central.

**SNP** Sistema Nervoso Periférico.

**TP** Trem de pulsos (*burst*).

**VNI** Ventilação Não Invasiva.

**WHO** *World Health Organization.*

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Contextualização

A Medula Espinhal (ME) é um órgão do Sistema Nervoso Central (SNC) composto por 31 segmentos nervosos, onde mais de 120 músculos estão enervados [1]. A Lesão Medular (LM) é um dano na ME que causa alterações temporárias ou permanentes no funcionamento da mesma. Os sintomas abrangem perda de sensibilidade, da função muscular, paralisia, dormência e incontinência do nível da lesão para baixo. As complicações podem incluir atrofia muscular, úlceras de pressão, infecções e problemas respiratórios [2].

Indivíduos com lesões ocorridas acima dos segmentos da coluna cervical C3, C4 e C5 ou níveis torácicos médio e alto frequentemente apresentam debilidade ou atrofia da musculatura abdominal, o que acarreta na diminuição da capacidade respiratória e tosse ineficaz [3]. A capacidade de eliminar as secreções das vias aéreas é reduzida, resultando em maior incidência de atelectasias ou colapso pulmonar e pneumonias. As complicações respiratórias e infecções no trato respiratório continuam a ser uma das principais causas de morte em pessoas com LM [4].

O ato respiratório se divide em dois estágios: inspiração e expiração. Os principais músculos inspiratórios são o diafragma e os intercostais externos. Na expiração atuam os músculos abdominais e os intercostais internos [5]. A inexistência de ação voluntária destes músculos prejudica o evento de tosse, ocasionando no acúmulo progressivo de secreções no organismo agravando a possibilidade do indivíduo desenvolver complicações respiratórias [6] [3].

O mecanismo de tosse é resultado de um complexo reflexo iniciado com ativação dos receptores das vias aéreas por estímulos irritantes, sendo um importante mecanismo de defesa pulmonar [7].

A fisioterapia tem a estimulação elétrica como uma técnica consolidada utilizada na reabilitação neuromuscular, sendo considerada uma modalidade útil de assistência à con-

tração muscular e fortalecimento de músculos paralisados em indivíduos que apresentam dificuldade na realização do exercício voluntário através da aplicação de correntes elétricas de baixa intensidade no paciente [8].

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) tem sido usada há muitos anos por fisioterapeutas para retardar a atrofia no músculo desprovido de sensibilidade e para manter ou melhorar a hipertrofia muscular. Estudos realizados durante um período de 8 semanas relatam um aumento de 58% de força abdominal e 100% de resistência abdominal [9].

## 1.2 Definição do Problema Científico

Estima-se que mais de 200 mil brasileiros são acometidos por alguma distrofia muscular grave e incapacitante [10] [11]. Tais indivíduos apresentam geralmente debilidade da musculatura abdominal, o que resulta no comprometimento do sistema respiratório. O ato da tosse é essencial ao organismo, pois, promove a retirada de secreções e corpos estranhos dos brônquios e traqueia, sendo um mecanismo de defesa contra obstruções das vias aéreas.

Técnicas de reabilitação como *air stacking* (empilhamento de ar) [12] e tosse mecanicamente assistida [13] tem sido eficazes ao induzir a tosse em pacientes com insuficiência respiratória. Porém, essas técnicas são de difícil acesso, pois requerem acompanhamento de um profissional ou equipamento de alto custo.

## 1.3 Solução Proposta

Visando a criação de um dispositivo eficiente e de baixo custo, foi proposto o desenvolvimento de um protótipo que é formado por um circuito de Estimulação Elétrica Funcional (EEF) acoplado ao microcontrolador MSP430. O microcontrolador gera o sinal estimulatório de baixa amplitude que será a entrada do circuito de EEF que tem como finalidade promover a contração da musculatura abdominal induzindo a desobstrução das vias aéreas.

## 1.4 Objetivos

### 1.4.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema acessível e de baixo custo de estimulador elétrico funcional com a finalidade de promover a contração



dos músculos abdominais em pacientes com LM produzindo assim, um evento de tosse que se assemelha ao fisiológico.

### **1.4.2 Objetivos Específicos**

- Projetar um circuito de estimulação elétrica funcional;
- Desenvolver o código utilizado pelo microcontrolador para gerar o sinal estimulatório;
- Construir um protótipo do módulo de Estimulador Elétrico Funcional;
- Testar o circuito a fim de validar o funcionamento do mesmo;
- Construir um sistema de baixo custo tendo em vista o alto preço e baixa acessibilidade dos aparelhos elicitadores de tosse presentes no mercado.

# Capítulo 2

## Fundamentação Teórica

### 2.1 Lesão Medular

A Medula Espinhal (ME) é uma massa de tecido nervoso que conecta o cérebro ao corpo tendo como função transmitir os impulsos do Sistema Nervoso Central (SNC) para as outras partes do corpo devido ao Sistema Nervoso Periférico (SNP) [14].

Uma lesão na medula espinhal pode interromper de forma parcial ou completa as comunicações entre o cérebro e o corpo, levando a uma perda de controle sobre sistemas neuromusculares intactos [1].

Dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) retratam que todos os anos, em todo o mundo, entre 250 000 e 500 000 pessoas sofrem uma Lesão Medular (LM) [15]. Além disso, indivíduos com lesão na medula espinhal têm duas a cinco vezes mais chances de morrer prematuramente do que pessoas sem lesão medular [15].

As lesões na medula espinhal podem ser classificadas em traumáticas ou não-traumáticas, sendo em sua grande maioria resultantes de um trauma físico como acidentes de carro, tiros, quedas, etc. As LMs são tipicamente classificadas nas categorias funcionais:

- **Tetraplegia:** resultam de danos na medula espinhal cervical, produzindo graus variados de paralisia de todos os membros. Indivíduos com tetraplegia possuem dificuldades no controle da bexiga e do intestino, na respiração e outras funções rotineiras. Quanto mais alta for a lesão na medula espinhal cervical, mais severos serão os sintomas [1].
- **Paraplegia:** ocorre quando há perda de sensibilidade e movimento na metade inferior do corpo, incluindo as pernas. São o produto de danos à medula espinhal torácica. Assim como na tetraplegia, as lesões geralmente são mais graves quando estão mais próximas da vértebra superior [1].

Ademais, as lesões podem ocorrer em qualquer nível da medula, podendo ser:

- Completa: ocorre perda total de função motora e sensorial abaixo da lesão [14];
- Incompleta: alguns sinais nervosos são capazes de passar pela área lesada da medula, havendo assim preservação da função motora ou sensitiva abaixo do nível da lesão na medula espinhal [14].

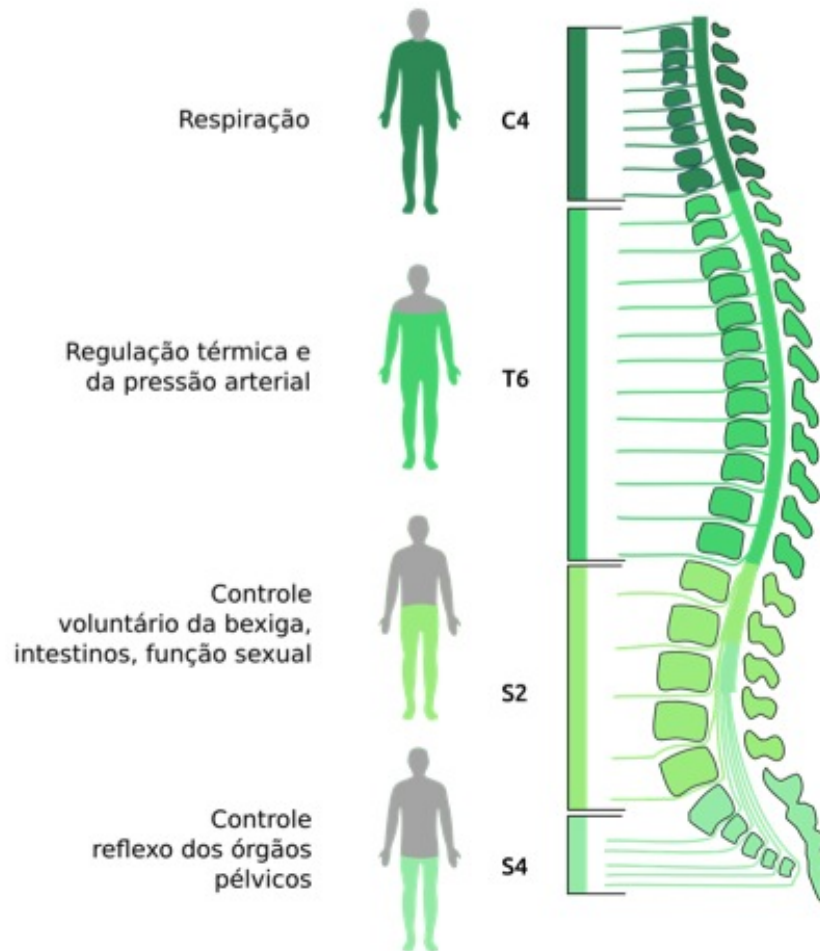


Figura 2.1: Nível da lesão e principais sistemas afetados (Fonte: [16]).

A Figura 2.1 apresenta os principais sistemas afetados dependendo do nível da lesão. Segundo as Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular do Ministério da Saúde, "estima-se que ocorram a cada ano no país, mais de 10 mil novos casos de lesão medular, o que representa uma incidência muito elevada quando comparada com outros países" [11].

## 2.2 Ato Respiratório

Durante a respiração, vários músculos são contraídos para movimentar a caixa torácica e possibilitar a inspiração e a expiração. Essa contração se dá de forma coordenada e ritmada, constituindo um sistema semelhante a uma bomba [6].

Ao tossir, cantar, tocar um instrumento, assoprar um balão a expiração é forçada, sendo nestes casos imprescindível a contração dos intercostais internos e abdômen para empurrar o diafragma para sua posição inicial [6]. Já a expiração em repouso não requisita nenhum músculo para tal movimento [5].

Como os intercostais internos e o abdômen são incumbidos de promover a expiração forçada, caso haja ausência de função motora na região abdominal amplifica-se o nível de esforço realizado ao tossir, aumentando o risco de pneumonia e outras infecções devido ao acúmulo de secreções [6].

## 2.3 Estimulação Elétrica Funcional

A estimulação elétrica é uma técnica muito consolidada, tendo sido praticada há mais de 200 anos na fisioterapia como forma de reabilitação no tratamento de pacientes com LM [8].

A denominação “estimulação elétrica funcional” (EEF ou FES - acrônimo do inglês *functional electrical stimulation*) se refere à utilização de equipamentos que geram corrente elétrica para estimulação no nível motor com a finalidade de produzir uma função corpórea [17]. A Estimulação Elétrica Funcional Transcutânea (EEFT) é um mecanismo terapêutico não invasivo que consiste na aplicação de corrente elétrica através de eletrodos posicionados na superfície da pele [17].

A Tabela 2.1 apresenta a nomenclatura utilizada dependendo do tipo de aplicação da EEF [17]:

Tabela 2.1: Tipos de aplicação da EEF

<b>Transcutânea</b>	aplicada por meio de eletrodos na superfície da pele
<b>Percutânea</b>	eletrodos posicionados abaixo da pele por meio de punção
<b>Implantada</b>	eletrodos implantados cirurgicamente

### 2.3.1 Forma de onda

De modo geral, o sinal estimulatório segue a configuração de trem de pulsos mostrado na Figura 2.2.

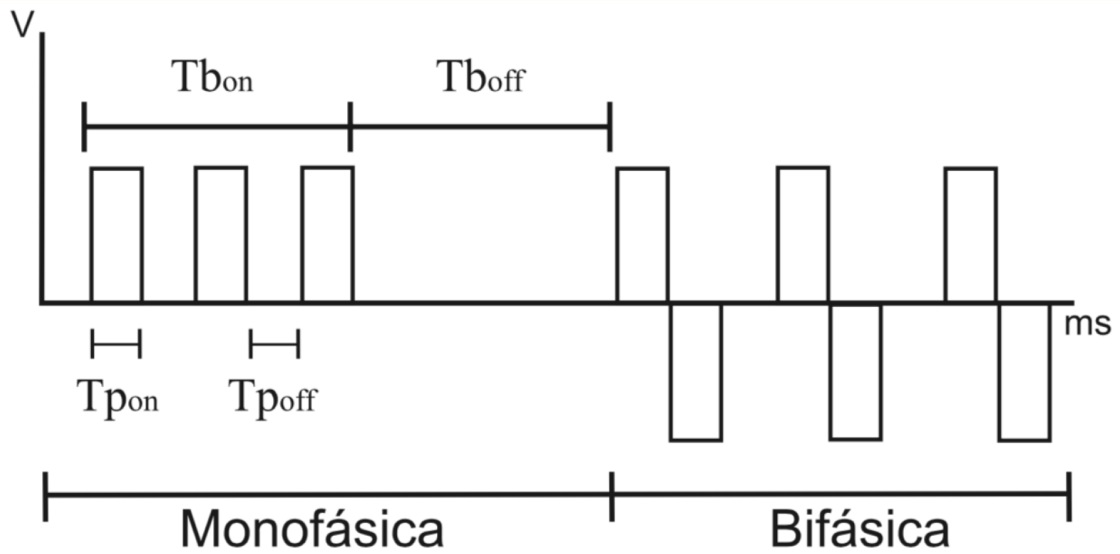


Figura 2.2: Duração de pulso com onda quadrada e onda de *burst* (Fonte: [17]).

Tempos em alta ( $T_{p_{on}}$ ) e em baixa ( $T_{p_{off}}$ ) dos pulsos em  $\mu s$  informam a frequência dos pulsos também conhecida como frequência da portadora. Os pulsos podem ser [17]:

- monofásicos: possuem apenas uma polaridade, podendo esta ser positiva ou negativa [17];
- bifásicos: possuem as duas polaridades, que são alternadas a cada pulso [17].

$T_{b_{on}}$  e  $T_{b_{off}}$  presentes na Figura 2.2 informam a duração do trem de pulsos (*burst*, em inglês) [17].

A corrente gerada para a eletroestimulação deve respeitar alguns padrões a fim de obter uma contração muscular que seja a mais similar possível da fisiológica. Para isso, controla-se os seguintes parâmetros elétricos do sinal de estimulação [6] [17]:

- Duração dos pulsos;
- Amplitude da tensão;
- Intensidade da corrente elétrica;
- Frequência dos pulsos;
- Frequência do trem de pulsos.

A modulação dos pulsos pode ocorrer através da Modulação de Amplitude de Pulso (do inglês *Pulse Amplitude Modulation*) (PAM) variando-se a amplitude ou da Modulação

de Largura de Pulso (do inglês *Pulse Width Modulation*) (PWM) variando-se a duração dos pulsos [17].

A envoltória do Trem de pulsos (*burst*) (TP) pode ser retangular, trapezoidal, senoidal, etc. A forma de onda trapezoidal apresenta fases de subida e de descida que amenizam o estímulo, produzindo uma contração similar a fisiológica [18].

Por ser um procedimento que oferece um certo risco à saúde, a eletroestimulação deve ser aplicada de maneira cautelosa por profissionais qualificados. Músculos não desejados podem ser ativados a depender da região onde o estímulo é aplicado, podendo implicar em danos à saúde como uma arritmia cardíaca [6].

### 2.3.2 Ponto Motor

O local do corpo onde se colocam os eletrodos para se obter uma contração da musculatura com a menor corrente elétrica denomina-se ponto motor [18]. A Figura 2.3 apresenta alguns exemplos de pontos motores eficazes para estimulação elétrica do abdômen presentes na literatura.

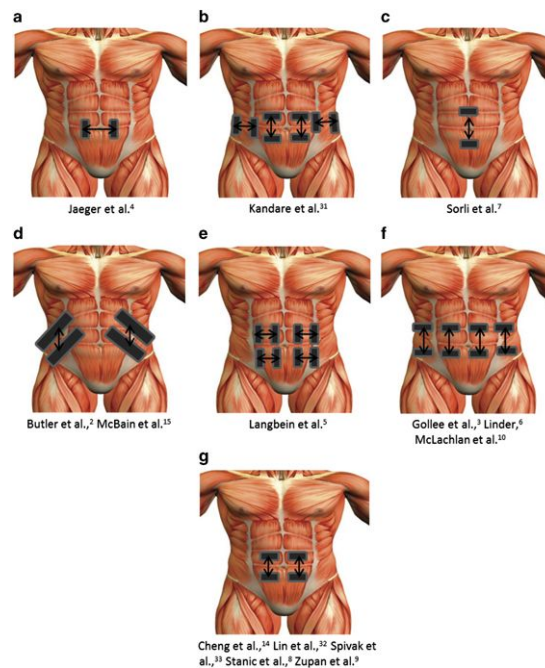


Figura 2.3: Posições dos eletrodos para estimulação elétrica funcional na região do abdômen (Fonte: [19]).

## 2.4 Fisiologia da Contração Muscular

As células musculares são especializadas em contração. Os músculos permitem movimentos como correr e também possibilitam processos corporais, como respiração.

A contração muscular é composta pelo impulso nervoso enviado do neurônio motor ao músculo, a interface entre célula nervosa e célula muscular também conhecida como transmissão sináptica e a contração das fibras musculares [20].

## 2.5 Técnicas de Higiene Brônquica

As Técnicas de Higiene Brônquica apresentadas a seguir tem como finalidade promover a eliminação de secreções retidas nas vias aéreas. Destacam-se:

- **Treinamento dos Músculos Respiratórios:** indicado para casos onde os pacientes apresentam debilidade da musculatura respiratória. São realizados exercícios com uma válvula inspiratória chamada *Threshold* que oferece certa resistência durante a respiração, promovendo o aumento de força da musculatura inspiratória. O uso de cargas excessivas pode causar fadiga da musculatura inspiratória. Estudos relatam que essa técnica proporciona melhora na qualidade de vida e diminuição das complicações respiratórias [21].
- **Flutter:** O aparelho é acoplado na boca do paciente e são realizadas expirações que promovem a vibração da esfera de metal contida dentro do equipamento. Tais vibrações serão transmitidas para os brônquios mobilizando as secreções e facilitando a expectoração [22].
- **Aspiração:** Procedimento invasivo e indolor onde há aplicação de uma sonda na traqueia do paciente visando a remoção de secreção pulmonar acumulada nas vias aéreas. Há risco de haver lesões de tecidos da mucosa da traqueia por sucção excessiva além de haver sensação de engasgo por parte do paciente durante o procedimento devido ao estímulo da sonda [23].
- **Ventilação Não Invasiva (VNI) :** Indicada para pacientes que apresentam insuficiência respiratória aguda. Utiliza-se uma máscara para realizar a conexão entre paciente e ventilador. Carece de acompanhamento de uma equipe médica. Há indícios de melhora de troca gasosa após a utilização de VNI no tratamento de pacientes com respiração insuficiente para as necessidades do organismo. A Ventilação Não Invasiva é realizada pelos aparelhos popularmente conhecidos por Pressão Positiva Contínua em Vias Aéreas (do inglês *Continuous Positive Airway Pressure*) (CPAP)

e Pressão Positiva de Dois Níveis em Vias Aéreas (do inglês *Bilevel Positive Airway Pressure*) (BIPAP) [24] [23].

### 2.5.1 Comparação entre EEFT e técnicas de higiene brônquica

A Estimulação Elétrica Funcional Transcutânea é demasiadamente efetiva na contração muscular, além de haver a possibilidade de um controle preciso de todos os seus parâmetros, destacando-se a amplitude e o tempo de estimulação. Contudo, é necessário que haja treinamento específico e cuidadoso para impedir que o músculo entre em estado de fadiga em um curto período de tempo [18].

Frequências de *burst* baixas como 10 Hz não são viáveis pois não conseguem estimular uma contração muscular eficiente. Já frequências de *burst* altas como 100 Hz contribuem para a exaustão muscular. O ciclo de trabalho dos pulsos (*duty cycle*) é um parâmetro de estimulação que pode ser variado para amenizar a fadiga muscular ocasionada pela EEFT [25] [18].

## 2.6 Microcontrolador *MSP430F5529*

A *launchpad* MSP-EXP430F5529LP presente na Figura 2.4 é um kit de desenvolvimento simples e barato para a MCU MSP430F5529 que serve para aplicações de propósito geral visando um baixo consumo de energia.

A *launchpad* possui as seguintes características:

- MCU MSP430F5529 de 16 bits;
- *Clock* de até 25 MHz;
- USB 2.0;
- 128KB de memória Flash e 8KB de memória RAM;
- Conversor analógico digital com resolução de 12 bits e 14 canais;
- Dois botões;
- Dois LEDs;
- Conector com 40 pinos;
- Módulo de Debugger eZ-FET integrado;
- Fonte de Alimentação através da interface USB;
- Duas interfaces I2C, quatro interfaces SPI e duas interfaces UART;



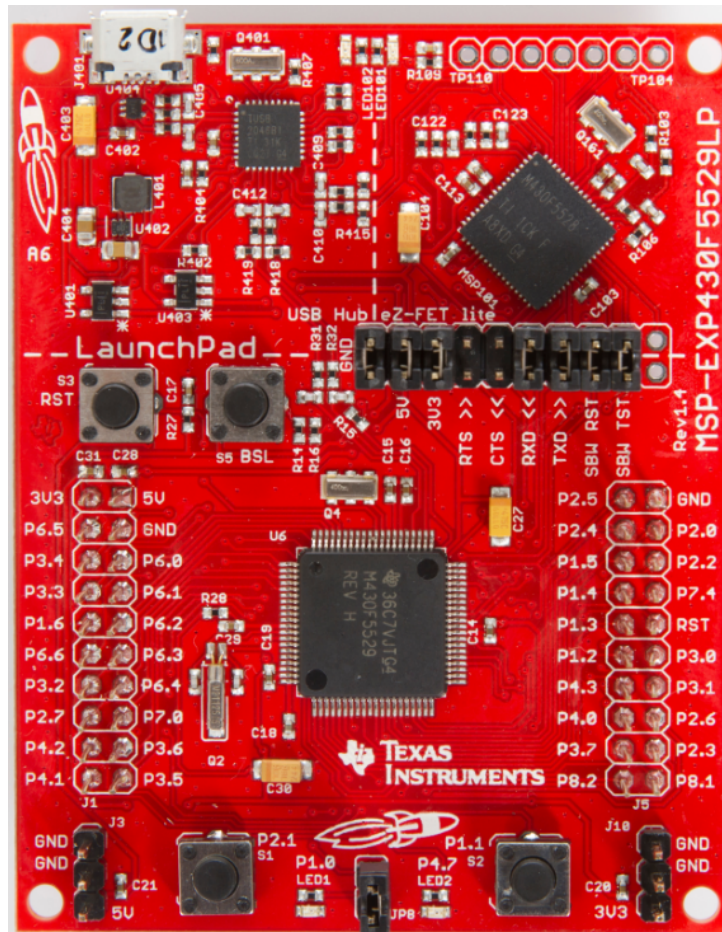


Figura 2.4: Placa de desenvolvimento MSP430F5529 da empresa Texas Instruments (Fonte: [26]).

- 4 Timers com resolução de 16 bits;
- Comparador de 12 Canais;
- Módulo de multiplicação em *hardware*;
- Módulo de Acesso Direto à Memória (do inglês *Direct Memory Access*) (DMA);
- Relógio de tempo real (RTC);

O Arduíno tem a vantagem de ser um produto barato e de fácil acesso nas lojas do Brasil além de ser de fácil aprendizado pelo fato de ter sido projetado para pessoas que não sabem programar utilizar.

Porém, o que distingue a MSP430 em relação ao Arduíno é o fato de que a placa da MSP430 é superior em robustez, capacidade de processamento, eficiência energética, sendo muito melhor que o seu concorrente do ponto de vista de desenvolvimento de um produto profissional.

# Capítulo 3

## Metodologia

### 3.1 Estimulador Elétrico Neuromuscular

O estimulador elétrico funcional criado foi baseado no eletroestimulador proposto na Figura 3.1 [27].

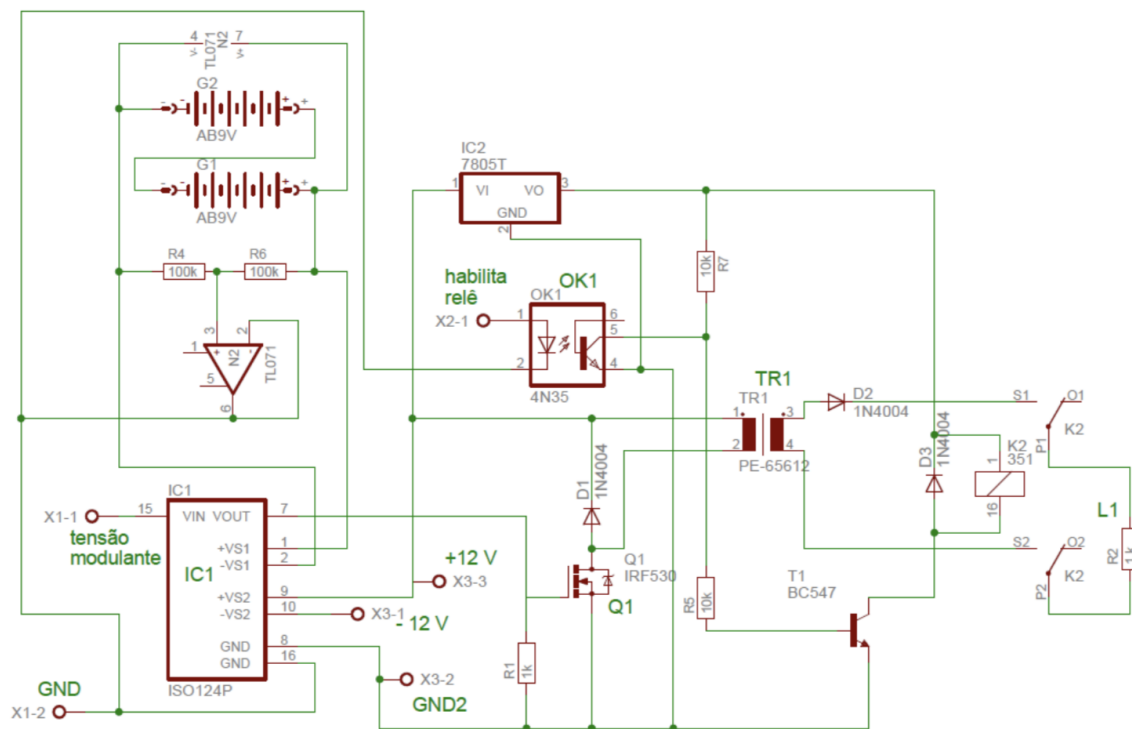


Figura 3.1: Esquemático Eletrônico de Eletroestimulador Neuromuscular (Fonte: [27]).

A versão deste trabalho é apresentada na Figura 3.2 e conta com certas adaptações:

- acréscimo de circuito para grampeamento do sinal estimulatório [6];

- relé com tensão nominal de 12VDC;
- utilização de um transformador abaixador acessível e de baixo custo configurado como transformador elevador;
- acréscimo de circuito para habilitação do relé [6];
- utilização de transistores equivalentes em razão da falta de estoque de alguns transistores do circuito proposto.

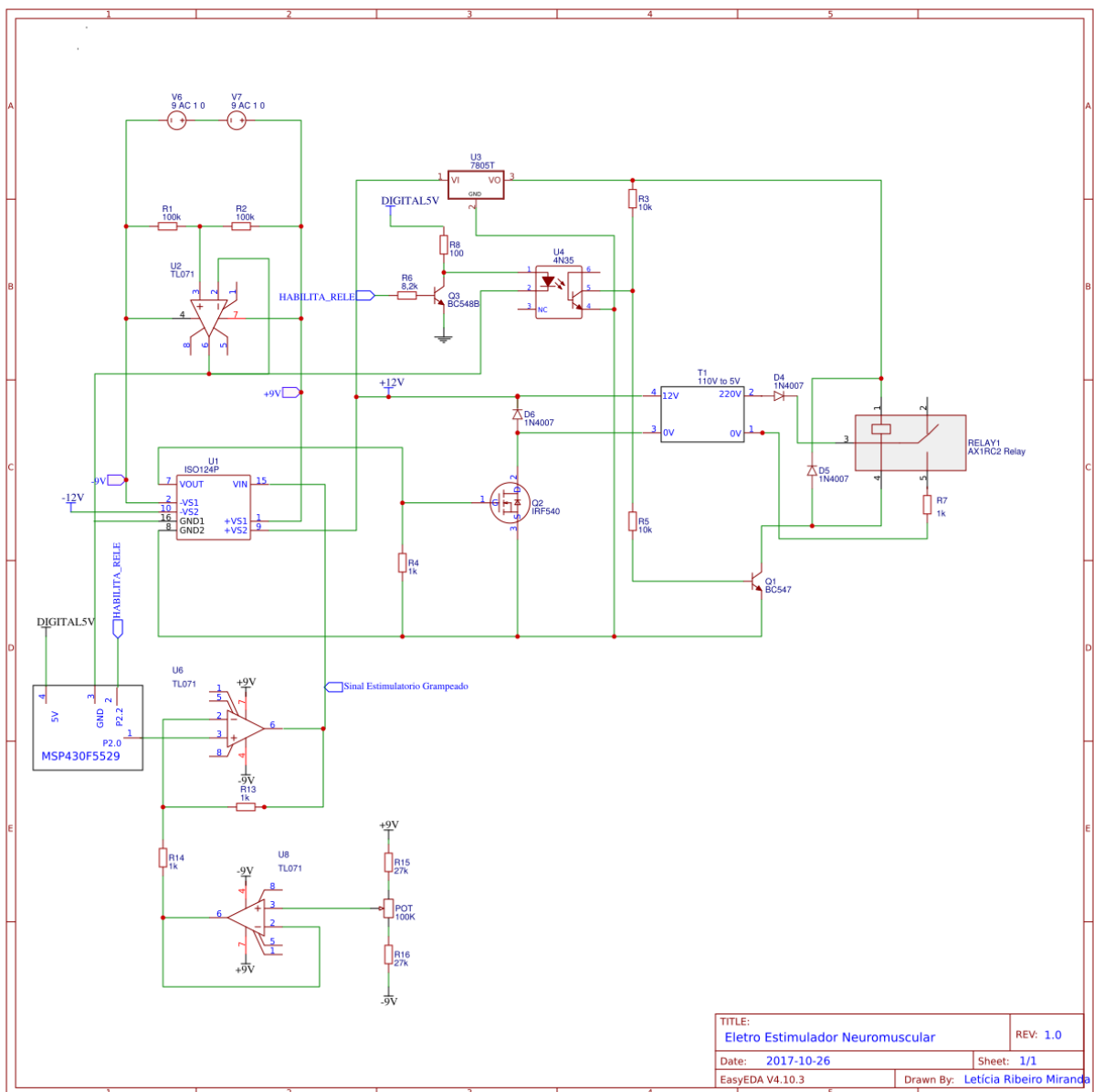


Figura 3.2: Esquemático do EEF feito utilizando software EasyEDA.

Os parâmetros escolhidos para o sinal estimulatório estão presentes na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Parâmetros do Sinal Estimulatório (Fonte: [6]).

	Forma de onda	Polaridade	Frequência	Ciclo de Trabalho
Trem de pulsos	Retangular	Monofásicos	50 Hz	15%
Pulsos	Retangular	Monofásicos	1 kHz	10%

Na Figura 3.3 é possível constatar um pulso extra de largura inferior aos demais devido a forma de funcionamento do *software* que realiza a contagem dos períodos da onda PWM, pois a saída do gerador de PWM é colocada em nível alto e somente após a execução da rotina de interrupção ela volta para nível baixo. A Figura 3.4 ilustra o trem de pulsos com os parâmetros especificados na Tabela 3.1.

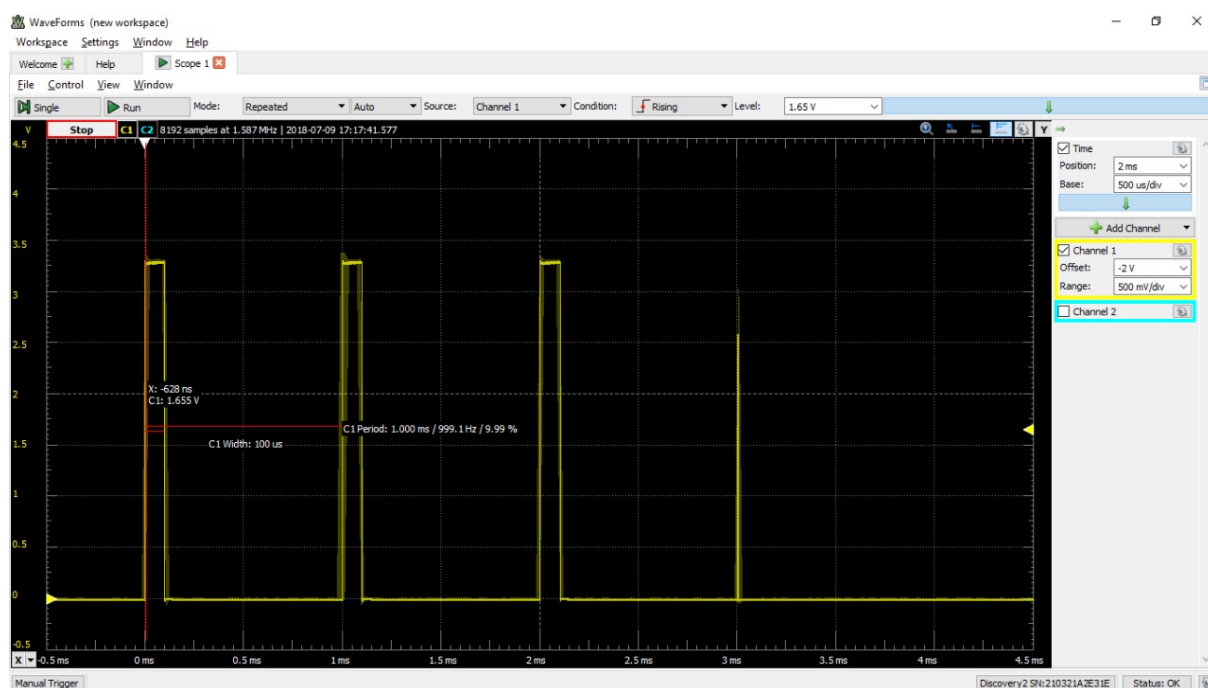


Figura 3.3: Trem de pulsos monofásicos de 1 ms e ciclo de trabalho de 10% gerados pela MSP430.

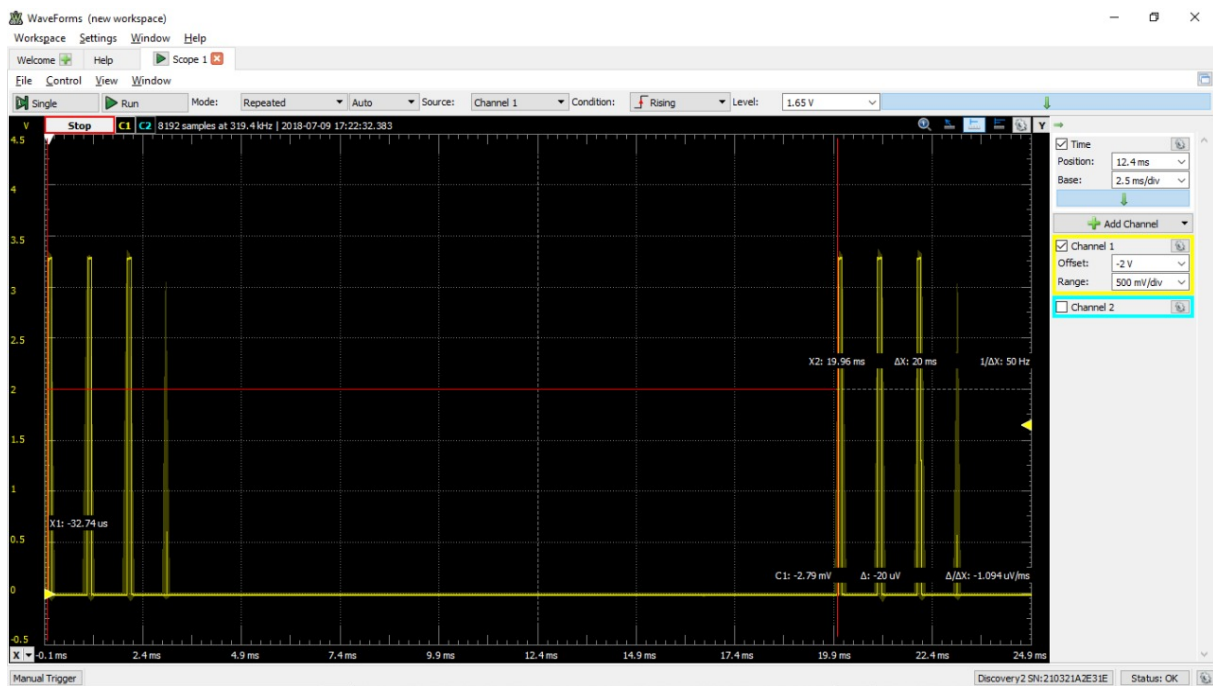


Figura 3.4: Trem de pulsos gerados pela MSP430. A frequência de *burst* é igual a 50Hz.

### 3.1.1 Visão geral do circuito

O diagrama de blocos do circuito está apresentado na Figura 3.5.

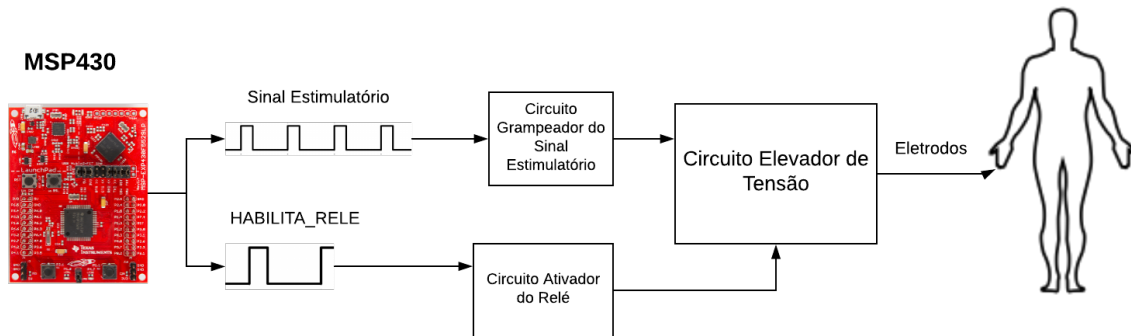


Figura 3.5: Diagrama de blocos do circuito proposto de Estimulação Elétrica Funcional.

O circuito de alimentação composto por duas baterias de 9V presente na Figura 3.2 possui um amplificador na configuração de *buffer* com divisor de tensão para fornecer um referencial de terra virtual para o sinal de entrada.

Considerando o sinal estimulatório grampeado presente na saída do ISO124P que possui formato de onda PWM, quando este se encontra em:

- Nível lógico alto: existirá uma queda de tensão entre os terminais de *gate* e *source* do mosfet Q2 suficiente para fazer com que ele atue no modo triodo. Dessa forma, gerando um potencial de 12V na entrada do transformador que por sua vez eleva essa tensão para 240V, a qual é aplicada à carga;
- Nível lógico baixo: não existirá um potencial elétrico suficiente nos terminais de *gate* e *source* do mosfet Q2 para fazer com que ele atue em modo triodo deixando-o em corte. Dessa forma, não havendo diferença de potencial nos terminais de entrada do transformador e na carga.

Considerando o sinal digital HABILITA\_RELE, quando este for igual a:

- 0V: o transistor Q3 se encontrará em estado de corte e portanto o fototransistor interno do opto-acoplador conduzirá já que existirá uma diferença de potencial igual a 5V nas suas entradas. Com isso, a corrente de base do transistor Q1 não será suficiente para que ele saia do modo de corte para o modo de saturação. Conclui-se que não haverá diferença de potencial significativa nos pinos de alimentação do RELAY1 que por sua vez não acionará a chave conectada à carga e conseqüentemente não haverá corrente na carga;

- 3.3V: o transistor Q3 conduzirá fazendo com que o fototransistor interno do optoacoplador se encontre em corte já que não haverá diferença de potencial em suas entradas. Com isso, torna-se possível a passagem de uma corrente de base suficiente para polarizar o transistor Q1 gerando uma diferença de potencial próxima de 5V entre os terminais de alimentação do RELAY1. Constata-se que o RELAY1 acionará a sua chave conectada à carga permitindo a passagem de corrente pela carga.

### 3.1.2 Componentes do Circuito

Esta seção tem como finalidade descrever o funcionamento dos principais componentes do circuito. Sendo estes:

- ISO124P - Amplificador de Isolamento de Precisão: Modulação e demodulação do *duty cycle* da onda. O sinal é transmitido digitalmente através de uma barreira capacitiva diferencial de 2 pF. Com a modulação digital, as características da barreira não afetam a integridade do sinal, resultando assim em excelente confiabilidade e boa imunidade transitória de alta frequência através da barreira.

Além disso, promove o isolamento galvânico entre entrada e saída, ou seja, isolamento de seções funcionais de sistemas elétricos para evitar o fluxo de corrente. Com esta finalidade, alimentou-se a etapa de entrada do isolador com fontes diferentes da etapa de saída utilizando baterias de 9V para tal feito.

- IRF540 - Mosfet de Potência Canal N: Uma tensão DC de polarização (bias) foi ajustada em 3V para manter o transistor um pouco abaixo do limiar de condução. Quando o transistor conduz com relação ao terra (GND2), o MOSFET tem uma resistência de condução

$$R_{DS}(ON) = 0.077\Omega$$

- PE65612 - Transformador: A amplificação do sinal de baixa para alta amplitude ocorre por meio de um transformador.
- 7805T - Regulador de Tensão: Foi utilizado no circuito para fornecer um referencial positivo de +5V em relação ao GND2.
- 4N35 - Acoplador Óptico : Relé protetor do sistema. Ativa e desativa a estimulação elétrica no paciente. Protege o circuito de picos e tensões exteriores. Utilizado também para proteger a placa MSP430 de picos de corrente vindos do circuito.

### 3.1.3 Circuito Grampeador da Tensão Modulante

O amplificador U2 presente na Figura 3.6 exerce a função de seguidor de tensão ou *buffer* não-inversor. Portanto, o sinal de tensão regulado pelo potenciômetro sairá integralmente pela porta 6. Já U1 está na configuração de amplificador não-inversor logo:

$$V_{saida} = V_{entrada} \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) - V_{potenciometro} \left(\frac{R_1}{R_2}\right) \quad (3.1)$$

$$V_{saida} = V_{entrada} \left(1 + \frac{1k}{1k}\right) - V_{potenciometro} \left(\frac{1k}{1k}\right) \quad (3.2)$$

$$V_{saida} = 2V_{entrada} - V_{potenciometro} \quad (3.3)$$

A linha base do sinal resultante é regulada através da saída de U2 ( $V_{potenciometro}$ ).

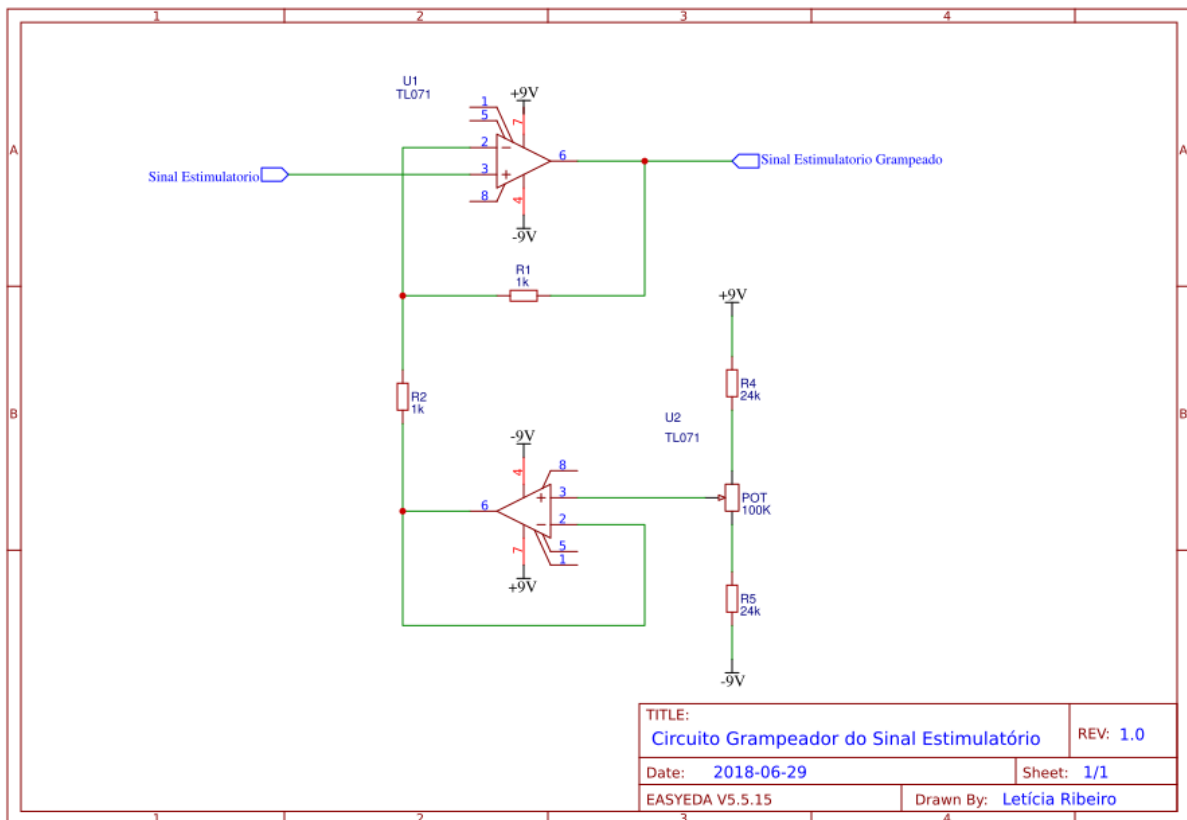


Figura 3.6: Esquemático do circuito grampeador do sinal estimulatório.

Logo, o circuito comporta-se como um amplificador não-inversor do sinal estimulatório com ganho igual a 2 e com *offset* de tensão regulado pelo potenciômetro. Considerando a Equação 3.3, o sinal grampeado iria de 2.8V a 9.4V, mas ele não chega 9.4V em nível alto



em consequência da alimentação do CI que é de -9V e +9V e ao fato do CI não alcançar uma tensão de saída tão próxima da alimentação.

### 3.1.4 Circuito Ativador do Relé

O transistor opera em modo de saturação para funcionar como uma chave. Sua saída é um sinal digital de 0 ou 5 V com finalidade de habilitar um relé protetor do sistema que pode ativar e desativar a estimulação elétrica no paciente. Além disso, a entrada do circuito é proveniente do microcontrolador MSP430 que após a leitura do sinal oriundo do sensor decide se habilita ou não a estimulação elétrica neuromuscular.

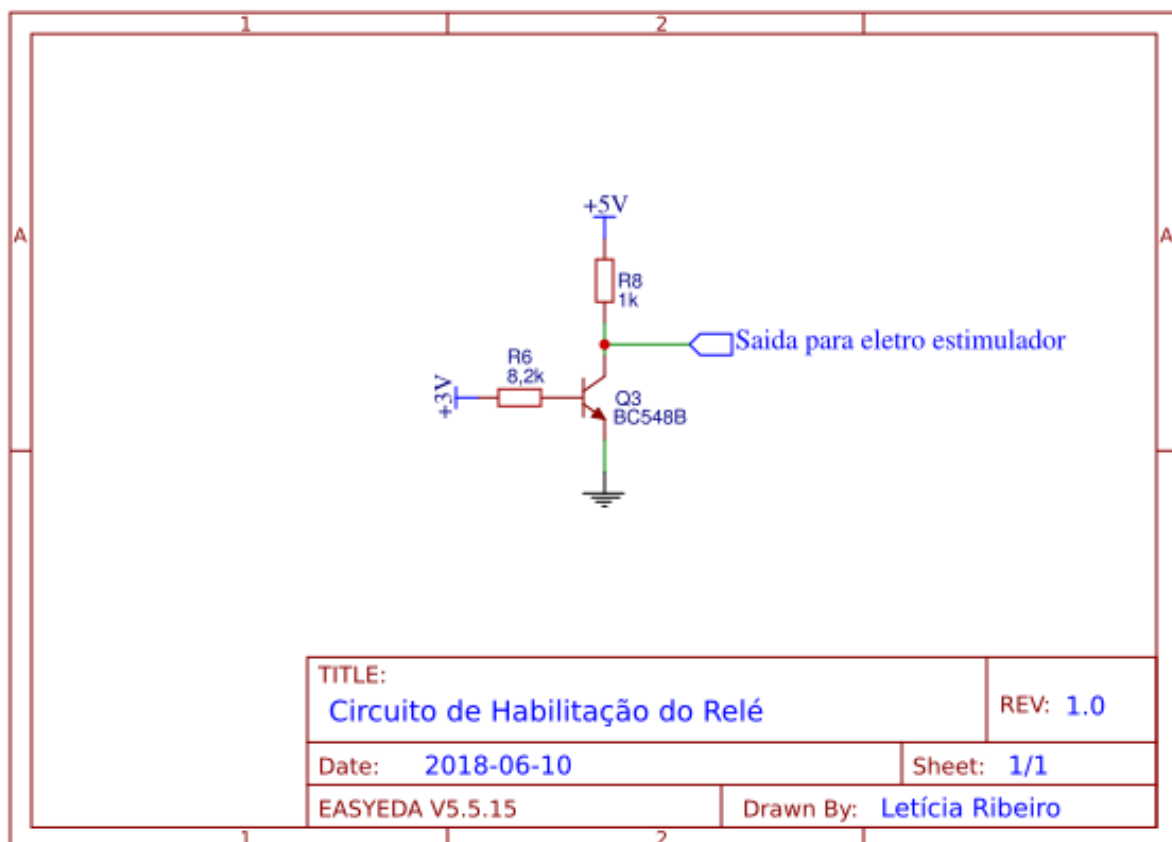


Figura 3.7: Esquemático do circuito criado para habilitar relé protetor do sistema.

## 3.2 Software do Microcontrolador

O *software* desenvolvido para o microcontrolador MSP430 exerce duas funções para o circuito de eletroestimulação. A primeira é servir o sinal estimulatório, isto é, um trem

de pulsos retangulares que é o sinal de entrada do circuito. E a segunda é fornecer o sinal digital que habilita ou desabilita o relé.

O primeiro passo executado pelo *software* é desabilitar o relógio de *Watchdog*, já que este, por padrão encontra-se em funcionamento ao iniciar o programa e precisa ser parado para não interromper o fluxo do execução.

Em seguida, é executada a subrotina responsável por configurar os 3 principais relógios utilizados pelo programa: MCLK que é o relógio utilizado pela CPU do microcontrolador, o SMCLK que é o relógio, que assim como o MCLK, funciona em frequências altas e pode ser utilizado pelos periféricos e o ACLK que é um relógio auxiliar de baixa frequência. A configuração utilizada, fez uso do modulador DCO para atingir a frequência de 16MHz a partir de um cristal externo presente na *launchpad* com frequência de 4MHz, esta então foi utilizada como fonte para o relógio MCLK. Para o relógio SMCLK, foi utilizada o cristal externo de 4MHz e um divisor por 4 para gerar dessa forma, 1MHz. Por último, o relógio ACLK utilizou como fonte um cristal externo de alta precisão também presente na *launchpad* que possui frequência de 32768Hz. Essa subrotina também faz uso de outra subrotina responsável por elevar o nível de energia consumido pelo core da MSP, para permitir trabalhar em frequências mais altas.

A próxima subrotina a ser chamada tem o papel de configurar o pino de GPIO P2.1 conectado através da *launchpad* ao botão S1.

A subrotina seguinte é similar a anterior e configura o pino de GPIO P2.2 como saída, a ser utilizado como sinal para habilitar o relé.

Nesta etapa do programa, é necessário configurar o trem de pulsos que servirá como sinal estimulatório para o circuito de eletroestimulação. A subrotina que exerce essa função possui 4 parâmetros: a frequência dos pulsos, o ciclo de trabalho, o número de pulsos e a frequência de *burst*, ou seja, a frequência de execução dos trens de pulsos. Duas instâncias do *timer* A são utilizadas por esta subrotina, a instância A1 para controlar o período e o ciclo de trabalho dos pulsos retangulares e a instância A2 para controlar a frequência de *burst*. Os *timers* A1 e A2 são configurados para utilizarem como fonte o relógio SMCLK, permitindo uma alta precisão temporal. O pino de GPIO P2.0 é configurado para utilizar como fonte o sinal vindo do comparadores do *timer* A1, que por sua vez, é configurado no modo de geração de onda PWM. Primeiramente, configura-se a frequência de *burst* através dos registradores do *timer* A2, esta não será posteriormente alterada. Em seguida, configura o *timer* A1 para gerar os pulsos quadrados iniciando um novo trem de pulsos. O número de pulsos retangulares são contados através de uma rotina de tratamento de interrupção do *timer* A1, que conta cada um dos períodos da onda PWM e ao atingir a contagem definida na subrotina, para o *timer* A1. Na rotina de tratamento de interrupção do *timer* A2, que é chamada à frequência de *burst*, é iniciado

um novo trem de pulsos.

O *loop* principal de execução do programa realiza os seguintes procedimentos: leitura do pino de GPIO conectado ao botão S1 e caso tenha sido pressionado execução da subrotina que coloca o sinal digital habilita relé em nível alto, seguido por uma espera ocupada de 300ms fazendo uso do *timer* A0, configurado para utilizar como fonte o relógio ACLK de baixa frequência e por fim execução da subrotina que coloca o sinal digital habilita rele em nível baixo.

### 3.3 Avaliação Experimental do Sistema

Uma versão simplificada do circuito presente na Figura 3.2 foi criada para simulação no software LTspice. A tensão modulante encontrada na Figura 3.8 é uma PWM com a linha base do sinal grampeada em 2,8V. Não foi possível encontrar modelo Spice do componente ISO124P para simulação do mesmo.

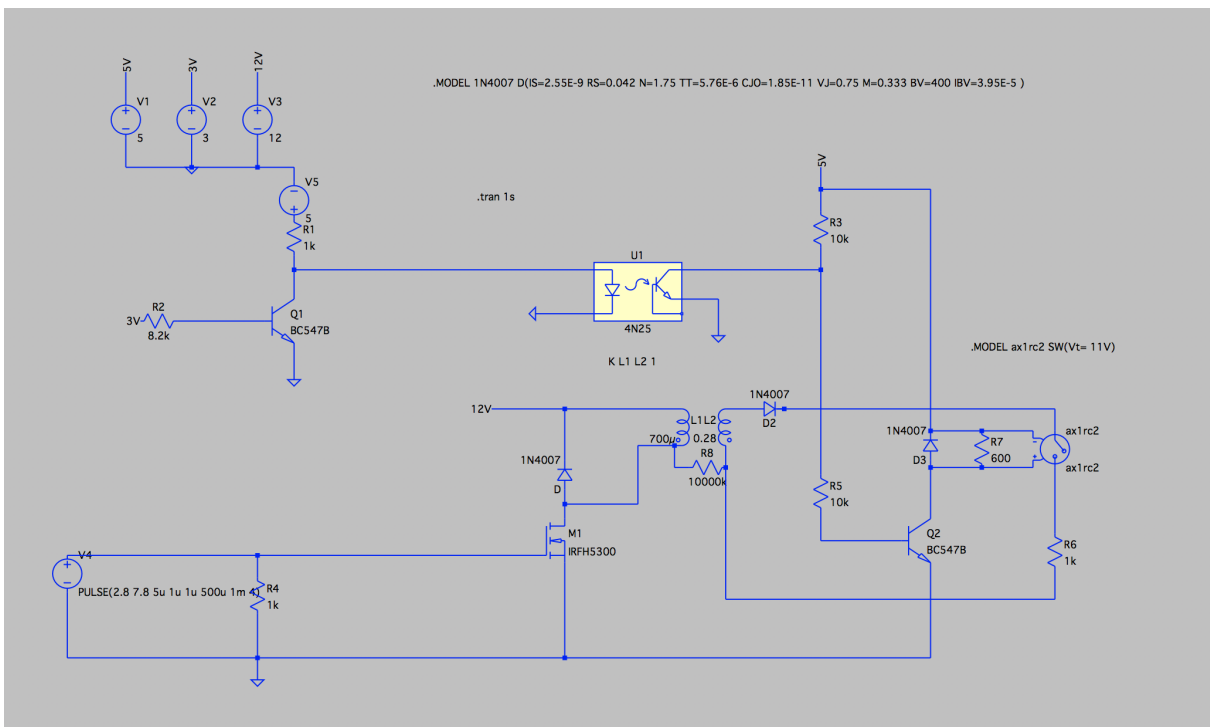


Figura 3.8: Versão simplificada do circuito presente na Figura 3.2 criada para simulação.

No Capítulo 3 é mostrado que o transformador fornece uma amplificação de fator igual a 20, visto isso pode-se constatar que a saída possui tensão de até 240V. O resultado pode ser confirmado pela simulação que é apresentada na Figura 3.9.

Tendo em vista que a tensão de saída  $V_{out}$  do transformador será de 240V, como a carga é de  $1k\Omega$ , a máxima corrente aplicada na carga  $R_6$  atinge 240 mA. A Figura 3.10

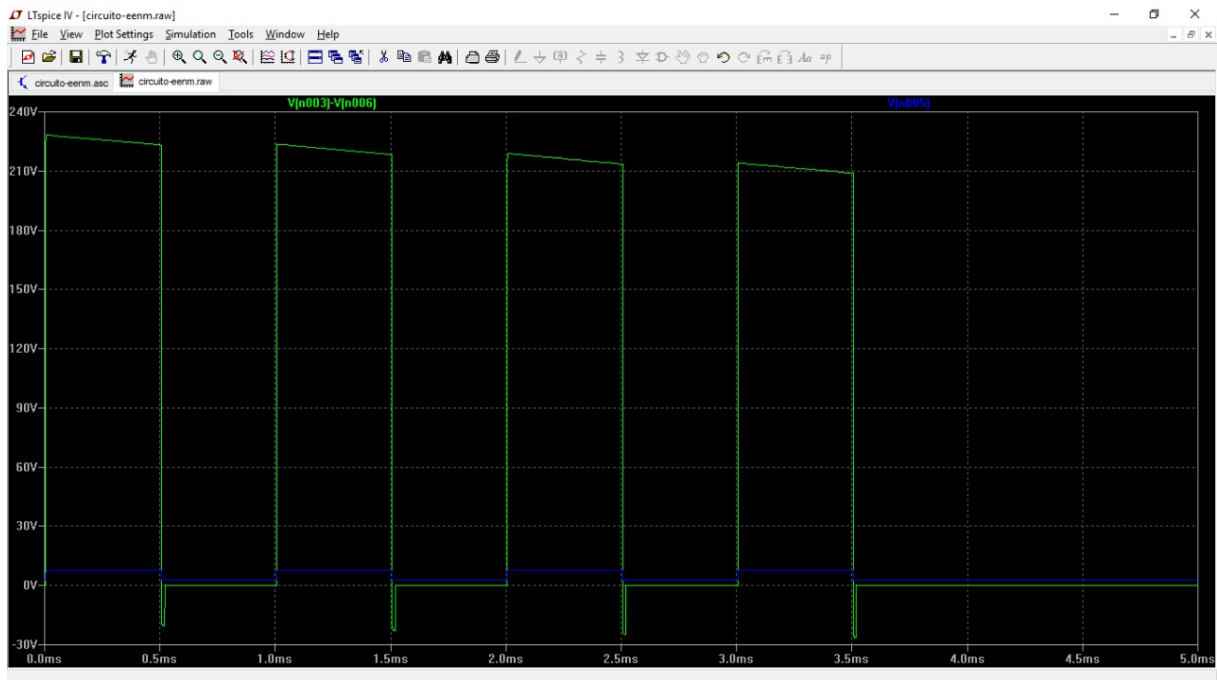


Figura 3.9: Resultado da simulação com o sinal estimulatório grampeado em azul e a tensão sobre a carga em verde.

atesta este fato, pois é possível averiguar que a corrente na carga será formada por pulsos com amplitude de aproximadamente 240mA.

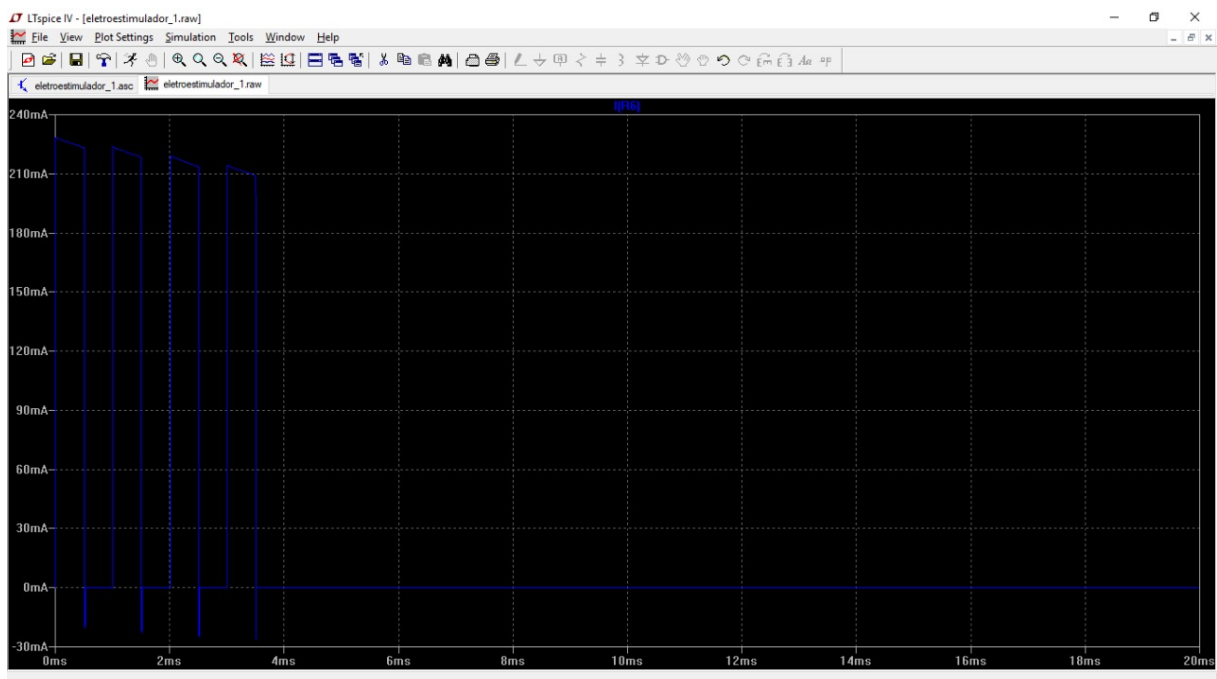


Figura 3.10: Simulação da corrente na carga.

## 3.4 Protótipo

Visando uma montagem de protótipo que fosse independente do laboratório de eletrônica, utilizou-se uma fonte de 11.7V desenvolvida em projeto secundário. Além disso, foi utilizada uma fonte de tensão regulável para fornecer -11.7V e duas baterias de 9V para fornecer alimentação da etapa de entrada do Amplificador de Isolamento ISO124P com fontes diferentes da etapa de saída.

O osciloscópio utilizado presente na Figura 3.11 foi o *Analog Discovery 2* da Digilent que possui as seguintes características:

- osciloscópio de 100 MS/s de 2 canais;
- gerador de formas de onda de 2 canais;
- analisador lógico de 16 canais;
- gerador de padrões digitais de 16 canais;
- voltímetro;
- fontes de alimentação ajustáveis de  $\pm 5$  Vcc.



Figura 3.11: Osciloscópio utilizado.

Utilizou-se o software *WaveForms* para interface gráfica do osciloscópio. O código desenvolvido para a MSP430 está disponível no Apêndice A.

# Capítulo 4

## Resultados e Discussões

### 4.1 Protótipo

Optou-se pela montagem do circuito em partes. Na Figura 4.1 temos a PWM gerada pela MSP430 que será a entrada do circuito grampeador do sinal estimulatório presente na Figura 3.6. Na Figura 4.2 é possível averiguar que na saída do grampeador a linha base do sinal estimulatório será igual a 2,8V.

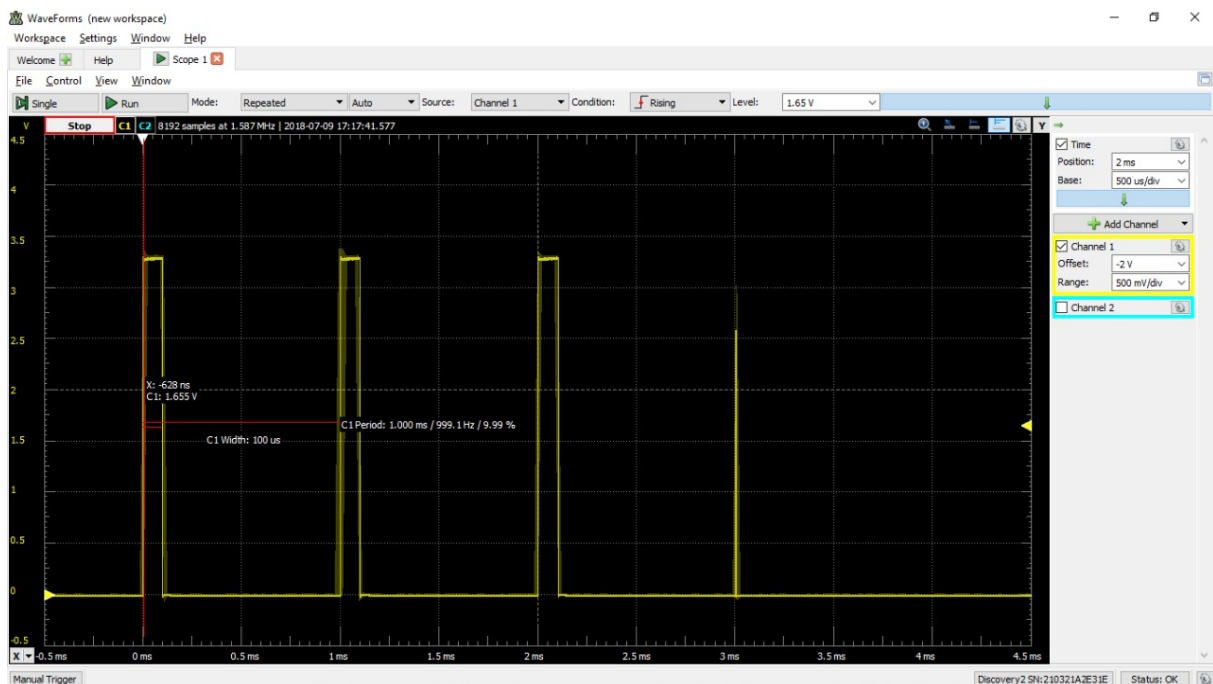


Figura 4.1: Sinal estimulatório gerado pela MSP430.

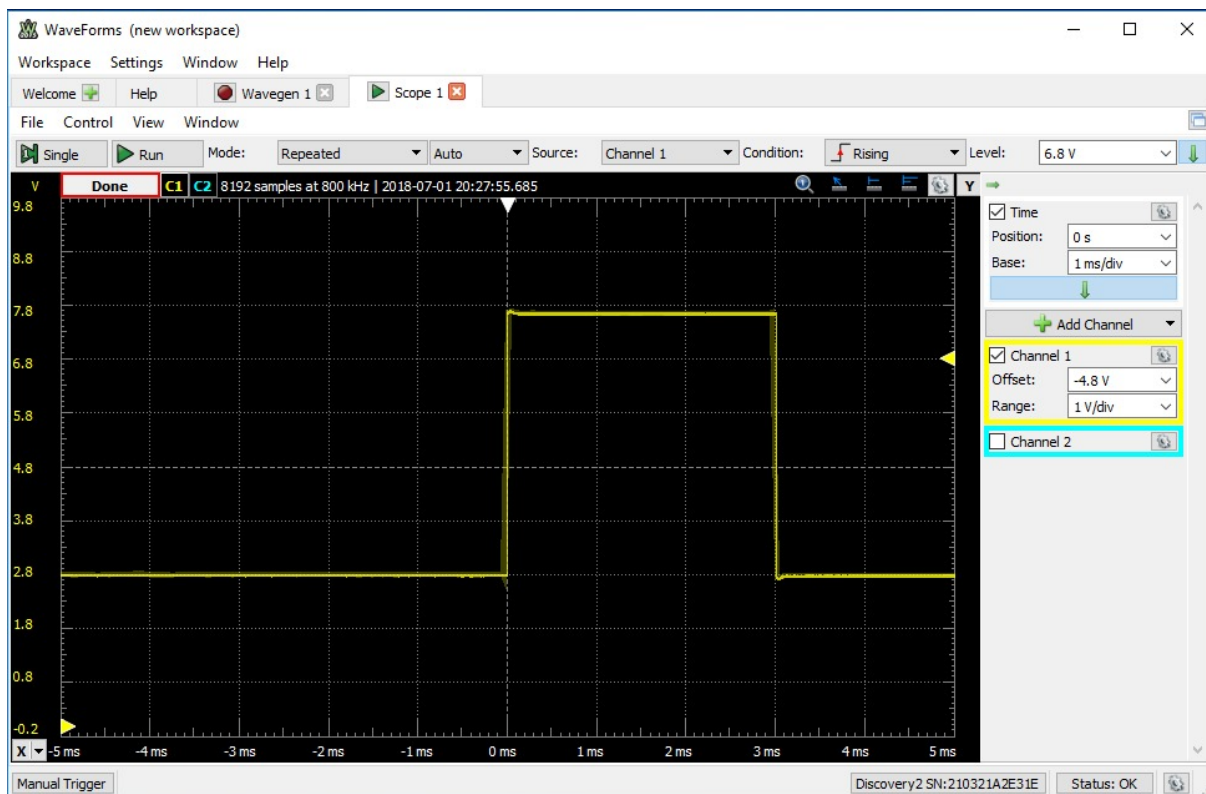


Figura 4.2: Saída do circuito grampeador de tensão para um pulso de entrada de 3 ms de largura e grampeado em 2,8V.

Na Figura 4.3 temos o sinal estimulatório após as etapas de modulação e demodulação feitas pelo amplificador de isolamento ISO124P. Constata-se que o sinal de saída presente na Figura 4.3 é similar ao sinal de entrada identificado na Figura 4.2.

Nogueira Neto ao projetar seu eletroestimulador utilizou o transformador PE-65612 como pode ser visto na Figura 3.1. Em sua tese enunciou que o enrolamento do primário  $n_1$  do transformador possuía 40 espiras, enquanto o enrolamento do secundário  $n_2$  possuía 800 espiras, conferindo uma relação de espiras [27]

$$\frac{n_2}{n_1} = 20 = \frac{v_2}{v_1} \quad (4.1)$$

Logo o transformador deveria fornecer uma amplificação com fator igual a 20 [27].

Na Figura 4.4 temos o *datasheet* do transformador de áudio PE-65612 e nesta é possível notar que o fator de amplificação do transformador é de 1:1 e não de 1:20.

A resposta em tensão obtida utilizando-se o transformador PE-65612 está presente na Figura 4.5. Nota-se que o sinal estimulatório não teve a sua amplitude aumentada e que os pulsos produzidos pelo circuito não são perfeitamente quadrados devido aos pulsos terem frequência de 1kHz, um valor demasiadamente inferior à largura de banda

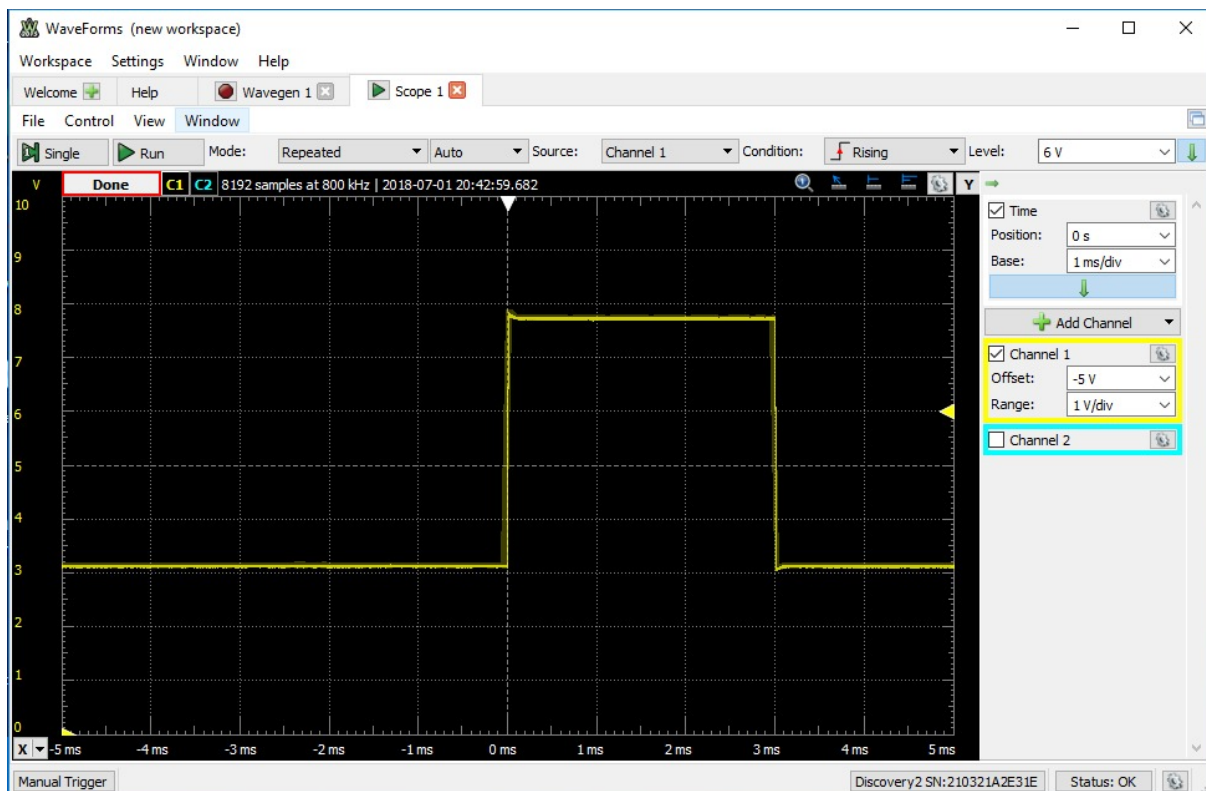


Figura 4.3: Saída do CI ISO124P para um pulso de entrada de 3 ms de largura e grampeado a 2,8V.

Electrical Specifications @ 25°C — Operating Temperature 0°C to 70°C										
Standard Part Number	RoHS-6 Compliant Part No.	Turns Ratio (±5%)	Primary Inductance (mH ±20%)	L <sub>L</sub> (μH) MAX	Rise Time (nsec) MAX	ET (V·μsec) MIN	Isolation (Vrms) MIN	Bandwidth (100 kHz- 55 MHz) TYP	Return Loss (100kHz-10MHz) MIN	Schematic
PE-65612	PE-65612NL	1:1	2.5	.50	25	20	2000	3 dB	20 dB	THT
PE-65812	PE-65812NL	1:1	2.5	.50	25	20	2000	3 dB	20 dB	SMT

Figura 4.4: Especificações elétricas do transformador PE-65612 presentes no *datasheet*.

do transformador (100kHz - 55MHz).

Na Figura 4.6 temos a resposta em tensão do circuito quando o trem de pulsos gerados pela MSP430 possui frequência igual a 100kHz, valor dentro da largura de banda do transformador PE-65612.

Visando contornar este contratempo, escolheu-se um transformador abaixador ou *step-down* de 220V para 6V com corrente de 350mA, porém conectou-se a entrada ao terminal secundário e a saída ao terminal primário de modo a operar como transformador *step-up*.

$$\frac{v_2}{v_1} = \frac{220V}{12V} = 18,333 \quad (4.2)$$



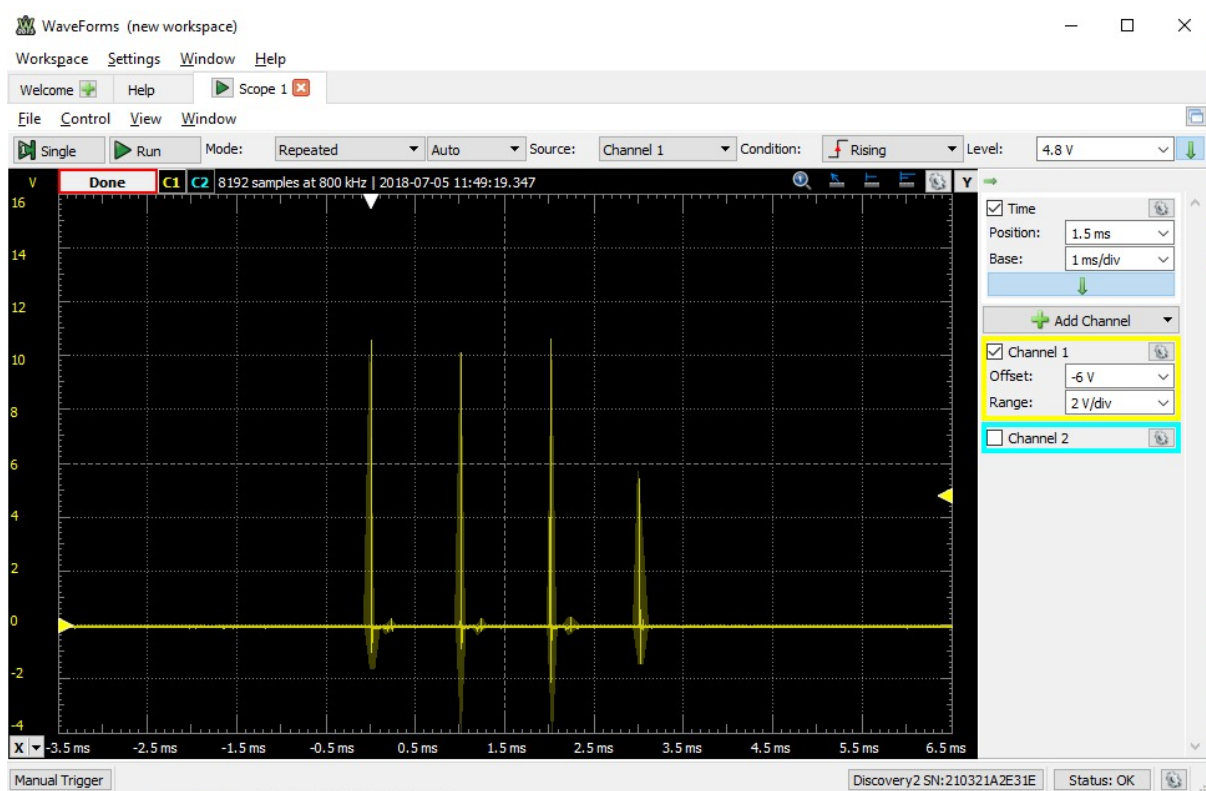


Figura 4.5: Saída do eletroestimulador utilizando o transformador PE-65612.

Como pode ser visto na Equação 4.2, o transformador possui um fator de amplificação de aproximadamente 18,3, valor bem próximo do fator desejado no circuito original.

A Figura 4.7 apresenta um teste feito do transformador *step-down* operando como *step-up* com o sinal estimulatório sendo uma onda quadrada de 0 a 500mV com 10% de duty cycle e 1kHz de frequência em azul e em amarelo a saída do transformador que aparenta estar bastante deformada.

Não foi possível a captura da resposta em tensão do circuito final presente na Figura 3.2 pois o osciloscópio utilizado permite leitura de sinais de até 25V e o terminal secundário do transformador fornece uma tensão de até 220V. Todavia, o circuito desenvolvido foi utilizado em um experimento de teste e comprovou-se a eficácia do circuito em aplicar choques elétricos.

A Figura 4.8 apresenta o circuito final do Estimulador Elétrico Funcional montado em uma protoboard. Nesta imagem é possível notar a MSP430, juntamente com a fonte de tensão regulável, a fonte projetada e as baterias de 9V responsáveis por alimentar o circuito.

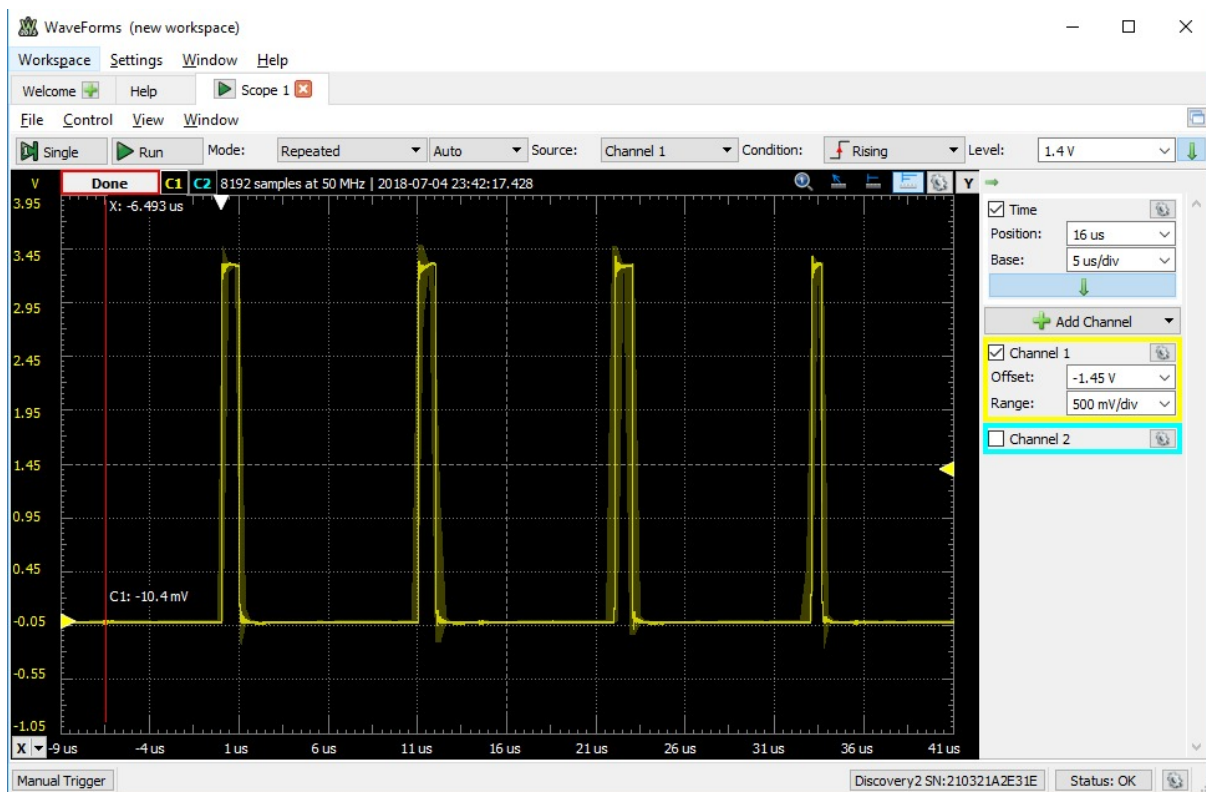


Figura 4.6: Saída do eletroestimulador utilizando o transformador PE-65612 para sinal estimulatório vindo da MSP430 com frequência igual a 100kHz.

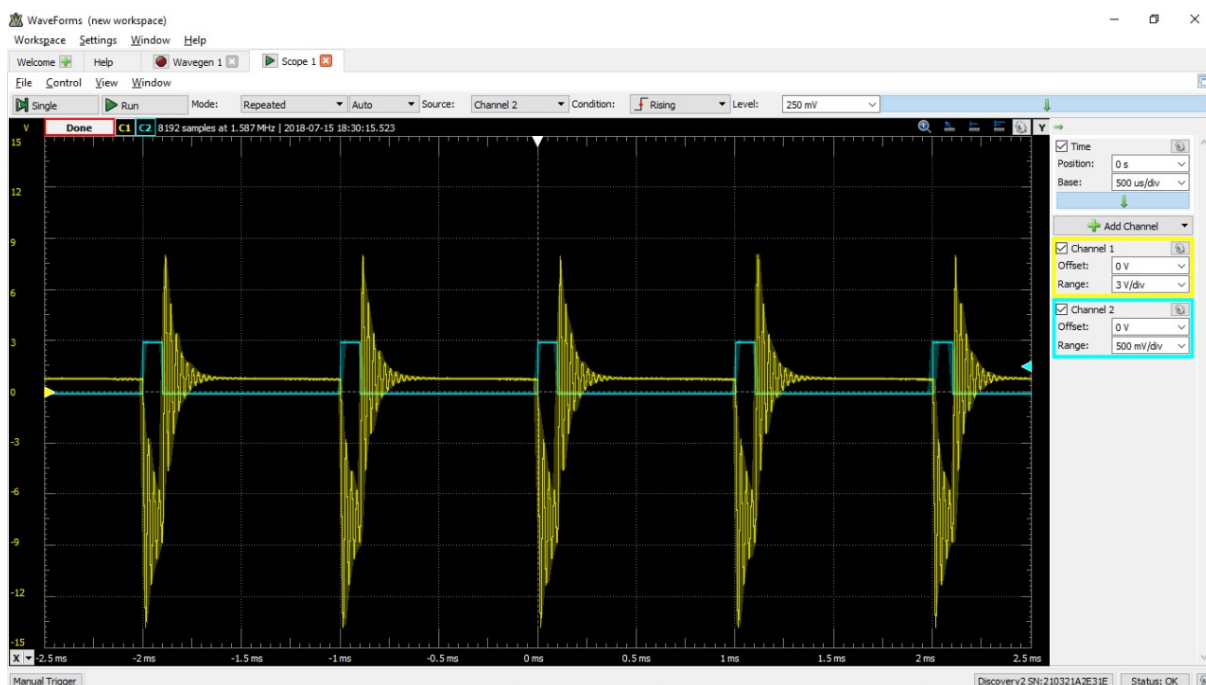


Figura 4.7: Teste do transformador (6+6V para 220V) para sinal estimulatório de menor amplitude.

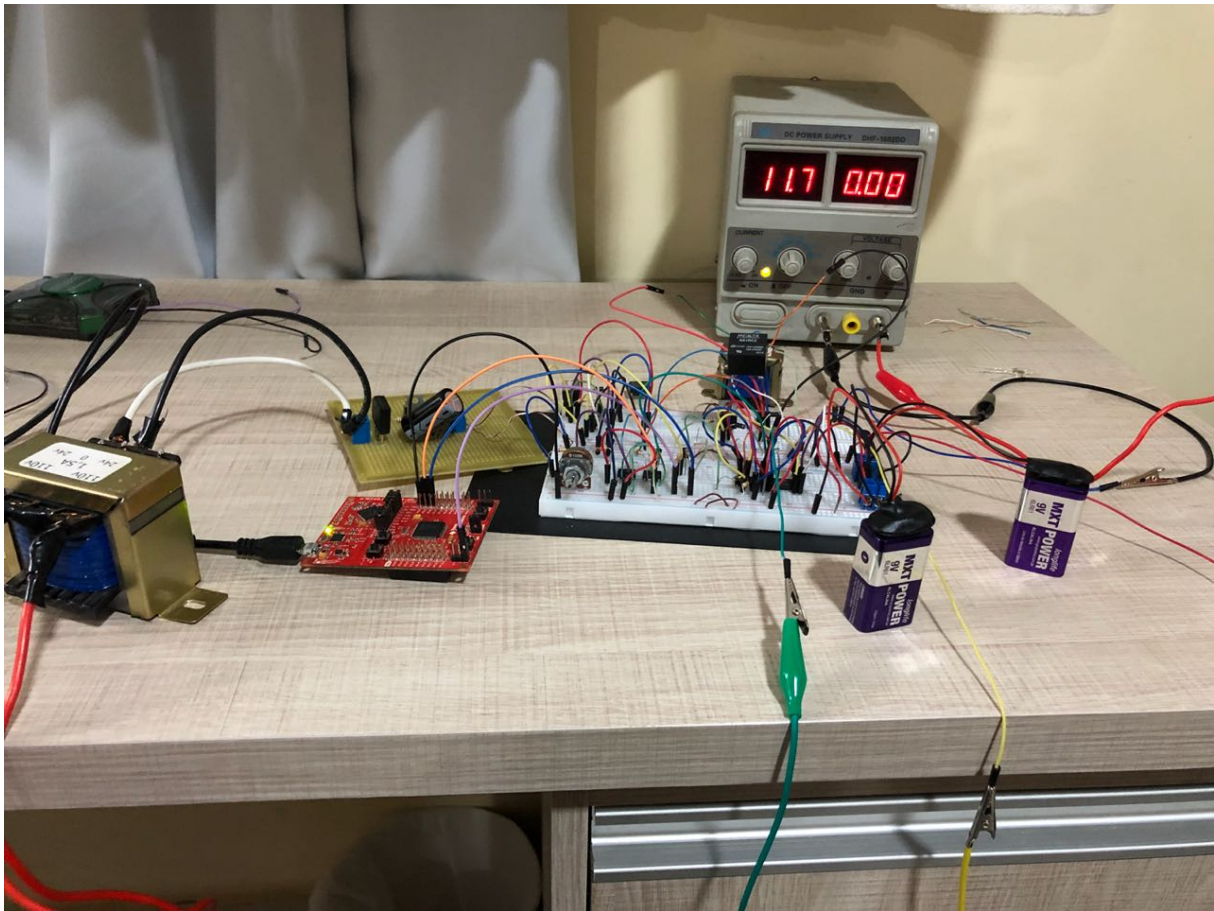


Figura 4.8: Protótipo do circuito montado para testes.

# Capítulo 5

## Conclusão

A partir dos resultados obtidos através do presente trabalho, conclui-se que a simulação realizada no Capítulo 3 e o experimento realizado com o protótipo no Capítulo 4 serviram para validar o funcionamento de cada um dos módulos do circuito, assim como o circuito como um todo.

O teste manual conferiu a efetividade do circuito em fornecer correntes elétricas de baixa intensidade na sua saída assim como o esperado. Tal comportamento é adequado para promover a contração muscular na área onde o eletrodo está posicionado.

Além disso, se faz necessária a utilização de um transformador distinto ao PE-65612 para elevação de tensão de forma a atingir um fator igual a 20. Sugere-se o uso de um transformador de pulsos com fator de amplificação igual a 20 por ser o mais eficaz com o tipo sinal escolhido para a tensão modulante de entrada do circuito.

### 5.1 Sugestão de Trabalho Futuro

Este trabalho poderá servir como base para a criação de um aparelho que detecte a intenção do indivíduo em tossir e através da sua conexão com o circuito de estimulação elétrica funcional, transmita um choque promovendo a contração dos músculos onde estão posicionados os eletrodos. Para isso é necessário o projeto de um sensor capaz de detectar a intenção de tosse em indivíduos com lesão medular. Além disso, deve haver uma conexão entre sensor e eletroestimulador a fim de promover a elicitação da tosse utilizando o circuito de Estimulação Elétrica Funcional proposto.

# Referências

- [1] Marino, Ralph J, Tarcisio Barros, Fin Biering-Sorensen, Stephen P Burns, William H Donovan, Daniel E Graves, Michael Haak, Lesley M Hudson e Michael Priebe: *International standards for neurological classification of spinal cord injury*. The journal of spinal cord medicine, 26(sup1):S50–S56, 2003. 1, 4
- [2] Cerezetti, Christina Ribeiro Neder, Gilvane Rodrigues Nunes, DRCL Cordeiro e Solange Tedesco: *Lesão medular traumática e estratégias de enfrentamento: revisão crítica*. O Mundo da Saúde, 36(2):318–326, 2012. 1
- [3] Linder, Steven H: *Functional electrical stimulation to enhance cough in quadriplegia*. Chest, 103(1):166–169, 1993. 1
- [4] White, Non Hispanic e Non Hispanic Black: *Spinal cord injury (sci) facts and figures at a glance*. 2016. 1
- [5] Gozzi, Rogério: *Músculos da Respiração*, 2016. <http://anatomiafacil.com.br/043-musculos-respiratorios/>. 1, 6
- [6] Costa, Taisa Daiana da: *Sistema para sincronização automática de estimulação elétrica no tratamento de insuficiência respiratória em pessoas com lesão medular*. Tese de Mestrado, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2015. 1, 6, 7, 8, 12, 13, 14
- [7] Barros, Luana Souto: *Dispositivo mecânico que promove insuflação e exsuflação pulmonar*. 2008. 1
- [8] Cecatto, Rebeca Boltos e Gerson Chadi: *A estimulação elétrica funcional (fes) e a plasticidade do sistema nervoso central: revisão histórica*. Acta Fisiátrica, 19(4):246–257, 2016. 2, 6
- [9] Porcari, John P, Jennifer Miller, Kelly Cornwell, Carl Foster, Mark Gibson, Karen McLean e Tom Kernozek: *The effects of neuromuscular electrical stimulation training on abdominal strength, endurance, and selected anthropometric measures*. Journal of sports science & medicine, 4(1):66, 2005. 2
- [10] VARELLA BRUNA, MARIA HELENA: *Distrofias musculares*, 2017. <https://drauziovarella.uol.com.br/entrevistas-2/distrofias-musculares-2/>. 2
- [11] Ações Programáticas Estratégicas, Brasil. Ministério da Saúde (MS). Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de: *Diretrizes de atenção à pessoa com lesão medular*, 2012. 2, 5

- [12] Lima, Felipe Macedo de, Marília Antunes de Souza, Natalia Bindilati Marins, Viviane Roccasecca Sampaio e Giulliano Gardenghi: *O efeito da técnica de air stacking em pacientes portadores de doenças neuromusculares*. 2
- [13] Miranda Avena, Katia de, Antonio Carlos Magalhães Duarte, Sergio Luiz Domingues Cravo, Maria José Junho Sologuren e Ada Clarice Gastaldi: *Efeitos da tosse manualmente assistida sobre a mecânica do sistema respiratório de pacientes em suporte ventilatório total*. J Bras Pneumol, 34(6):380–386, 2008. 2
- [14] Maynard, Frederick M, Michael B Bracken, GJFD Creasey, John F Ditunno, William H Donovan, Thomas B Ducker, Susan L Garber, Ralph J Marino, Samuel L Stover, Charles H Tator *et al.*: *International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury*. Spinal cord, 35(5):266–274, 1997. 4, 5
- [15] Organization, World Health e International Spinal Cord Society: *International perspectives on spinal cord injury*. World Health Organization, 2013. 4
- [16] Forner, Stefânia: *Lesão medular traumática*. 5
- [17] Krueger-Beck, Eddy, Eduardo Mendonça Scheeren, GN Nogueira-Neto, VLSN Button e P Nohama: *Efeitos da estimulação elétrica funcional no controle neuromuscular artificial*. Revista Neurociências, 19(3):530–41, 2011. 6, 7, 8
- [18] Ávila, JLS: *O emprego da estimulação elétrica transcutânea no tratamento da disfunção diafragmática [dissertação]*. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2001. 8, 10
- [19] McCaughey, EJ, RJ Borotkanics, Henrik Gollee, RJ Folz e AJ McLachlan: *Abdominal functional electrical stimulation to improve respiratory function after spinal cord injury: a systematic review and meta-analysis*. Spinal cord, 54(9):628, 2016. 8
- [20] Machado, Juliano Costa: *Sistema de aquisição, processamento e transmissão sem fio de sinais musculares*. página 18, 2010. 9
- [21] Ribeiro, Rodrigo Nogueira, Ana Maria Neiva de Menezes, Luciane Corrêa Goretti e Jacqueline Maria Alves Lanschi: *Efeitos do treinamento muscular inspiratório em pacientes tetraplégicos: uma revisão da literatura*. Fisioterapia e Pesquisa, 14(1):71–78, 2007. 9
- [22] Helrigle, Carla, Kleber Fernando Pereira e Vanessa Silva Lemos: *O uso do oscilador oral de alta frequência flutter® vrp1 na terapia respiratória*. Arquivos de Ciências da Saúde da UNIPAR, 18(1), 2015. 9
- [23] Elson Lima Junior, Marcos Eduardo B. Nunes e: *Fisioterapia Respiratória Adulto e Pediátrica*, 2016. <http://fisiocardiopulmonar.com.br/fisioterapia-respiratoria-adulto-e-pediatria/>. 9, 10
- [24] Rahal, Luciana, Alejandra G Garrido e Ruy J Cruz Jr: *Ventilação não-invasiva: quando utilizar?* Revista da Associação Médica Brasileira, 51(5):245–246, 2005. 10

- [25] Stanic, U, F Kandare, R Jaeger e J Sorli: *Functional electrical stimulation (fes) of abdominal muscles-influence of pulmonary mechanics and ventilation*. Em *Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*, volume 1, páginas 419–420. IEEE, 1997. 10
- [26] Lima, Thiago: *Texas Instruments: LaunchPad para aplicações USB*, 2013. <https://www.embarcados.com.br/texas-instruments-launchpad-para-aplicacoes-usb/>. 11
- [27] Nogueira Neto, Guilherme Nunes *et al.*: *Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular*. página 46, 2013. 12, 25

# Apêndice A

## Código do Programa

```
#include <msp430.h>
#include <stdint.h>

inline void desligaWDT()
{
    WDICTL = WDIPW | WDIHOLD;    // Para relógio do watchdog
}

void configuraPmmVCore(unsigned int nivel)
{
    PMMCTL0_H = 0xA5;
    SVSMHCTL = SVSHE + SVSHRVL0 * nivel + SVMHE + SVSMHRRLO * nivel;
    SVSMLCTL = SVSLE + SVMLE + SVSMLRRL0 * nivel;
    while((PMMIFG & SVSMLDLYIFG) == 0);
    PMMIFG &= ~(SVMLVLRIFG + SVMLIFG);
    PMMCTL0_L = PMMCOREV0 * nivel;
    if((PMMIFG & SVMLIFG))
    {
        while((PMMIFG & SVMLVLRIFG) == 0);
    }
    SVSMLCTL = SVSLE + SVSLRVL0 * nivel + SVMLE + SVSMLRRL0 * nivel;
    PMMCTL0_H = 0x00;
}

// Inicia relógios MCLK @16MHz, SMCLK @1MHz e ACLK @32768Hz
inline void configuraClk() {
```



```

        configuraPmmVCore(1);
        configuraPmmVCore(2);
P5SEL |= BIT2 | BIT3 | BIT4 | BIT5;
UCSCTL6 = XT2DRIVE_3 | XT1DRIVE_3 | XCAP_3;
UCSCTL0 = 0x00;
UCSCTL1 = DCORSEL_5;
UCSCTL2 = FLLD__1 | (4-1);
UCSCTL3 = SELREF__XT2CLK | FLLREFDIV__1;
UCSCTL5 = DIVPA__1 | DIVA__1 | DIVS__4 | DIVM__1;
UCSCTL7 = 0;
UCSCTL8 = SMCLKREQEN | MCLKREQEN | ACLKREQEN;
do {
    UCSCTL7 &= ~(XT2OFFG | XT1LFOFFG | DCOFFG);
    SFRIFG1 &= ~OFIFG;
} while (SFRIFG1 & OFIFG);
UCSCTL6 &= ~(XT1DRIVE_3 | XT2DRIVE_3);
UCSCTL4 = SELA__XT1CLK | SELS__XT2CLK | SELM__DCOCLK;
}

uint16_t freqCiclosClk;
uint16_t duty_cycle;
uint16_t total_periodos;
uint16_t cont_periodos;
inline void iniciaTremDePulsos()
{
    cont_periodos = 0;
    TA1CCR0 = freqCiclosClk; // TA1CCR0 = Período
    TA1CCR1 = duty_cycle;
    TA1CCTL1 = OUTMOD_7; // Configura comparador como modo de saída
Reset/Set
    TA1CTL = TASSEL__SMCLK | MC__UP | TACLK; // Liga o timer com clock
SMCLK, modo de contagem até o valor de TA1CCR0 e limpa o contador.
    TA1CCTL0 = CCIE; // Habilita interrupção do timer A1 crr0
}

void configuraTremDePulsos(uint32_t freq, uint8_t duty, uint16_t n_periodos)
{

```

```

P2DIR |= BIT0; // Configura GPIO de PWM como saida
P2OUT &= ~BIT0; // Zera saida da GPIO
P2SEL |= BIT0; // Configura GPIO como funcao alternativa
                // (modulo timer)
freqCiclosClk = 1000000L/freq; // Convertendo frequencia
                // desejada para numeros de batidas do clock
duty_cycle = freqCiclosClk * (duty/100.); // duty_cycle =
                (Periodo * percentual duty cycle)
total_periodos = n_periodos; // guarda numero total de periodos
// em variavel global para uso externo
TA2CCR0 = 1000000L/freq_de_burst; // Configura Timer A2 para
                // interromper a CPU na frequencia de burst
TA2CCTL0 = CCIE; // Habilita interrupcao do timer A2 ccr0
TA2CTL = TASSEL__SMCLK | MC__UP | TACLR;
iniciaTremDePulsos(); // Inicia um novo trem de pulsos
}

#pragma vector=TIMER1_A0_VECTOR
__interrupt void timer_a1_ccr0_isr()
{
    if(cont_periodos == total_periodos)
    {
        TA1CTL = MC__STOP; // Para o timer
        TA1CCTL0 = 0; // Desabilita interrupcao do Timer A1 ccr0
        TA1CCTL1 = 0; // Desabilita saida de PWM
    } else
    {
        cont_periodos++; // Se nao chegou ao total de periodos
                        // continua contando
    }
}

#pragma vector=TIMER2_A0_VECTOR
__interrupt void timer_a2_ccr0_isr()
{
    iniciaTremDePulsos(); // Cada novo trem de pulso se inicia
                        // periodicamente na frequencia de burst
}

```

```

}

inline void configuraBotao()
{
    P2DIR &= ~BIT1; // Configurando GPIO como entrada
    P2REN |= BIT1;  // Habilitando resistor de pull-up ou pull-down
    P2OUT |= BIT1;  // Selecionando resistor de pull-up
}

inline void configuraHabilitaRele()
{
    P2DIR |= BIT2;  // Configurando GPIO como saida
    P2OUT &= ~BIT2; // Resetando saida
}

uint8_t leBotao()
{
    return !(P2IN & BIT1); // Se P2.1 = 0 botao pressionado, retorna 1.
                          // Se P2.1 = 0x2 botao solto, retorna 0.
}

#define HABILITA      1
#define DESABILITA    0
void habilitaRele(uint8_t habilita)
{
    if(habilita)
    {
        P2OUT |= BIT2;
    } else
    {
        P2OUT &= ~BIT2;
    }
}

#define T300ms 9830-1
void espera300ms()
{

```

```

TA0CCR0 = T300ms; // Numero de batidas de clock para esperar
TA0CTL = TASSEL__ACLK | MC__UP | TACLR; // Escolha do relógio ACLK,
// contagem até o valor de TA0CCR0, limpa contador
while((TA0CCTL0 & CCIFG) == 0); // Espera até a flag de contagem
// do comparador TA0CCR0 atingida
TA0CCTL0 &= ~CCIFG; // Apaga flag
TA0CTL = MC__STOP; // Para o timer
}

int main(void) {
    desligaWDT();
    configuraClk();
    configuraBotao();
    configuraHabilitaRele();
    configuraTremDePulsos(1000, 10, 3, 50);
    while(1)
    {
        uint8_t botaoPressionado = leBotao();
        if(botaoPressionado)
        {
            habilitaRele(HABILITA);
            espera300ms();
            habilitaRele(DESABILITA);
        }
    }
}

```