

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

**Lucas Tomaz Corinθο**

**PROPOSTA DE UM GERADOR DE SINAIS  
UTILIZANDO UM OSCILADOR ASTÁVEL E ESTÁGIOS  
DE MULTIPLICAÇÃO DE TENSÃO**

**São Carlos**

**2019**



**Lucas Tomaz Corintha**

**PROPOSTA DE UM GERADOR DE SINAIS  
UTILIZANDO UM OSCILADOR ASTÁVEL E ESTÁGIOS  
DE MULTIPLICAÇÃO DE TENSÃO**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

**São Carlos  
2019**



AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

C798p      Corinθο, Lucas Tomaz  
Proposta de um gerador de sinais utilizando um oscilador astável e estágios de multiplicação de tensão / Lucas Tomaz Corinθο; orientador Alberto Cliquet. São Carlos, 2019.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2019.

1. Eletroestimulador. 2. Multiplicadores de Tensão. 3. Portabilidade. 4. Multivibradores. I. Título.



# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Lucas Tomaz Corinθο

Título: “Desenvolvimento de um sistema de eletroestimulação portátil para reabilitação de movimentos funcionais em lesionados medulares”

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado  
em 21 / 11 / 2019,

com NOTA 7,0 (sete, zero), pela Comissão Julgadora:

*Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - Orientador - SEL/EESC/USP*

*Dr. Renato Varoto - UNICAMP*

*Mestre Renata Manzano Maria - UNICAMP*

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Prof. Associado Rogério Andrade Flauzino



## AGRADECIMENTOS

Ninguém vence uma batalha lutando sozinho e nessa longa jornada que foi a graduação, existiram pessoas essenciais ao meu redor que me ajudaram a não desistir e me incentivaram na conquista desse sonho.

Agradeço, primeiramente, a Deus, que foi o meu consolo nas horas mais angustiantes desse período, me dando forças para seguir em frente e chegar onde eu cheguei. A Você eu dedico todas as coisas maravilhosas que foram conquistadas aqui e as muitas outras que virão pela frente.

Agradeço à minha família, que não só nesse momento, mas durante toda a minha vida estiveram comigo, ao meu lado, me dando todo o suporte, apoio, compreensão e me estimulando em todos os momentos, fossem eles felizes ou tristes. Passamos por muitas coisas juntos e agora não é diferente, essa vitória também é de vocês.

Agradeço a todos os funcionários, técnicos e secretárias que sempre foram solícitos, em especial a Jussara Ramos Zoia e o João Batista Beton que fazem o seu trabalho com excelência, um sorriso no rosto e fazendo de tudo para ajudar os alunos em qualquer situação que seja. São pessoas como vocês que nos ajudam a manter as esperanças.

Aos professores, muito obrigado pelos ensinamentos, tanto técnicos quanto de vida, seja por bons ou maus exemplos (que, infelizmente, existem). Foram vocês que nos ensinam a ter resiliência e não dar o braço à torcer, apesar das situações.

Agradeço aos amigos e colegas da Eletrônica 014 e do Campus de São Carlos por todo o carinho e companheirismo durante toda a caminhada. A vida em Sanca foi muito mais leve com vocês ao lado.

Obrigado aos amigos do "Bonde da Rec" (grupo de estudos), no qual sempre encontrei apoio nas pré provas e durante os estudos, compartilhando conhecimento, se ajudando e se fazendo presentes nos momentos difíceis desse curso. Sem vocês eu não estaria me formando.

Agradeço aos amigos do "Grupo da Firma", por todo apoio durante a época dos processos seletivos das empresas, pelas manhãs/tardes/noites resolvendo cases e pelo companheirismo que surgiu, fortalecendo nossos laços. Sem vocês eu não teria a carreira brilhante que estou tendo.

Obrigado aos amigos feitos em todas as extracurriculares das quais participei, pelo desenvolvimento técnico e pessoal, pela preparação para o mercado de trabalho e pelo apoio nessa vida paralela que temos na graduação. Foi um prazer trabalhar com cada um de vocês.

Agradeço a todos do LABCIBER, pelo apoio técnico no desenvolvimento desse projeto.

Ao meu orientador, Alberto Cliquet Jr., obrigado pelos conhecimentos passados, pelo ótimo exemplo de professor, por ter ministrado duas das melhores matérias da graduação e por ter aceito ser meu orientador tanto no estágio quanto no TCC. Sem o senhor, este trabalho não seria possível.

A todos vocês, meu muito obrigado !



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Eletroestimulação por eletrodo de superfície . . . . .	26
Figura 2 – Formas de onda - Multivibrador monoestável . . . . .	27
Figura 3 – Formas de onda - Multivibrador biestável . . . . .	28
Figura 4 – Formas de onda - Multivibrador astável . . . . .	28
Figura 5 – Comparador não-inversor . . . . .	29
Figura 6 – Comparador com histerese . . . . .	29
Figura 7 – Ciclo de histerese . . . . .	30
Figura 8 – Multivibrador astável . . . . .	30
Figura 9 – Configuração interna CI 555 . . . . .	32
Figura 10 – CI 555 no modo astável . . . . .	32
Figura 11 – Amplificador Push-Pull . . . . .	34
Figura 12 – Dobrador de tensão . . . . .	35
Figura 13 – Dobrador de tensão com carga na saída . . . . .	36
Figura 14 – Configuração do dobrador de tensão no semiciclo positivo . . . . .	36
Figura 15 – Diagrama de blocos do estimulador elétrico . . . . .	39
Figura 16 – Circuito de alimentação projetado . . . . .	40
Figura 17 – Gerador de onda quadrada projetado . . . . .	42
Figura 18 – Modelo Excel para cálculo do número de estágios do multiplicador de tensão . . . . .	42
Figura 19 – Multiplicador de tensão projetado . . . . .	43
Figura 20 – Buffer Push - Pull projetado . . . . .	44
Figura 21 – Saída do estimulador . . . . .	44
Figura 22 – Arduino Pro Mini . . . . .	45
Figura 23 – Esquemático da sequência de estimulação programada no arduino . . . . .	47
Figura 24 – PCI - Vista frontal . . . . .	49
Figura 25 – PCI - Vista traseira . . . . .	49
Figura 26 – PCI - Método por transferência térmica . . . . .	51
Figura 27 – PCI vista frontal - Método industrializado . . . . .	51
Figura 28 – PCI vista traseira - Método industrializado . . . . .	52
Figura 29 – Tensão de alimentação simulada . . . . .	53
Figura 30 – Forma de onda na saída do gerador de onda quadrada - Simulação . . . . .	54
Figura 31 – Forma de onda na saída do gerador de onda quadrada - Protótipo . . . . .	54
Figura 32 – Forma de onda na saída do buffer - Simulação . . . . .	55
Figura 33 – Forma de onda na saída do buffer - Protótipo . . . . .	55
Figura 34 – Sinal de controle - Eletroestimulação . . . . .	55
Figura 35 – Sinal de controle - Eletroestimulação Zoom . . . . .	56

Figura 36 – Sinal de controle - Eletroestimulação Simulação . . . . .	56
Figura 37 – Sinal de controle - Eletroestimulação Protótipo . . . . .	57
Figura 38 – Modelo Excel com o cálculo da nova tensão de saída do multiplicador .	57
Figura 39 – Pulso de estimulação (Pot 0 k $\Omega$ ) . . . . .	58
Figura 40 – Controle da corrente para estimulação - Pot 2 k $\Omega$ . . . . .	58
Figura 41 – Controle da corrente para estimulação - Pot 10 k $\Omega$ . . . . .	58
Figura 42 – Tempo de subida do pulso de estimulação . . . . .	59



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Especificações da bateria XP18650-30U - <i>GP Batteries</i> . . . . .	40
Tabela 2 – Lista de materiais . . . . .	48



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
AmpOp	Amplificador Operacional
CI	Circuito Integrado
CMOS	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>
EEF	Estimulação Elétrica Funcional
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
LABCIBER	Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação
LED	<i>Light emitting diode</i>
MOSFET	<i>Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SMD	<i>Surface Mounting Device</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
USP	Universidade de São Paulo
PTH	<i>Pin Through Hole</i>
TTL	<i>Transistor-Transistor Logic</i>
USP	Universidade de São Paulo



## RESUMO

Quando uma pessoa sofre uma lesão medular, ocorrem diversos efeitos em seu organismo, deles, o mais notório é a perda da movimentação de partes do corpo comandadas por fibras nervosas localizadas abaixo da lesão. Visando auxiliar indivíduos nesse quadro com a recuperação dos movimentos funcionais, diversos tratamentos são propostos, entre eles a eletroestimulação, que atua de maneira a induzir artificialmente impulsos nervosos. Neste trabalho de conclusão de curso foi proposto o desenvolvimento de um sistema de eletroestimulação neuromuscular portátil baseado em fontes de corrente, com foco na reabilitação de pacientes que perderam movimentos funcionais, tendo como premissas de projeto um equipamento leve, com uma boa autonomia e de baixo custo, visando o conforto do usuário. Nele, os estímulos são feitos através de ondas pulsadas e é possível controlar todos os parâmetros envolvidos (frequência, amplitude e duração). Os resultados finais obtidos na simulação do sistema via software mostraram a geração da estimulação conforme a sequência programada em um Arduino, de forma que se evite a acomodação das células nervosas à injeção de carga e haja a produção de uma contração muscular sustentada. Tais aspectos confirmam as intenções do projeto, indo ao encontro da teoria disposta neste trabalho.

**Palavras-chave:** Eletroestimulador. Multiplicadores de Tensão. Portabilidade. Multivibradores.



## ABSTRACT

When a person suffers a spinal cord injury, there are several effects on his/her body, most notably is the loss of movement of body parts controlled by nerve fibers located below the injury. Aiming to help individuals in this situation with the recovery of functional movements, several treatments are proposed, including electrostimulation, which acts to artificially induce nerve impulses. In this work was proposed the development of a portable neuromuscular electrostimulation system based on current source, focusing on the rehabilitation of patients who lost functional movements, having as design assumptions a light equipment, with good autonomy and low. cost, aiming at user comfort. In it the stimuli are made through pulsed waves and it is possible to control all the parameters involved (frequency, amplitude and duration) and can reach a maximum current of 81mA. The final results obtained in the system simulation through software and in bench tests with the prototype show the stimulation generation according to the sequence programmed in an Arduino, in order to avoid the nerve cells accommodation to the load injection and to product a sustained muscle contraction. Such aspects confirm the success of the project, going against the theory laid out in this work.

**Keywords:** Electrostimulator. Voltage Multipliers. Portability. Multivibrators.



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>23</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b>	<b>25</b>
<b>2.1</b>	<b>Eletroestimulação Neuromuscular para reabilitação</b>	<b>25</b>
2.1.1	Parâmetros para EENM	26
<b>2.2</b>	<b>Osciladores</b>	<b>26</b>
2.2.1	Multivibradores	27
2.2.1.1	Multivibradores Astáveis	28
2.2.2	Circuito Integrado 555	31
<b>2.3</b>	<b>Buffer Push - Pull</b>	<b>33</b>
<b>2.4</b>	<b>Multiplicadores de Tensão</b>	<b>35</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>39</b>
<b>3.1</b>	<b>Projeto do estimulador</b>	<b>39</b>
3.1.1	Escolha e projeto do sistema de alimentação	39
3.1.2	Projeto do gerador de onda quadrada	41
3.1.3	Projeto do Multiplicador de tensão	42
3.1.4	Projeto do Buffer	43
3.1.5	Saída do estimulador	44
3.1.6	Sistema de Controle	45
<b>3.2</b>	<b>Esquema elétrico</b>	<b>47</b>
<b>3.3</b>	<b>Prototipação</b>	<b>47</b>
3.3.1	Materiais utilizados	48
3.3.2	Montagem da Placa	48
3.3.2.1	Procedimento realizado à mão	50
3.3.2.2	Procedimento industrializado	51
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>53</b>
<b>4.1</b>	<b>Análise comparativa entre simulação e protótipo</b>	<b>53</b>
<b>4.2</b>	<b>Autonomia do equipamento</b>	<b>59</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>61</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>63</b>

<b>ANEXOS</b>	<b>65</b>
<b>ANEXO A – CIRCUITO DO PROJETO PARA SIMULAÇÃO . . .</b>	<b>67</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A tecnologia mudou o mundo drasticamente nas últimas décadas, revolucionando áreas como produção de energia, exploração espacial, locomoção, comunicação e medicina, a ponto de se tornar difícil imaginar alguma atividade na qual ela não esteja envolvida. No âmbito da medicina, a fisioterapia está aliando métodos de reabilitação às novas tecnologia, estudando como a segunda impulsiona a primeira, e já começa a colher os primeiros resultados.

Os povos mais antigos já utilizavam os recursos da natureza, tais como o sol, o calor, a água e a eletricidade para fins terapêuticos, de alívio da dor e na cura de doenças. Os primeiros registros dos princípios terapêuticos da eletricidade, que mais recentemente deu origem à eletroterapia, datam de 2750 A.C. onde peixes elétricos eram utilizados para aplicação de choques em pacientes com dores crônicas buscando a atenuação desse quadro. (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995)

Até o século XVII, a eletricidade era utilizada para fins de analgesia, isto é, o alívio da percepção da dor pelo indivíduo submetido ao tratamento, sem interferência em outras propriedades sensitivas, motoras ou perda de consciência (CAMPBELL; TAUB, 1973). Esse processo se baseia na indução da produção de opióides<sup>1</sup> através da estimulação elétrica dos músculos, que atuam como analgésicos naturais. Em 1780, Luigi Galvani observou, ao amarrar um fio de cobre no nervo espinal de uma rã morta, a contração violenta dos músculos da perna quando os pés do animal tocavam um disco de ferro, descoberta que resultou no livro intitulado "Sobre a força da eletricidade nos movimentos musculares", era o início da investigação sobre eletroestimulação neuromuscular (EENM).

Apesar de todo esse histórico, o desenvolvimento e aperfeiçoamento dessa técnica foi realizado apenas nas últimas décadas. Os estudos pioneiros sobre o assunto datam dos anos 70 e têm como foco atletas de alta performance, visando o aumento de força e massa muscular (SILVA et al., 2016). Posteriormente, com a observação dos excelentes resultados em pessoas saudáveis, começou o questionamento se esse fenômeno seria também observado em indivíduos que tiveram perda da movimentação dos membros superiores e/ou inferiores em decorrência de problemas como AVC, doenças infecciosas, traumatismos, entre outros.

Partindo da ótica da reabilitação motora, a técnica de EENM consiste na aplicação de sequências de pulsos elétricos com curta duração para realizar a ativação neural de músculos paralisados, gerando contrações. Tais contrações são resultados da indução

---

<sup>1</sup> Opióides são substâncias psicoativas naturais ou sintéticas que se ligam a receptores opióides presentes no sistema nervoso central e periférico, tendo efeito semelhante ao do ópio e atuando como moduladores da dor (HEMMINGS; EGAN, 2013). Alguns exemplos de substâncias desse tipo são a morfina, a endorfina, a codeína e a encefalina

de correntes elétricas em neurônios motores intactos, através de eletrodos posicionados próximos às fibras nervosas (POPOVIC et al., 2001). Com a aplicação de estímulos elétricos adequados, potenciais de ação nos axônios podem ser provocados e, pelos parâmetros desse estímulo, pode ser feito controle da força de contração muscular resultante. Quando se realiza a ativação coordenada de vários grupos musculares, pode-se obter um movimento funcional do membro (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Este trabalho se resume na proposta de desenvolvimento de um sistema de eletroestimulação para a recuperação total e/ou parcial de movimentos funcionais em lesados medulares baseado em uma fonte de corrente. O intuito é que o dispositivo seja o menor e mais leve possível, pensando na sua portabilidade, que seja de baixo custo e que tenha uma boa autonomia, não sendo dependente de fontes externas de energia.

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

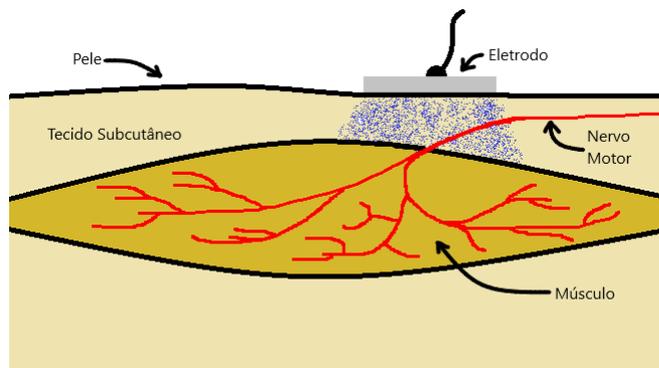
### 2.1 Eletroestimulação Neuromuscular para reabilitação

Para que haja a execução de movimentos musculares, células nervosas enraizadas nesses músculos devem receber um comando através de impulsos nervosos, que consistem no disparo de potenciais elétricos propagados célula à célula pelo sistema nervoso, seja de forma voluntária, com comandos enviados pelo Sistema Nervoso Central (SNC), ou involuntária, pelo processo de arco reflexo. Em qualquer um dos casos, a medula espinhal desenvolve um papel fundamental, tanto que quando ocorre uma lesão na medula, as partes do corpo inervadas pelas áreas da medula abaixo da região onde ocorreu a lesão apresentam paralisia, alterações na sensibilidade, comorbidades, entre outros diversos problemas (VAROTO, 2010).

Como já mencionado, a EENM é uma técnica que consiste na aplicação de correntes elétricas em pacientes com o intuito de gerar contrações musculares, ou seja, atua como um gerador artificial de estímulos nervosos. Essas contrações ocorrem graças ao disparo de potenciais nas fibras nervosas no local da aplicação, ocasionado pela corrente de estimulação. Quando o foco desse procedimento é a reabilitação, os estímulos são usados para ativar músculos paralisados do paciente, induzindo a recuperação de movimentos funcionais e/ou a estabilização de uma articulação.

A aplicação desse tipo de terapia nos pacientes é feita por meio de eletrodos, podendo ser invasiva, minimamente invasiva ou não invasiva. No método invasivo, os eletrodos e o estimulador são implantados através de um procedimento cirúrgico, eliminando a necessidade de cabos e permitindo uma maior seletividade quanto aos pontos de estimulação. No processo minimamente invasivo, são utilizados eletrodos intramusculares inseridos por uma agulha hipodérmica no músculo de interesse, também permitindo uma seletividade mais assertiva. Já o método não invasivo faz uso de eletrodos de superfície e, apesar de ter uma seletividade menos eficaz que os outros e contar com a resistência da pele, seu uso é extremamente simples, barato e apresenta uma boa eficiência. É nesse tipo de eletrodo, dado pela figura 1, que este trabalho vai se basear.

Figura 1: Eletroestimulação por eletrodo de superfície



Fonte: Adaptado (LOW; REED, 2001)

### 2.1.1 Parâmetros para EENM

Os principais parâmetros envolvidos na EENM são a amplitude, frequência e duração do estímulo imposto ao paciente, que, em sua grande maioria, é transmitido através de pulsos de corrente e a intensidade do movimento muscular produzido é diretamente proporcional à quantidade de cargas injetadas pelo estimulador.

Para se estimular músculos motores é recomendado que os pulsos sejam ondas quadradas de curta duração (entre 0.5 e 0.1 ms), com um rápido tempo de subida, caso este seja lento, o movimento pode não ocorrer devido ao processo de acomodação, que consiste no balanço iônico na membrana das células nervosas em contraposição à carga recebida (LOW; REED, 2001).

A frequência dos pulsos de estimulação deve ser suficiente para que seja possível gerar uma contração tetânica, processo que é causado pela soma de estímulos repetidos em um curto período de tempo, implicando em uma resposta muscular permanente. Esse efeito começa a ser observado a partir de 12.5 Hz, frequências menores que esse valor produzem apenas tremores e espasmos. Deve-se levar em consideração que quanto maior a frequência da estimulação, mais rápido o músculo sofrerá de fadiga. Os sistemas de EENM para reabilitação usam, em sua maioria, a faixa de frequência de 10 a 50 Hz. (VAROTO, 2010)

A amplitude ideal do sinal depende das condições do indivíduo submetido ao tratamento. Geralmente, são feitos testes para identificar qual a amplitude que produz um movimento muscular permanente, sem incomodar o paciente.

## 2.2 Osciladores

Osciladores são circuitos eletrônicos capazes de produzir uma determinada forma de onda periódica na saída sem que haja a aplicação de um sinal à sua entrada e sua

principal característica é a estabilidade no que diz respeito tanto à tensão gerada na saída quanto à frequência de oscilação. Esse tipo de circuito possui diversas aplicações como lógica sequencial, instrumentação eletrônica e geradores de sinais diversos e é neste último tópico que vamos nos concentrar nesta seção.

Pode-se classificar os osciladores em duas categorias: lineares e não lineares. No primeiro grupo se encontram circuitos que fazem uso de transístores e/ou amplificadores operacionais, atuando na região linear e geram sinais senoidais puros; já no segundo, se encontram circuitos que utilizam componentes biestáveis, como Schmitt triggers e flip-flops, associados a capacitores e indutores de forma a gerar formas de ondas triangulares, quadráticas, pulsadas, entre outras.

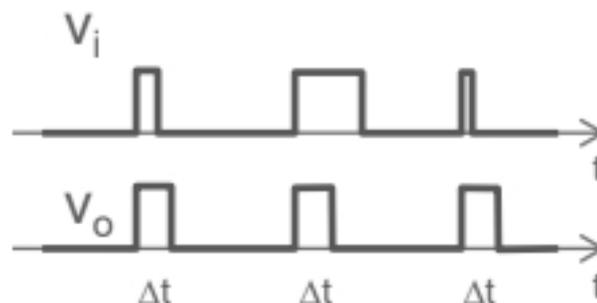
### 2.2.1 Multivibradores

Dentro do grupo de osciladores não lineares, existem os multivibradores, circuitos eletrônicos que oscilam entre dois estados estáveis, gerando sinais quadrados ou retangulares, alternados ou contínuos pulsantes. (VERONESE, 2009). Esse tipo de circuito possui três características principais: amplitude do sinal oscilante bem definida, alto ganho na malha de realimentação e trabalham na região de corte e saturação dos dispositivos.

Os multivibradores ainda podem ser divididos em 3 tipos (GERALD; VITOR, 2015):

- **Multivibradores Monoestáveis:** Quando alimentados com um impulso passam para a sua posição instável durante um período de tempo fixo ( $\Delta T$ ) e de seguida voltam ao seu estado estável.

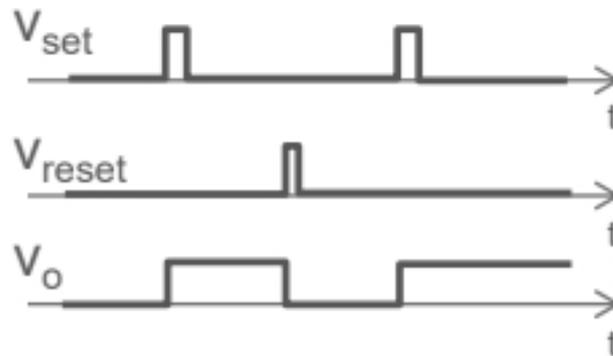
Figura 2: Formas de onda - Multivibrador monoestável



Fonte: Adaptado (GERALD; VITOR, 2015)

- **Multivibradores Biestáveis:** Quando o circuito tem dois estados estáveis que mudam conforme as entradas set e reset.

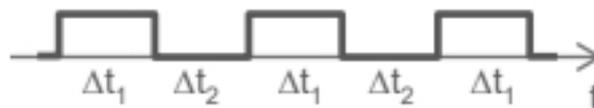
Figura 3: Formas de onda - Multivibrador biestável



Fonte: Adaptado (GERALD; VITOR, 2015)

- **Multivibradores Astáveis:** Apresentam dois estados estáveis bem definidos estando a comutar entre os dois estados com intervalos de tempo também bem definidos, funcionando como oscilador não linear.

Figura 4: Formas de onda - Multivibrador astável



Fonte: Adaptado (GERALD; VITOR, 2015)

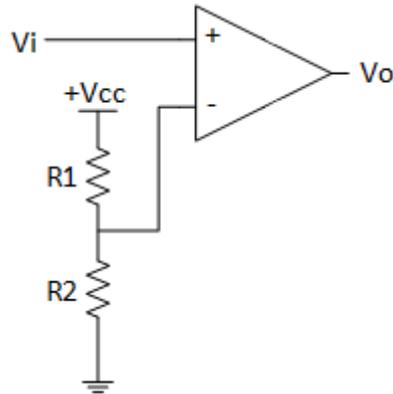
Tendo em vista o presente TCC, será aprofundada a teoria sobre multivibradores astáveis.

#### 2.2.1.1 Multivibradores Astáveis

Para compreender o funcionamento de um multivibrador astável, é necessário que se conheça o comparador. Estes circuitos possuem dois estados de saída (Alto e Baixo), que alternam entre si dependendo do resultado da comparação das tensões de entrada.

O comparador mais simples que existe pode ser visto na figura 5 e é composto por um amplificador operacional e um divisor resistivo que seleciona a tensão de referência responsável pela troca de estado. Pela sua simplicidade, o uso desse comparador é recomendado em sistemas que tenham transições rápidas, como os digitais.

Figura 5: Comparador não-inversor

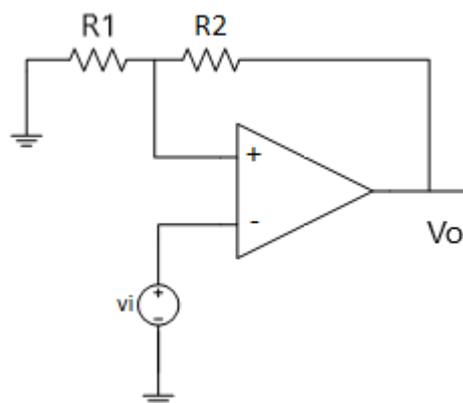


Fonte: Elaborado pelo autor

Em sistemas analógicos, há a possibilidade de respostas inesperadas devido à lentidão do sinal de entrada. Caso a tensão de interesse esteja próxima à tensão de transição e, por conta de ruídos, ela flutue em torno desse ponto, a saída do AmpOp realizará diversas mudanças de estado até que a amplitude do sinal somada ao do ruído se estabilize em um nível maior ou menor que a tensão de comparação.

Pensando em contornar essa limitação, faz-se o uso de uma realimentação positiva no circuito para gerar histerese no comparador. Essa configuração pode ser vista na figura 6.

Figura 6: Comparador com histerese

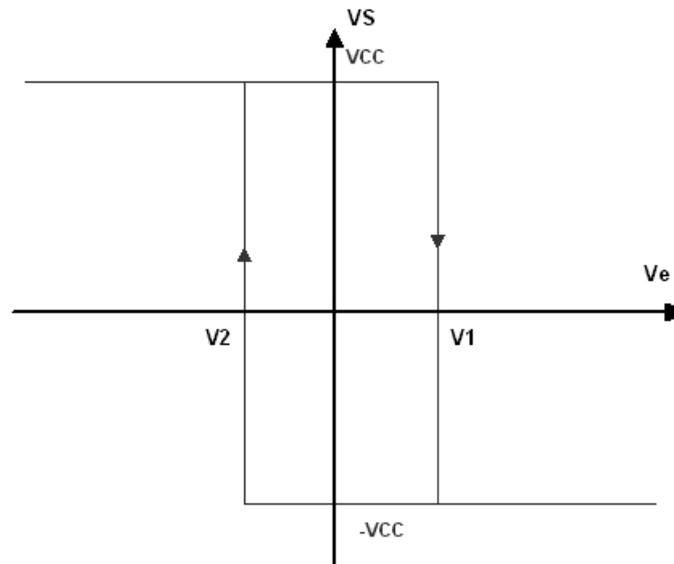


Fonte: Elaborado pelo autor

A histerese produzida no circuito (figura 7) faz com que existam duas tensões de comparação, uma para a passagem no nível alto para o baixo e outra no sentido oposto. Assim, garante-se que essas novas tensões de comparação sejam, em módulo, maiores que

a amplitude do sinal junto com a do ruído, eliminando a necessidade de rapidez no sinal de entrada e abrangendo as mais diversas aplicações, tanto analógicas quanto digitais.

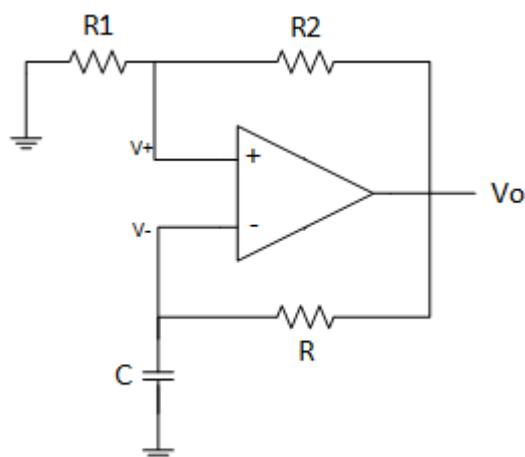
Figura 7: Ciclo de histerese



Fonte: Adaptado de <https://www.docsity.com/pt/amplificador-operacional-aulas/4701173/>  
- Acessado em 22/07/2019

O multivibrador astável nada mais é que um comparador inversor com histerese conectado à uma malha de realimentação composta de um capacitor e um resistor, como observado na figura 8, forçando uma mudança de estado periódica no comparador.

Figura 8: Multivibrador astável



Fonte: Elaborado pelo autor

O divisor de tensão vai fornecer uma fração  $\beta = \frac{R_1}{R_1+R_2}$  da tensão de saída no terminal positivo de entrada. Considerando o módulo do ganho de malha maior que um, ocorre o crescimento da amplitude do sinal de saída até que o amplificador operacional atinja o seu nível de saturação ( $L_+$ ). A tensão no terminal positivo de entrada será dada por  $v_+ = L_+\beta$ , que é positiva e mantém o amplificador operacional na saturação positiva. Analogamente, o contrário também é válido para a saturação negativa.

Considerando o estado inicial na saída ( $v_0$ ) do amplificador como  $L_-$  e a entrada  $v_+ = \beta L_+$ , a capacitância  $C$  irá carregar até  $L_+$  através de  $R$ . A tensão no capacitor aumentará exponencialmente de  $v_-$ , de acordo com a constante de tempo  $\tau = RC$ , até igualar-se à  $v_+$ . Nesse momento, ocorre a inversão de estado no comparador ( $v_0 = L_+$  e  $v_+ = \beta L_-$ ), iniciando a descarga do capacitor até  $L_-$ , estado que se mantém até que  $v_- = v_+$ , onde o comparador cumuta novamente e retorna ao estado inicial, repetindo este ciclo indefinidamente e gerando a onda quadrada na saída.

Algebricamente, temos que:

$$v_c = L_+ - (L_+ - \beta L_-)e^{-\frac{t}{RC}}, \text{ inicialmente } v_c = \beta L_+$$

$$\beta L_+ = L_+ - (L_+ - \beta L_-)e^{-\frac{T_1}{RC}} \Rightarrow T_1 = RC \ln \left( \frac{1 - \beta \frac{L_-}{L_+}}{1 - \beta} \right)$$

$$\text{Analogamente, } T_2 = RC \ln \left( \frac{1 - \beta \frac{L_+}{L_-}}{1 - \beta} \right)$$

Considerando  $L_- = -L_+$  e  $T = T_1 + T_2$ , temos:

$$T = 2 RC \ln \left( \frac{1 + \beta}{1 - \beta} \right) \quad (2.1)$$

Como pode ser visto pela equação 2.1, o período da onda quadrada gerada pelo circuito pode ser ajustado através da variação dos valores de capacitor e resistores, principalmente do associado à malha de realimentação, que permite um controle mais preciso.

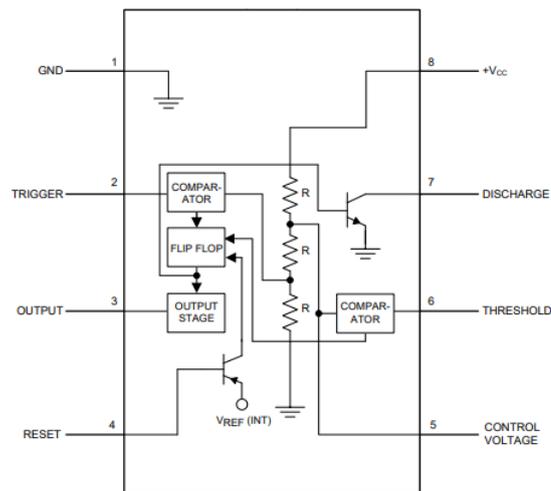
### 2.2.2 Circuito Integrado 555

O circuito integrado 555, um dos mais utilizados na eletrônica, é extremamente versátil. Apelidado de "The time machine", foi projetado em 1970 por John R. Camenzind, é aplicado em situações onde se necessita de temporização e/ou oscilações precisas e possui três modos de operação: monoestável, biestável e astável.

Este CI aceita uma tensão de alimentação entre 0.9 V à 18V e consegue fornecer uma corrente de até 100mA ou até 200mA, os limites de ambos os parâmetros são determinados pela tecnologia utilizada em sua construção (TTL ou CMOS e SMD ou PTH). Devido a essas características, são muito utilizados com baterias, podendo atuar junto à grades cargas como relés, lâmpadas, entre outros.

Sua configuração interna pode ser observada na figura 9.

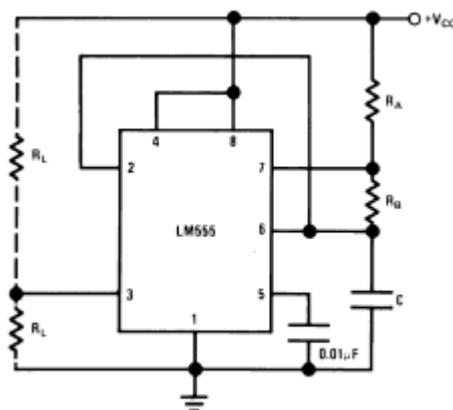
Figura 9: Configuração interna CI 555



Fonte: Datasheet - LM555 Texas Instruments

Tendo em vista o objetivo deste trabalho, será aprofundada a análise para o modo de operação astável. A configuração astável para o 555 se encontra na figura 10 e faz uso de dois resistores e dois capacitores.

Figura 10: CI 555 no modo astável



Fonte: Datasheet - LM555 Texas Instruments

Nesse modo de operação a tensão de controle é fixa em  $\frac{2}{3}V_{cc}$  conforme o divisor de corrente ao qual está ligada, assim toda vez que a tensão de limiar (*Threshold*) ultrapassar esse valor, o comparador do pino 6 comuta para nível alto, setando o Flip-flop e levando a saída do pino 3 para nível lógico alto. O comparador ligado ao pino 2 possui uma tensão fixa na sua entrada não inversora de  $\frac{1}{3}V_{cc}$ , logo quando a tensão de *trigger* for menor que este valor, o comparador em questão é levado a nível alto, causando um reset no flip-flop e implicando em uma saída no pino 3 de nível baixo.

Com a conexão do pino 2 ao pino 6, o trigger é disparado pelo próprio CI, sem interferência externa, e passa a atuar como um multivibrador. O capacitor conectado ao pino 6 é carregado através de  $R_A+R_B$  e descarregado através de  $R_B$ , assim o ciclo de trabalho pode ser controlado precisamente pela relação entre os valores desses resistores.

Para essa configuração, as seguintes equações são aplicáveis:

$$T_H = 0.693(R_A + R_B)C \quad (2.2)$$

$$T_L = 0.693R_B C \quad (2.3)$$

$$T = T_h + T_L = 0.693(R_A + 2R_B)C \Rightarrow f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C} \quad (2.4)$$

$$Dutycycle = \frac{R_B}{R_A + R_B} \quad (2.5)$$

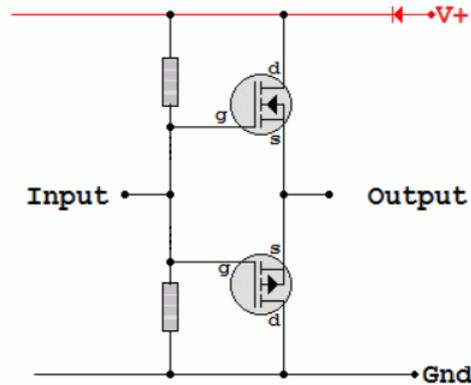
Onde  $T_H$  e  $T_L$  são os tempos em que a onda fica em nível alto e baixo, respectivamente;  $f$  é a frequência dessa onda e  $T$ , o período total.

Vale ressaltar que, segundo a equação 2.5, o ciclo de trabalho será sempre maior que 50%. Para a geração de uma onda que seja próximo a uma quadrada (ciclo de trabalho de 50%) os projetistas costumam utilizar  $R_A \ll R_B$ , usualmente 10%.

### 2.3 Buffer Push - Pull

Quando se deseja alimentar uma carga que drena mais corrente do que o circuito é capaz de fornecer, é necessário a utilização de um amplificador de potência. Tradicionalmente utilizam-se transístores operando na classe B, ou seja, contemplando apenas meia onda. Logo, caso seja necessário um ciclo de onda completo, deve-se usar dois transístores com dopagens distintas (Tipo N e Tipo P), como pode ser visto na configuração abaixo:

Figura 11: Amplificador Push-Pull



Fonte: Adaptado de <https://reviseomatic.org/help/s-push-pull/Push%20Pull%20MOSFET%20Amp.php> - Acessado em 24/07/2019

Este tipo de configuração é chamada de push-pull, pois enquanto o transistor tipo N fornece corrente à carga no semiciclo positivo, o tipo P drena corrente da carga no semiciclo negativo e, para se ter um equilíbrio, os parâmetros dos MOSFET's devem ser o mais próximo possível. Como seu ganho de tensão é unitário, este circuito também é enxergado como buffer, apesar da tensão de saída ser levemente menor devido à queda de tensão nos semicondutores.

Para que se evite problemas de distorções causadas pela alternância entre os dispositivos que conduzem carga -*cross distortion*, os transístores precisam estar polarizados através de resistores (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2013). Apesar disso, a onda de saída sofre um outro tipo de deformação devido à alternância entre as regiões de operação de ambos os transístores (triodo e saturação) e essa distorção suaviza a mudanças bruscas de estado da onda de entrada.

Na saturação, as equações 2.6 e 2.7 são aplicáveis, já na região triodo, o comportamento do componente é regido pelas equações 2.8 e 2.9

$$I_D = \frac{\mu_n C_{ox}}{2} \frac{W}{L} (V_{GS} - V_{th})^2 \quad (2.6)$$

$$|V_{DS}| \geq |V_{GS} - V_{th}| \quad (2.7)$$

$$I_D = \mu_n C_{ox} \frac{W}{L} \left[ (V_{GS} - V_{th}) V_{DS} - \frac{1}{2} V_{DS}^2 \right] \quad (2.8)$$

$$|V_{DS}| \leq |V_{GS} - V_{th}| \quad (2.9)$$

Onde  $\mu_n$ ,  $C_{ox}$ ,  $W$ ,  $L$  e  $V_{th}$  são os parâmetros de construção do componente e podem ser obtidos em seu datasheet.

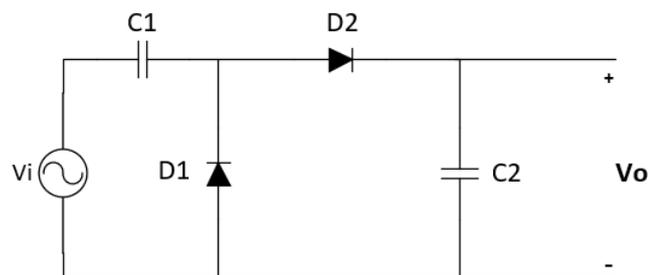
Com isso, pode-se obter todos os dados necessários para a montagem de um circuito como esse. Vale ressaltar que é necessário cuidado com a tratativa de sinal durante os cálculos para os diferentes tipos de MOSFET's.

## 2.4 Multiplicadores de Tensão

Circuitos multiplicadores de tensão são conversores de tensão alternada em contínua com uma particularidade: multiplicam a tensão de pico por uma constante definida pelo número de estágios presentes na montagem. As aplicações para este tipo de circuito são as mais diversas, principalmente em casos onde é necessária uma tensão maior que a disponível pela alimentação, ou para gerar uma tensão de polaridade contrária à da alimentação.

Para a compreensão do funcionamento do circuito, será usado o exemplo da figura 12 com um estágio de elevação e saída positiva.

Figura 12: Dobrador de tensão



Fonte: Elaborado pelo autor

Em primeira análise, será considerado que a fonte, que possui uma tensão de pico  $V_p$ , está iniciando seu semiciclo negativo e, nesse caso, o diodo D1 está diretamente polarizado, atuando como um curto e carregando o capacitor com uma tensão igual a  $V_p - V_D$ , onde  $V_D$  é a tensão de polarização do diodo. Se for observado o diodo D2, conclui-se que o mesmo se encontra reversamente polarizado, ou seja, atua como um circuito aberto e bloqueia a passagem de cargas para o capacitor C2.

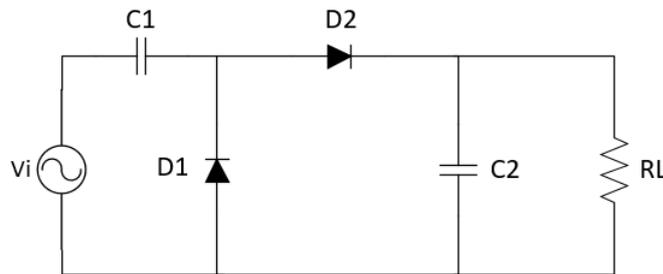
Ao entrar no semiciclo positivo, a situação dos diodos se invertem, enquanto D1 passa a estar reversamente polarizado, D2 está diretamente polarizado, transferindo as cargas da fonte e do capacitor C1 para o capacitor C2. Assim, a tensão obtida na saída é de  $V_o = 2(V_p - V_D) = V_{PP} - 2V_D$ <sup>1</sup>, levando-se em consideração as quedas de tensão

<sup>1</sup> Para análises e cálculos, é mais conveniente utilizar a tensão de pico a pico ( $V_{PP}$ ) no lugar

nos diodos. Analogamente, caso seja desejável a obtenção de uma saída negativa, deve-se inverter os diodos do circuito da figura 12, levando à uma tensão  $V_o = -(V_{PP} - 2V_D)$ .

Este tipo de circuito serve como alimentação para outros, assim deve-se fazer a análise da tensão  $V_o$  considerando uma carga  $RL$  na saída do multiplicador, como na figura 13.

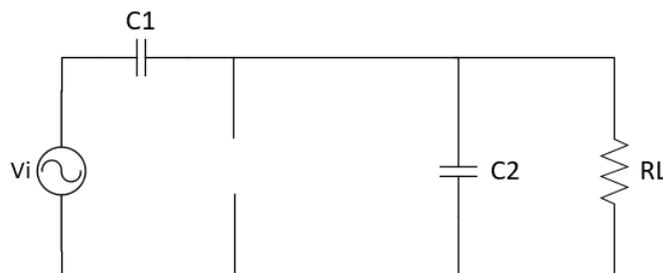
Figura 13: Dobrador de tensão com carga na saída



Fonte: Elaborado pelo autor

Para o semiciclo positivo, onde o capacitor  $C2$  recebe as cargas da fonte e do capacitor  $C1$ , temos o circuito equivalente da figura 14 e sua tensão de saída é dada pela equação 2.10.

Figura 14: Configuração do dobrador de tensão no semiciclo positivo



Fonte: Elaborado pelo autor

$$V_o = (V_{PP} - 2V_D) \frac{RL}{RL + R_{eq}} \quad (2.10)$$

---

da tensão de pico, pois isenta-se de erros caso haja diferença na amplitude positiva e negativa da fonte de alimentação - tensão assimétrica.

A resistência equivalente do circuito pode ser descrita pela seguinte equação (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2013):

$$R_{eq} = \frac{T_C}{C_2 \ln \left[ \frac{C_1 + C_2}{C_2} \right]} \quad (2.11)$$

Onde  $T_C$  é o tempo de chaveamento do circuito e é dado pela frequência da fonte de alimentação.

Como a resistência de carga  $RL$  puxa corrente que é fornecida pelo capacitor  $C_2$ , este tende a entrar em um ciclo de carga e descarga conforme a fonte alterna os seus semiciclos. Este processo produz um ripple na tensão de saída e para o cálculo dessa oscilação na saída, é necessário fazer algumas suposições:

- A carga de  $C_2$  ocorre num tempo desprezível;
- A descarga de  $C_2$  ocorre durante praticamente todo o período de chaveamento  $T_C$ ;
- Na prática, é utilizado um valor para o capacitor de saída muito maior que os outros no multiplicador, no caso  $C_2 \gg C_1$ , logo considera-se por simplicidade unicamente a capacitância  $C_2$  para o cálculo.

A corrente de saída pode ser dada pela relação:

$$I_o = \frac{V_o}{RL} \quad (2.12)$$

Considerando que a corrente de saída é fornecida pelo capacitor  $C_2$ , também é possível calculá-la através da seguinte expressão:

$$I_o = C_2 \cdot \frac{\Delta V}{t} \quad (2.13)$$

Onde  $\Delta V$  é a tensão de ripple pico a pico  $V_{rPP}$  e  $\Delta t$  é o período do ripple e equivale ao período de chaveamento da fonte de alimentação  $T_C$ .

Com as equações 2.12 e 2.13, temos que:

$$V_{rPP} = \frac{(V_{PP} - 2V_D)T_C}{C_2(RL + R_{eq})} = \frac{I_o T_C}{C_2}$$

$$V_{rms} = \frac{(V_{PP} - 2V_D)T_C}{2\sqrt{3}C_2(RL + R_{eq})} = \frac{I_o T_C}{2\sqrt{3}C_2}$$

A corrente de entrada necessária pode ser obtida a partir da restituição ao circuito das potências perdidas nos diodos, logo:

$$P_i = P_o + P_p \Rightarrow V i_{rms} \cdot I i_{rms} = \frac{(V_{pp} - V_D)^2}{RL + R_{eq}} + 2V_D I_D; I_D = \frac{(V_{pp} - V_D)}{RL + R_{eq}}$$

Como o valor RMS da tensão de entrada pode ser aproximado pelo seu valor de pico sem perda na precisão do cálculo, temos que:

$$I i_{rms} = \frac{2(V_{PP} - 2V_D)}{RL + R_{eq}} = 2I_o$$

Apesar da análise feita ter sido para um dobrador de tensão, esse circuito pode ser escalado para n estágios de dobradores de tensão, onde n atua como um índice de proporcionalidade nas equações vistas até agora. Logo, para um multiplicador genérico, o conjunto de equações a seguir é aplicável:

$$V_o = \frac{n}{2}(V_{PP} - 2V_D) \frac{RL}{RL + R_{eq}} \quad (2.14)$$

$$R_{eq} = \frac{nT_C}{C2 \ln \left[ \frac{C1+C2}{C2} \right]} \quad (2.15)$$

$$V r_{PP} = \frac{n(V_{PP} - 2V_D)T_C}{C2(RL + R_{eq})} = \frac{nI_o T_C}{C2} \quad (2.16)$$

$$V r_{rms} = \frac{n(V_{PP} - 2V_D)T_C}{2\sqrt{3}C2(RL + R_{eq})} = \frac{nI_o T_C}{2\sqrt{3}C2} \quad (2.17)$$

$$I_o = \frac{n(V_{PP} - 2V_D)}{RL + R_{eq}} \quad (2.18)$$

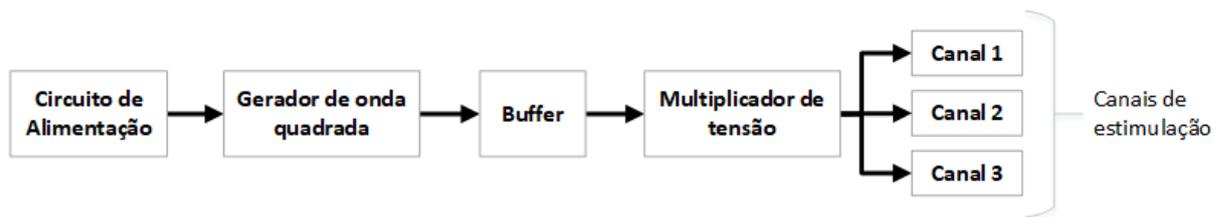
$$I i_{rms} = \frac{2n(V_{PP} - 2V_D)}{RL + R_{eq}} = 2I_o \quad (2.19)$$

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Projeto do estimulador

Para facilitar a visualização e o entendimento das etapas do projeto, esta seção foi dividida conforme os blocos básicos da figura 15, que correspondem aos circuitos independentes que compõem o estimulador.

Figura 15: Diagrama de blocos do estimulador elétrico



Fonte: Elaborado pelo autor

Para a utilização da FES em lesionados medulares, existem alguns parâmetros a se atender (como visto na seção anterior), além disso, seguindo a proposta de leveza e portabilidade do equipamento, existem restrições quanto ao tipo e às características de alimentação utilizada pelo mesmo. O conjunto dessas premissas de projeto pode ser visualizado abaixo:

- **Alimentação:** Fornecer o máximo de tensão com o menor peso e tamanho possíveis, uma boa capacidade de fornecimento de corrente por unidade de tempo e baixa manutenção;
- **Amplitude e frequência do estímulo:** Deve ser possível o controle de ambos os parâmetros
- Tecnologia utilizada: Componentes SMD, prezando pelo menor tamanho e área possíveis.

##### 3.1.1 Escolha e projeto do sistema de alimentação

Como o intuito do equipamento é ser portátil e tendo em vista as premissas para a alimentação citadas anteriormente, optou-se pela utilização de baterias recarregáveis. Foi encontrado o componente XP18650-30U da empresa *GP Batteries International Limited* que se encaixava na aplicação, seguem seus dados abaixo:

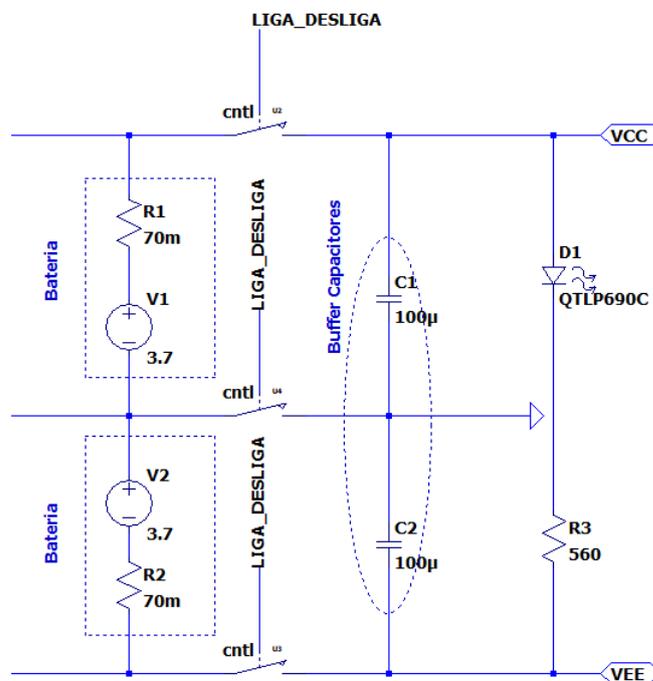
Tabela 1: Especificações da bateria XP18650-30U - *GP Batteries*

XP18650-30U	
<b>Tipo</b>	Li-Ion
<b>Tensão Nominal</b>	3.78 V
<b>Impedância Interna</b>	$\leq 70 \text{ m}\Omega$
<b>Capacidade</b>	3000 mAh (típico)
	2900 mAh (mínimo)
<b>Carga Padrão</b>	Corrente constante de 600 mA
<b>Dimensões</b>	$\varnothing 18.3 \times 65.4 \text{ mm}$
<b>Peso Bruto</b>	47.97g

Apesar do preço desse tipo de bateria ser maior se comparado às pilhas tradicionais, pela sua característica de ser recarregável, esse custo rapidamente é compensado. Além disso, possui baixa manutenção e causa menos danos ao ambiente quando descartadas.

Como o projeto necessita de uma alimentação simétrica (+3.7V e -3.7V), foram utilizadas duas baterias, ligadas como na figura 16, com uma chave no comando do seu acionamento. Para finalizar, colocou-se um LED na saída para indicação do estado ligado (LED aceso) e desligado (LED apagado) da chave.

Figura 16: Circuito de alimentação projetado



Fonte: Elaborado pelo autor

O cálculo para o valor do resistor R3, no ramo do LED, foi feito de forma que a corrente que passa nesse ramo não ultrapasse 10mA, evitando a queima do LED. Assim,

temos que:

$$V_{CC} - V_{D1} - V_{R3} - V_{EE} = 0; V_{D1} = 2V \text{ segundo o datasheet do componente}$$

$$3.7 - 2 - (R3 \cdot 10m) - (-3.7) = 0 \Rightarrow R3 = 540\Omega$$

Logo, tomou-se o valor de resistência comercial mais próximo: 560  $\Omega$

O valor dos capacitores no buffer foram adotados por convenção e conveniência, de forma que houvesse uma boa filtragem de ruídos.

### 3.1.2 Projeto do gerador de onda quadrada

Para o projeto do gerador de onda quadrada foi utilizado o CI 555 com tecnologia CMOS no modo multivibrador astável. Este CI pode ser alimentado com uma tensão entre 2V e 15V, podendo fornecer até 100 mA na saída.

O ciclo de trabalho que se desejava era o mais próximo de 50%, ou seja, que a onda gerada fosse o mais quadrada possível, então escolheu-se  $R_A = 1K\Omega$  e  $R_B = 10K\Omega$ . Assim, pela equação 2.5, obtém-se:

$$Duty\ cycle = \frac{R_A + R_B}{R_A + 2R_B} = \frac{11k}{21k} = 0.5238 \Rightarrow Duty\ cycle = 52.38\%$$

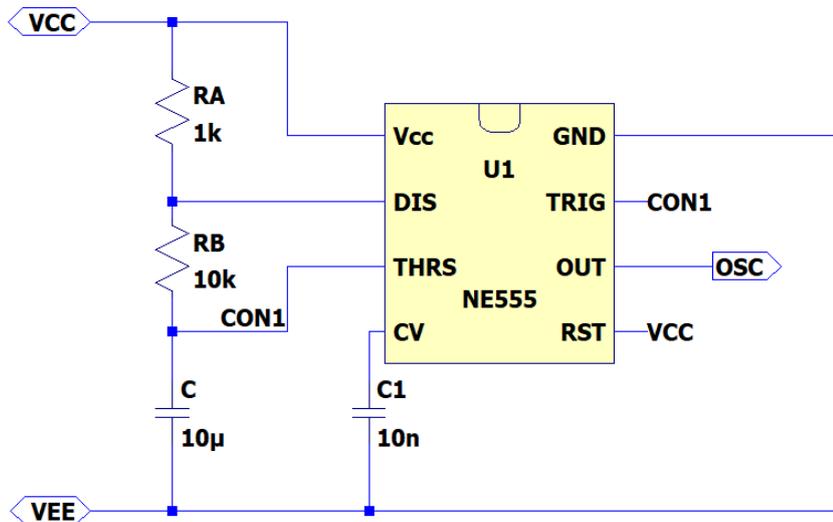
Para o capacitor C, foi escolhido um valor de 10  $\mu F$ , o que implica, pela equação 2.4, em uma frequência de onda quadrada de 7.039 kHz e, conseqüentemente, um período de 142.065  $\mu s$ . Com relação aos períodos da onda em nível alto e baixo, utilizando as equações 2.2 e 2.3, conclui-se que:

- $T_H = 72.765 \mu s$
- $T_L = 69.300 \mu s$

No pino 5 (CV) do CI foi feita a conexão ao terra por meio de um capacitor de 10 nF, valor recomendado pelo datasheet. Esse capacitor tem por objetivo nivelar quaisquer flutuações na tensão de alimentação que possam afetar a operação do multivibrador.

Dado as informações acima, o circuito do gerador de onda quadrada implementado pode ser visto na figura 17.

Figura 17: Gerador de onda quadrada projetado



Fonte: Elaborado pelo autor

### 3.1.3 Projeto do Multiplicador de tensão

O multiplicador de tensão foi pensado de forma que se obtivesse na saída uma tensão maior que 75V. Com relação aos valores dos capacitores, foi escolhido 10  $\mu\text{F}$  para os capacitores do multiplicador e 300  $\mu\text{F}$  para o capacitor de saída e, além disso, utilizou-se diodos schottky, que são mais rápidos e apresentam uma queda na junção inferior à do diodo de silício (aproximadamente 0.3V).

Se todos os componentes utilizados fossem ideais, teria-se na entrada do multiplicador uma onda quadrada de 3.7V de tensão de pico. Utilizando as equações das seções 2.14 e 2.15, montou-se um programa no excel através da função "What-if Analysis - Goal Seek" para o cálculo automático do número de estágios necessários para atingir esse nível de tensão, chegando ao seguinte resultado:

Figura 18: Modelo Excel para cálculo do número de estágios do multiplicador de tensão

Dados Fornecidos		Dados Calculados	
C1 (F)	0.0001	Req ( $\Omega$ )	3.996549
C2 (F)	0.0003	Número de estágios simples	24.29019
Tc (s)	0.0000142	Vo (V)	74.99984
RL ( $\Omega$ )	1000		
Vp_entrada (V)	3.7		
Vdiodo (V)	0.3		

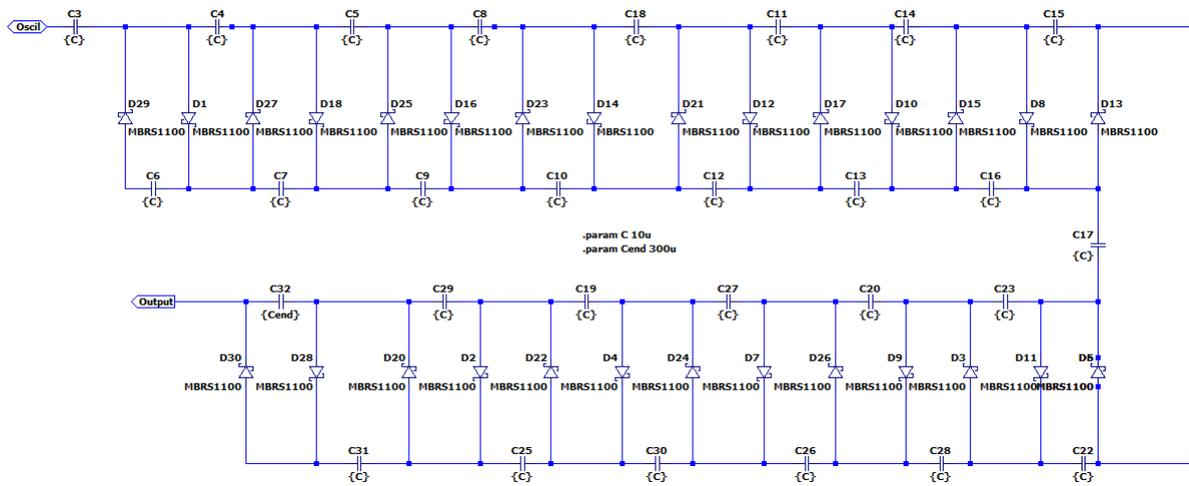
Fonte: Elaborado pelo autor

Vale ressaltar que a resistência de carga considerada para os cálculos foi de 1 k $\Omega$ ,

que é a resistência da pele humana molhada, que reflete o uso do gel condutor para eletroestimulação.

Pelos cálculos realizados, obteve-se um multiplicador de 25 estágios, mas como é sabido que os componentes não são ideais, decidiu-se aumentar em 10% esse valor, resultando em um multiplicador com 28 estágios, como pode ser visto na figura 19.

Figura 19: Multiplicador de tensão projetado



Fonte: Elaborado pelo autor

Com os 28 estágios, a tensão de saída foi recalculada e obteve-se um valor de  $V_o = 86.4V$ , o que equivale a uma corrente de saída no valor de  $I_o = 86.4mA$ .

Pela equação 2.19, temos que o multiplicador necessitará de uma corrente de entrada de 172.8 mA, que se encontra acima do valor máximo que o CI 555 SMD é capaz de fornecer, podendo queimá-lo. Para evitar esse tipo de problema, colocou-se um buffer entre o gerador de onda quadrada e o multiplicador, que atua como amplificador de potência e fornece a corrente necessária para o pleno funcionamento do multiplicador.

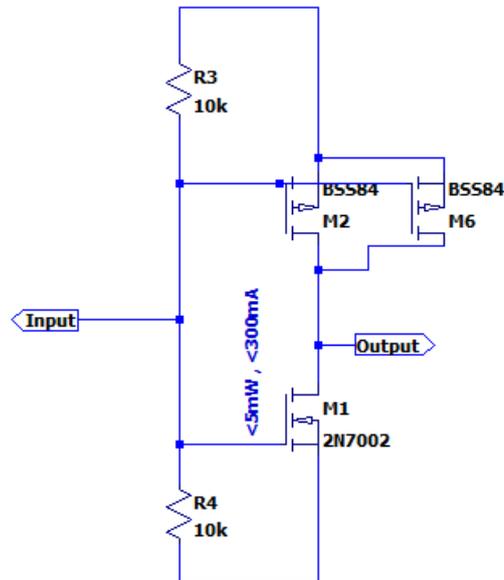
### 3.1.4 Projeto do Buffer

Pela necessidade de uma corrente maior, foi implementado um buffer push-pull para suprir a demanda do multiplicador.

Inicialmente buscou-se MOSFET's tipo N e P com parâmetros semelhantes, porém, na impossibilidade de encontrá-los, associou em paralelo dois MOSFET's tipo N para que o resultante possuísse parâmetros muito próximos do tipo P. Da teoria de eletrônica, é sabido que a associação em paralelo de MOSFET's faz com que seus parâmetros sejam somados (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2013).

Com o buffer equilibrado, partiu-se para a etapa de polarização. Através das equações da seção 2.3, obteve-se  $10\text{ k}\Omega$  para os resistores de porta. Assim, o circuito resultante pode ser visto na figura 20.

Figura 20: Buffer Push - Pull projetado

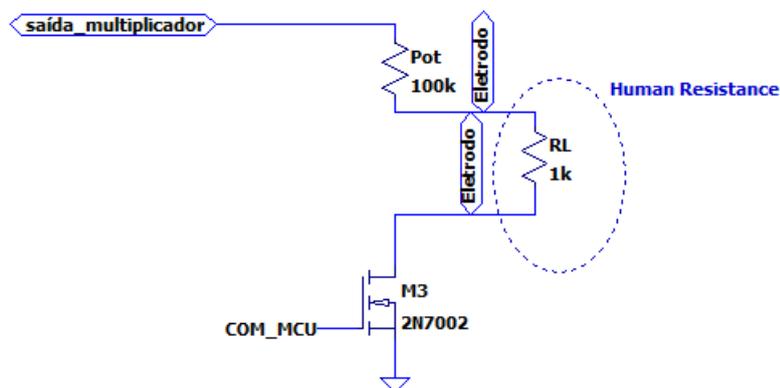


Fonte: Elaborado pelo autor

### 3.1.5 Saída do estimulador

A saída do estimulador é composta por um potenciômetro de  $10\text{ k}\Omega$  e um MOSFET, como pode ser visto na figura 21

Figura 21: Saída do estimulador



Fonte: Elaborado pelo autor

Através do potenciômetro é possível ajustar a corrente que atravessa esse ramo

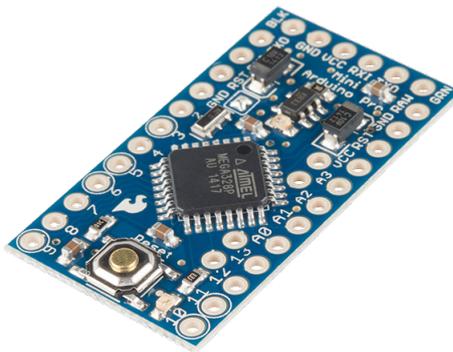
e, conseqüentemente, a corrente que é aplicada na estimulação. O MOSFET atua como uma chave, sendo comandado por um sinal programado para ligar e desligar, aplicando os estímulos através dos eletrodos no paciente tratado.

O projeto proposto do estimulador possui 3 canais de saída, podendo ser acionados em conjunto ou individualmente.

### 3.1.6 Sistema de Controle

Com o intuito de fazer o controle das sequências de estimulação, foi utilizado um Arduino Pro Mini 328 - 3,3V / 8MHz (figura 22). O Arduino gera uma onda quadrada, de acordo com o sinal de estimulação que se deseja, que é enviada à porta do mosfet localizado na saída do estimulador.

Figura 22: Arduino Pro Mini



Fonte: <https://www.robocore.net/loja/arduino/arduino-pro-mini-3v3-8mhz> - Acessado em 03/08/2019

Programou-se no arduino uma sequência de estimulação tradicional de 4 pulsos com durações individuais de 100  $\mu$ s e com intervalos, também, de 100  $\mu$ s a uma frequência de 25 Hz. Para a realização dessa tarefa, tem-se o seguinte código:

```
#include <TimerOne.h>

int canal = 10;

void setup()
{
  Timer1.initialize(40000);
  Timer1.attachInterrupt(chama);
}
```

```
    pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

void chama()
{
    digitalWrite(canal, HIGH);
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(canal, LOW);
    delayMicroseconds(100);

    digitalWrite(canal, HIGH);
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(canal, LOW);
    delayMicroseconds(100);

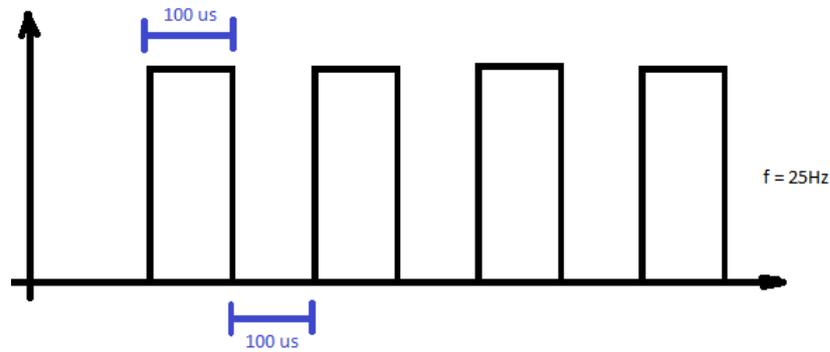
    digitalWrite(canal, HIGH);
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(canal, LOW);
    delayMicroseconds(100);

    digitalWrite(canal, HIGH);
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(canal, LOW);
}

void loop()
{
}
```

Com este programa, o arduino gerará uma forma de onda como esquematizado na figura 23.

Figura 23: Esquemático da sequência de estimulação programada no arduino



Fonte: Elaborado pelo autor

### 3.2 Esquema elétrico

Levando em conta tudo o que foi discutido até agora, montou-se o esquemático elétrico do projeto e para isso, foi utilizado o software LTspice. Este software é gratuito, oferece a possibilidade de simulações e análises e a opção de criação de novos componentes, não se limitando à biblioteca pré-existente, com isso ele se torna muito versátil, atendendo perfeitamente às necessidades aqui presentes.

O circuito completo feito no LTspice pode ser visto no Anexo A.

### 3.3 Prototipação

Com o intuito de validar a ideia, foi montado um protótipo do circuito para que fosse possível a realização de testes. Levando em conta as premissas com relação à tecnologia empregada, a montagem foi feita com componentes SMD e visando otimizar ainda mais o tamanho da PCI, optou-se pelo uso de placas de fenolite dupla face.

## 3.3.1 Materiais utilizados

Tabela 2: Lista de materiais

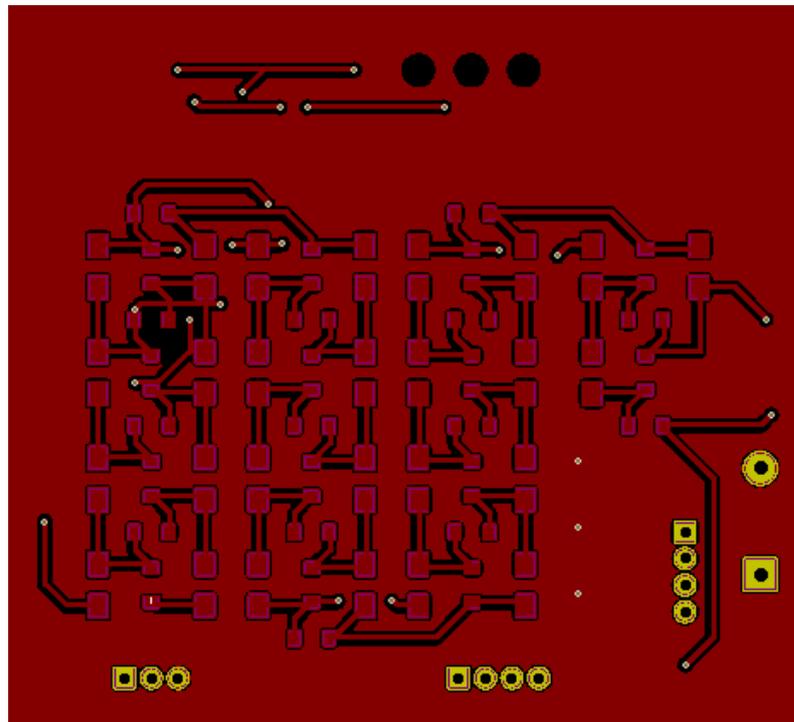
Componente	Especificação	Quantidade	Preço (R\$)	
			Unitário	Total
<b>Bateria</b>	GPXP18650-30U	2	22.5 <sup>1</sup>	45.00
<b>Resistor</b>	33	2	0.05	0.10
	560	1	0.05	0.05
	1k	3	0.05	0.15
	10k	3	0.05	0.15
<b>Potenciômetro</b>	100k	3	1.30	3.90
<b>Capacitor</b>	300u	1	0.95	0.95
	100u	2	0.95	1.90
	10u	27	0.95	25.65
	10n	2	0.26	0.52
<b>Diodo</b>	MBRS1100	28	0.46	12.88
<b>CI</b>	NE555	1	3.00	3.00
<b>MOSFET</b>	2N7002	4	0.32	1.28
	BSS84	2	0.33	0.66
<b>LED</b>	Verde	1	0.25	0.25
<b>Arduino</b>	Pro Mini 3.3 V	1	5.00	5.00
<b>Placa de Fenolite</b>	15x15cm - Dupla Face	1	10.00	10.00
<b>TOTAL</b>				<b>111.44</b>

## 3.3.2 Montagem da Placa

Com relação à confecção das placas, foi utilizado o software KiCad para a geração do circuito impresso de cada uma das faces, se mostrando excelente para o objetivo proposto e dando muita liberdade ao projetista. As dimensões totais da placa são de 69.85 x 76.2 mm e a vista de cada uma das faces pode ser observada à seguir:

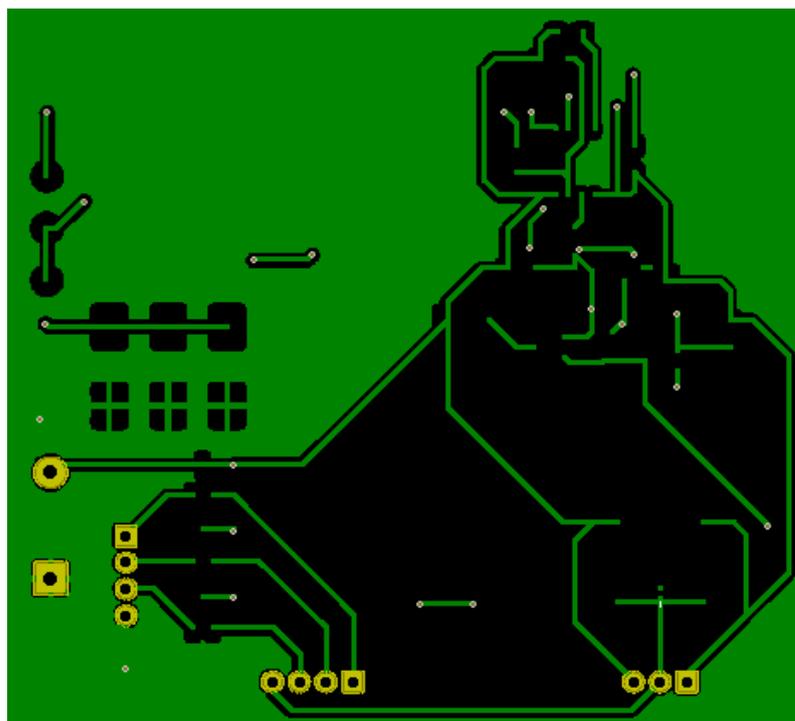
<sup>1</sup> Preço de 5€ - cotação utilizada 1€ = R\$ 4.50

Figura 24: PCI - Vista frontal



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 25: PCI - Vista traseira



Fonte: Elaborado pelo autor

### 3.3.2.1 Procedimento realizado à mão

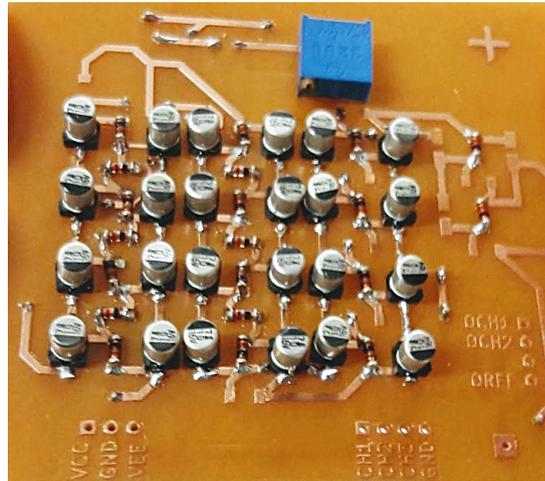
Para a confecção da PCI, inicialmente, optou-se pelo método de transferência térmica, um dos processos mais utilizados não profissionalmente na atualidade, possuindo um custo extremamente baixo e, por ser um procedimento simples, podendo ser realizado na própria residência do projetista.

Foram seguidos os passos apresentados abaixo:

1. Imprimi-se o desenho da placa em papel fotográfico com uma impressora à laser;
2. Limpa-se a placa de fenolite com palha de aço para que seja retirado qualquer tipo impureza e para que aumente a aderência do toner na placa;
3. Com a placa limpa e fazendo uso de um ferro de passar ou uma chapa quente, esquentam-se a placa por cerca de 30s (no caso deste projeto, foi utilizada uma chapa).
4. O papel fotográfico com o desenho impresso é posicionado de forma que o este fique virado para a placa e aplica-se a chapa quente em cima do papel pelo tempo que for necessário.
5. Lava-se a placa com água corrente para que todo o papel seja retirado e comprove-se o sucesso da transferência térmica.
6. Caso haja pequenas falhas, é possível corrigi-las com o uso de uma caneta do tipo "marcador permanente". Se a falha foi muito grande, recomenda-se limpar novamente com bombril repetir o processo de transferência.
7. A etapa final é a corrosão da placa com uma solução de percloro e água na proporção 1:1 e será eliminado todo o cobre que não possui a proteção de tinta.

Após a confecção da placa, esta foi furada e os componentes foram soldados utilizando ferro de ponta chata de solda e estanho. Na figura 26 podemos ver a PCI feita pelo método de transferência térmica já com os componentes soldados e pronta para testes.

Figura 26: PCI - Método por transferência térmica



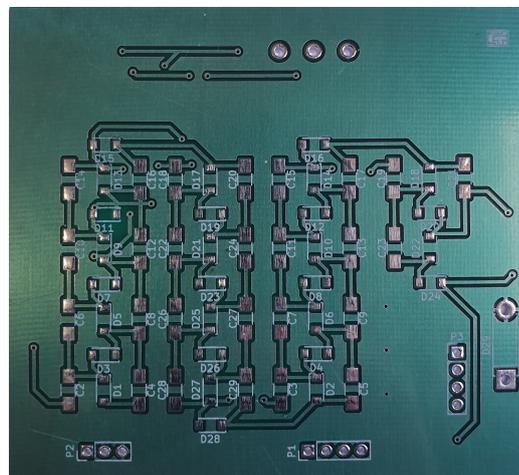
Fonte: Elaborado pelo autor

Esse método apresenta algumas desvantagens como baixa resolução, limite mínimo para o tamanho das trilhas e ilhas e a grande suscetibilidade a falhas, principalmente na etapa de transferência térmica, que se reflete no final do processo em trilhas rompidas, alteração local das propriedades elétricas calculadas e uma baixa qualidade estética.

### 3.3.2.2 Procedimento industrializado

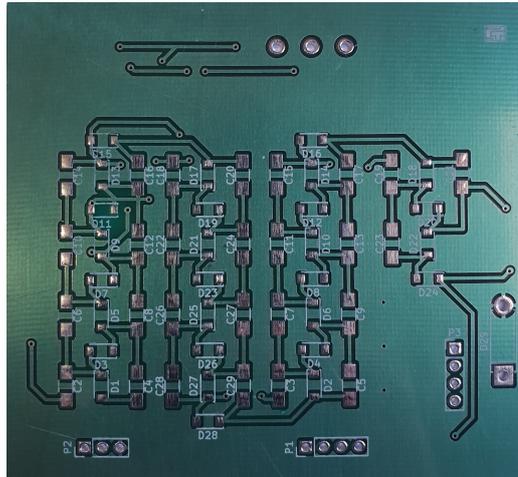
Visando profissionalizar o trabalho, encomendou-se a confecção da placa à uma empresa especializada nesse tipo de serviço. A empresa, localizada no México, produziu um lote de cinco placas à um custo total de R\$ 375.00 e uma delas pode ser vista nas figuras 27 e 28

Figura 27: PCI vista frontal - Método industrializado



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 28: PCI vista traseira - Método industrializado



Fonte: Elaborado pelo autor

Se comparado ao processo manual, é nítida a diferença na qualidade devido ao ferramental e ao processo utilizado na confecção. Entretanto, por um erro da empresa, as placas não possuem furos metalizados e conexão entre as faces, o que impossibilita o funcionamento das mesmas e traz um alerta para os cuidados no momento da escolha de uma prestadora de serviços<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> O dinheiro foi reembolsado integralmente

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 Análise comparativa entre simulação e protótipo

Para verificação do sucesso do projeto, foram realizadas medições no protótipo e, utilizando o LTspice, foi feita a simulação do circuito visto no Anexo A. Ambos os dados foram cruzados para comprovação prática da teoria.

A seguir, se encontram as informações mais relevantes do circuito, que equivalem às entradas e saídas de cada um dos blocos da figura 4.

Figura 29: Tensão de alimentação simulada

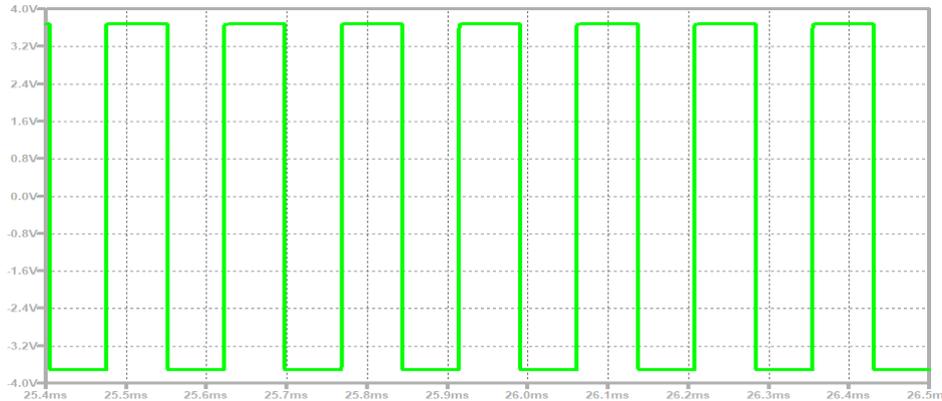


Fonte: Elaborado pelo autor

Na simulação, modelou-se a bateria segundo as informações da especificação técnica e pelo gráfico da figura 29, verifica-se que temos uma tensão de alimentação de 3.72 V. Para comparação, mediu-se fisicamente a tensão em cada uma das baterias e estas se encontravam com 3.7V.

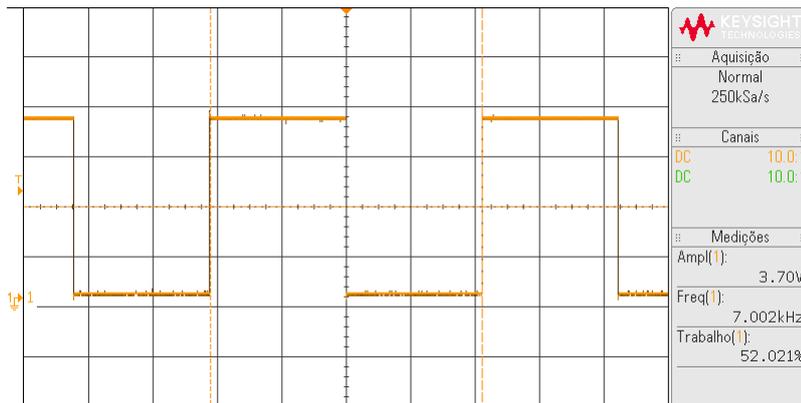
O gerador simulado nos entrega uma onda quadrada, como visto na figura 30, com tensão de pico de 3.72 V, frequência de 6.93 kHz e uma corrente de pico de saída de 55.7 mA. O protótipo, figura 31, entrega uma tensão de pico de 3,7 V com uma frequência de 7.002 kHz, implicando em uma diferença de 1.04% com relação à simulação e 0.53% com relação à frequência teórica projetada.

Figura 30: Forma de onda na saída do gerador de onda quadrada - Simulação



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 31: Forma de onda na saída do gerador de onda quadrada - Protótipo

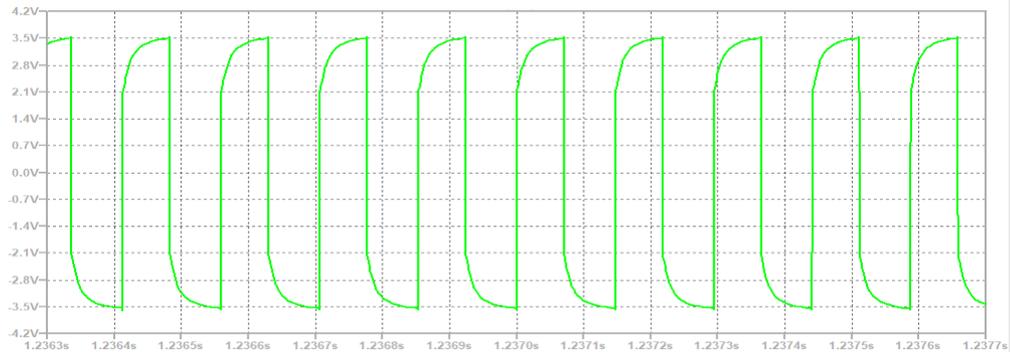


Fonte: Elaborado pelo autor

Na saída de ambos os buffer's (simulado e protótipo), pode-se observar uma deformação na onda que já era esperada, concordando com a teoria exposta neste trabalho. Além disso, ambos possuem uma pequena queda de tensão devido aos MOSFET's apresentando uma tensão de pico de 3.4 V, mantendo a frequência de 6.93 kHz e 7.002 kHz respectivamente.

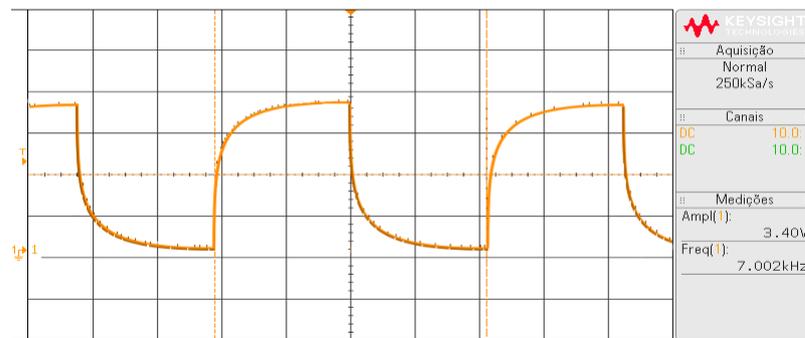
Já a corrente, na simulação, sofre uma amplificação atingindo um valor de pico de 135 mA. Não é possível medir essa grandeza nesse ponto do protótipo, pois este acabou queimando, mas como os MOSFET's da simulação tiveram suas grandezas ajustadas para chegarem o mais próximo possível dos reais e, em ambos os casos, os componentes apresentavam quedas de tensão muito próximas, acredita-se que as correntes de saída dos blocos seguem os mesmos padrões.

Figura 32: Forma de onda na saída do buffer - Simulação



Fonte: Elaborado pelo autor

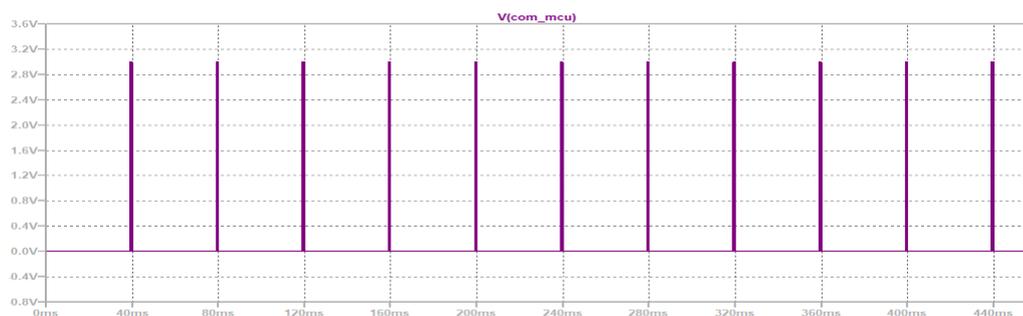
Figura 33: Forma de onda na saída do buffer - Protótipo



Fonte: Elaborado pelo autor

Nas figuras 34 e 35, podem ser vistos, respectivamente, a repetição da sequência de estimulação a uma frequência de 25 Hz e o trem de 4 pulsos com duração de 100  $\mu$ s com intervalos de 100  $\mu$ s, sendo idênticos os sinais gerados pelo computador na simulação e pelo arduino no protótipo.

Figura 34: Sinal de controle - Eletroestimulação



Fonte: Elaborado pelo autor

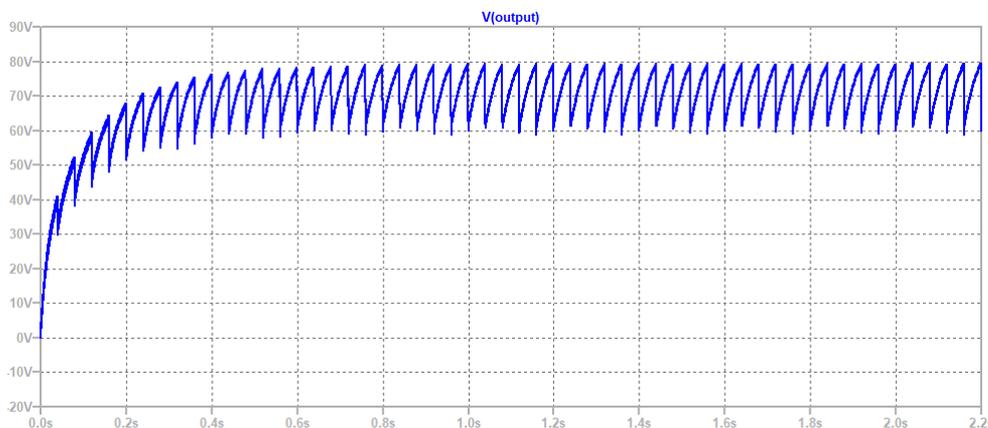
Figura 35: Sinal de controle - Eletroestimulação Zoom



Fonte: Elaborado pelo autor

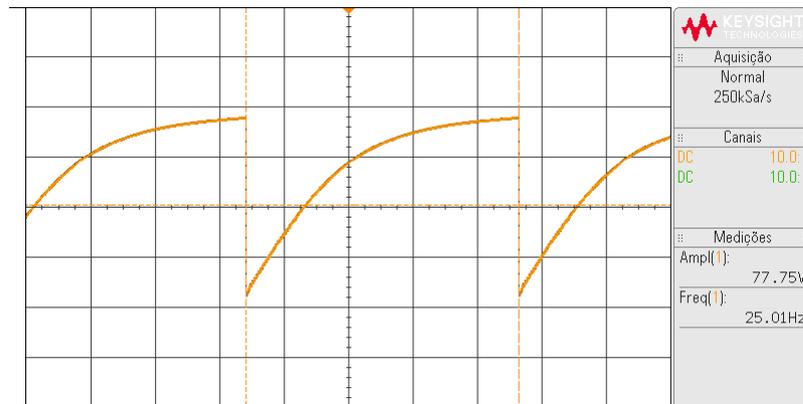
Com a aplicação dos estímulos, a onda da figura 36 é vista na saída do multiplicador. Atingi-se uma tensão máxima de saída de 78.1 V, que no momento do estímulo é descarregada através do eletrodo e volta ao seu máximo quando o capacitor de saída recarrega. Esse ciclo de carga e descarga depende da rotina de estimulação.

Figura 36: Sinal de controle - Eletroestimulação Simulação



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 37: Sinal de controle - Eletroestimulação Protótipo



Fonte: Elaborado pelo autor

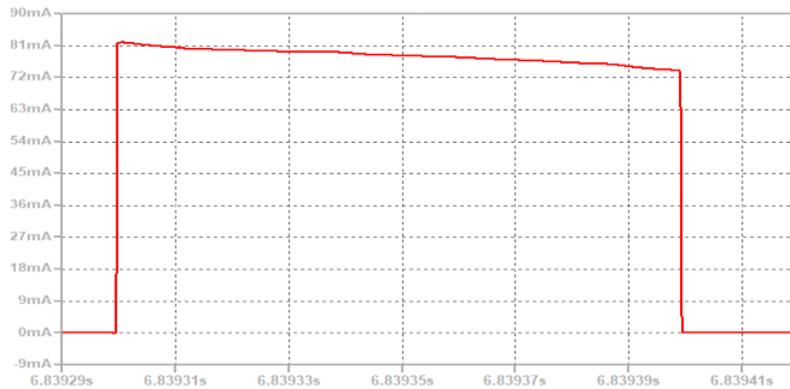
Percebe-se que a tensão máxima do multiplicador foi mais baixa que a teórica, o que faz sentido, visto que a tensão de saída do buffer também é menor. Se a tensão de saída do multiplicador for recalculada pelo programa feito no excel, considerando uma tensão de entrada de 3.4 V, obtém-se uma tensão de saída de 78.04 V.

Figura 38: Modelo Excel com o cálculo da nova tensão de saída do multiplicador

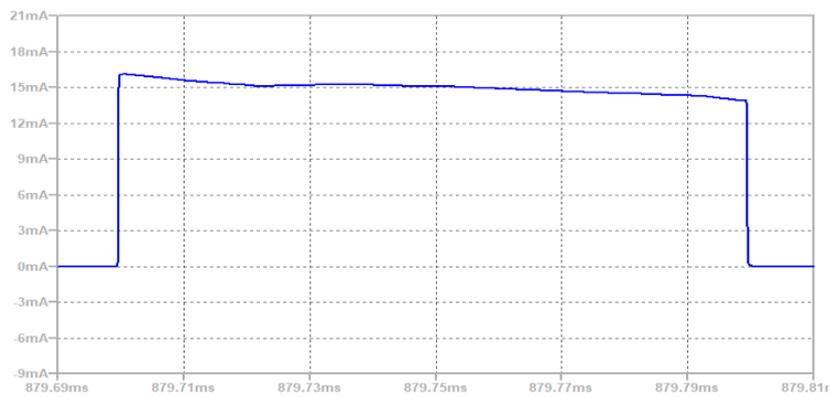
Dados Fornecidos		Dados Calculados	
C1 (F)	0.0001	Req ( $\Omega$ )	4.60694
C2 (F)	0.0003	Número de estágios simples	28
Tc (s)	0.0000142	Vo (V)	78.0405
RL ( $\Omega$ )	1000		
Vp_entrada (V)	3.4		
Vdiodo (V)	0.3		

Fonte: Elaborado pelo autor

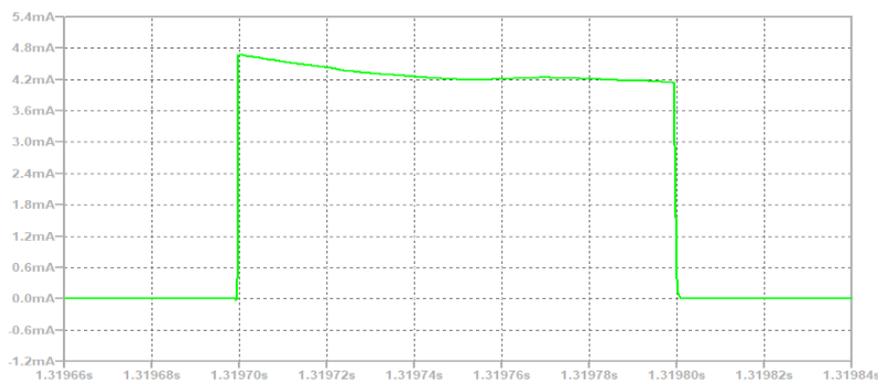
A seguir, é vista a forma de onda da corrente de estimulação para três valores diferentes da resistência do potenciômetro (0 k $\Omega$ , 2 k $\Omega$  e 10 k $\Omega$ ). A corrente injetada no paciente é inversamente proporcional ao valor da resistência do ramo, podendo ser facilmente controlada.

Figura 39: Pulso de estimulação (Pot 0 k $\Omega$ )

Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 40: Controle da corrente para estimulação - Pot 2 k $\Omega$ 

Fonte: Elaborado pelo autor

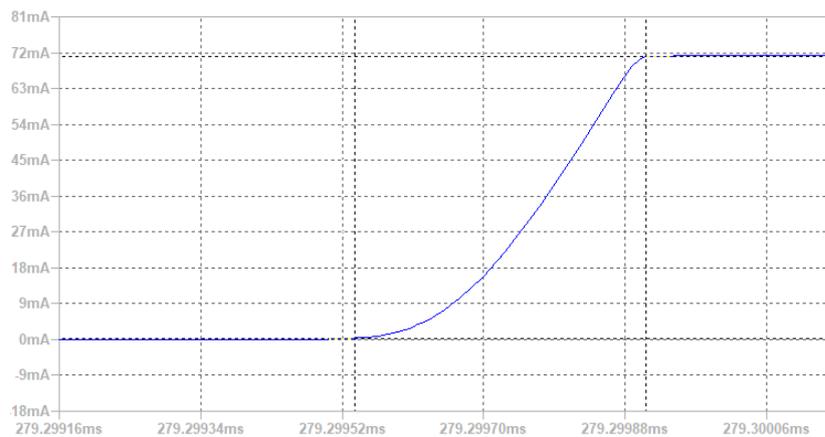
Figura 41: Controle da corrente para estimulação - Pot 10 k $\Omega$ 

Fonte: Elaborado pelo autor

Devido à descarga do capacitor, há uma queda de tensão de um pulso ao outro, implicando em uma variação nas correntes dos pulsos em cada ciclo, porém essa variação é pequena, ficando em torno de 10% do pico. Com este equipamento, consegue-se uma excursão de corrente entre 0 e 81mA.

Como pode ser visto na figura 42, tempo de subida do pulso de estimulação é de 360 ns.

Figura 42: Tempo de subida do pulso de estimulação



Fonte: Elaborado pelo autor

## 4.2 Autonomia do equipamento

Como visto na figura 39, um canal de estimulação pode consumir até 81mA. Para esse circuito foi proposto o uso de até 3 canais de estimulação simultaneamente, que, se demandado o máximo de corrente possível em cada, consumirão 243 mA. Considerando a capacidade da bateria escolhida de 3000 mAh e que a descarga máxima seja de 70%, tem-se disponível 2100 mAh, logo:

$$\text{tempo de utilização} = \frac{2100}{243} = 8.64$$

Em termos de autonomia, o equipamento poderia ser usado na sua máxima capacidade durante 8 horas e 38 minutos.



## 5 CONCLUSÃO

O desenvolvimento deste sistema de eletroestimulação para recuperação de movimentos funcionais se mostrou um sucesso com base na simulação e, apesar de não ter sido testado diretamente com pacientes, está totalmente alinhado com a teoria, sendo uma possibilidade de abordagem para possível construção de um equipamento para testes clínicos.

Como estímulo gerado se mostrou extremamente rápido na sua transição, levando um tempo total de 360 ns, o processo de acomodação é evitado e, pela frequência utilizada de 25 Hz durante os testes, deve ocorrer a contração tetânica, gerando um movimento muscular sustentado.

Foi obtida uma excursão de corrente entre 0 e 81mA para a aplicação da eletroestimulação, entretando os pulsos de estimulação possuem uma queda em torno de 10% do seu valor de pico, devido à descarga do capacitor de saída do multiplicador de tensão. Por conta da ausência de testes clínicos, não se sabe qual o efeito desse fenômeno no paciente, assim um próximo passo seria o estudo desse efeito e se é positivo ou negativo para o resultado final da recuperação de movimentos funcionais.

Foram gastos R\$ 111.44 na construção do protótipo apresentado, com um peso total de cerca de 200g e uma autonomia mínima de oito horas e meia. Logo, a questão da portabilidade foi contemplada, se mostrando uma boa solução que, além da sua função principal, tem como o foco o conforto do paciente e a liberdade de movimentação.

Baseado no que foi exposto acima, acredita-se que os objetivos propostos neste TCC foram atingidos e, por ser possível o controle de todos os parâmetros do eletroestimulador, frequência e duração do pulso via controle programado e amplitude via potenciômetro, a aplicação não fica restrita à recuperação de movimentos funcionais, podendo ser utilizado em tratamentos de analgesia, entre outros.

Por fim, é válido mencionar que este trabalho foi extremamente importante para a consolidação final dos conhecimentos adquiridos durante a graduação, transitando entre uma grande parte das disciplinas que foram cursadas e proporcionando ao autor a chance de desenvolvê-lo na área que mais lhe atraiu o interesse: a engenharia biomédica.



## REFERÊNCIAS

- BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos Eletrônicos e Teoria dos Circuitos**. Brasil: Pearson, 2013. v. 11<sup>a</sup> Edição.
- CAMPBELL, J.; TAUB, A. Local analgesia from percutaneous electrical stimulation: A peripheral mechanism. **Archives of Neurology**, American Medical Association, v. 28, n. 5, p. 347–350, 1973. ISSN 0003-9942.
- GERALD, J.; VITOR, P. **Eletrônica Geral**. Lisboa, Portugal: Instituto Superior Técnico, 2015.
- HEMMINGS, H.; EGAN, T. **Pharmacology and Physiology for Anesthesia: Foundations and Clinical Application**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2013. p. 253.
- LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia Explicada: Princípios e Prática**. Brasil: Barueri: Manole, 2001. p. 78 - 143.
- PECKHAM, P. H.; KNUTSON, J. S. **Functional electrical stimulation for neuromuscular applications**. **Annual review of biomedical engineering**, v. 7, p. 327–360, março 2005.
- POPOVIC, M. R. et al. **Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations**. **Spinal cord**, v. 39, p. 403–412, Agosto 2001.
- ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiology Testing**. EUA: Williamms Wilkins Press, 1995. v. 2<sup>a</sup> Edição.
- SILVA, A. C. A. et al. **Efeitos e modos de aplicação da eletroestimulação neuromuscular em pacientes críticos**. v. 7, p. 59–68, abril 2016. ASSOBRAFIR - Associação Brasileira de Fisioterapia Cardiorrespiratória e Fisioterapia em Terapia Intensiva.
- VAROTO, R. **Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para membro superior de tetraplégicos**. 2010. Tese (Doutorado) — Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2010.
- VERONESE, P. R. **Apostila de Circuitos Eletrônicos II**. São Carlos, Brasil: Universidade de São paulo, 2009. p. 83.



## **Anexos**



# ANEXO A – CIRCUITO DO PROJETO PARA SIMULAÇÃO

