

Marcos Matsunaga Yamaguti

Andrei Paula Leite Paz

Desenvolvimento de  
aparelho para  
eletroestimulação  
neuromuscular funcional

Brasília-DF

2009

Universidade de Brasília

Faculdade de Tecnologia

Departamento de Engenharia Elétrica

**Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia Elétrica**

**Desenvolvimento de aparelho**  
**para eletroestimulação**  
**neuromuscular funcional**

**Banca Examinadora**

---

Adson Ferreira da Rocha

---

Janaína Gonçalves Guimarães

---

Juliana Fernandes Camapum

Brasília-DF, julho de 2009

## *Dedicatória*

Aos meus pais Francisco Mitsuo Yamaguti e Odette Midori Matsunaga Yamaguti pela dedicação e ensinamentos.

Ao meu irmão Leandro Matsunaga Yamaguti pela força.

À minha namorada Carolina Ery Hosaka de Vasconcelos, pelo amor e apoio.

A Deus, por tudo.

*Marcos Matsunaga Yamaguti*

A minha parceira Bárbara Isaura de Macedo, pela admiração e companheirismo.

Ao meu pai Francisco das Chagas Paz, por não me deixar desistir.

A minha mãe Jacqueline Paula Leite Paz, pelo carinho e amizade.

A Deus, pela maravilhosa vida.

*Andrei Paula Leite Paz*

## *Agradecimentos*

Ao professor Adson Ferreira da Rocha, pela orientação neste trabalho.

À professora Janaína Gonçalves Guimarães, pelo apoio.

À professora Juliana Fernandes Camapum.

Aos nossos colegas de curso, pela amizade e pelo companheirismo.

À Universidade de Brasília pelo apoio.

Aos membros do laboratório GPDS.

A Deus.

Resumo deste trabalho de conclusão de curso para obtenção do certificado de graduação em Engenharia Elétrica pela Universidade de Brasília.

## Desenvolvimento de aparelho para eletroestimulação neuromuscular funcional

Julho/09

Autores: Marcos Matsunaga Yamaguti

Andrei Paula Leite Paz

Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Palavras-chave: eletroestimulação, CI 555, monoestável, astável.

Número de páginas: 42

O presente trabalho consiste no projeto, simulação e implementação de um aparelho destinado à eletroestimulação neuromuscular funcional. Este tipo de aparelho pode ser utilizado tanto para fins terapêuticos quanto para fins de fortalecimento e tonificação muscular. Seu uso consiste na aplicação de uma corrente elétrica controlada na superfície da pele, por meio de eletrodos de contato. Estão presentes, portanto, a análise e o diagrama do circuito, a descrição dos componentes e a simulação deste protótipo, neste trabalho.

Abstract of work for conclusion of course to obtain a certificate of graduation in Electrical Engineering from the University of Brasilia.

## Development of functional neuromuscular electrical stimulation device

July/09

Autores: Marcos Matsunaga Yamaguti

Andrei Paula Leite Paz

Advisor: Adson Ferreira da Rocha

Area of Concentration: Biomedical Engineering

Keywords: electrical stimulation, IC 555, monostable, astable.

Number of pages: 42

This work deals with the design, simulation and implementation of a device for neuromuscular functional electrical stimulation. This type of device can be used both for therapeutic purposes and for purposes of strengthening and muscle fortifying. Its use consists of applying a controlled electric current on the surface of the skin through electrodes in contact. Are present, therefore, the analysis of the circuit and the circuit diagram, description of components and simulation of this prototype, in this work.

## Sumário

Introdução .....	1
Objetivos .....	4
Fundamentação Teórica .....	5
3.1 Interação fisiológica da eletroestimulação .....	5
3.2 Riscos da eletroestimulação .....	7
Descrição do circuito elétrico .....	11
4.1 Configuração básica.....	11
4.2 Descrição dos componentes .....	13
4.2.1 O circuito integrado 555 .....	13
4.2.1.1 Comparador simples. ....	15
4.2.1.2 Funcionamento do flip-flop RS:.....	16
4.2.2 Modos de operação do CI 555 .....	16
4.2.2.1 Operação Monoestável.....	17
4.2.2.2 Operação Astável .....	19
4.2.3 Resistores Fixos .....	22
4.2.4 Resistores Variáveis.....	23
4.2.5 Capacitores.....	24
4.2.6 Diodos de Junção .....	26
4.2.7 Amplificadores Operacionais.....	27
4.2.8 Transistor Bipolar de Junção.....	29
Simulação do circuito .....	32
Análise dos resultados.....	39
Conclusão.....	41
Referências Bibliográficas .....	42

## Lista de Figuras e Tabelas

- Figura 01 – Diagrama esquemático do circuito elétrico do aparelho eletroestimulador.  
Figura 02 – Diagrama esquemático do circuito integrado 555.  
Figura 03 – Diagrama resumido do circuito integrado 555.  
Figura 04 – Esquemático do comparador simples.  
Figura 05 – Configuração do 555 para operação em modo monoestável.  
Figura 06 – Configuração do 555 (pinagem) para operação em modo monoestável.  
Figura 07 – Curvas de operação para o modo monoestável.  
Figura 08 – Configuração do 555 para operação em modo astável.  
Figura 09 – Configuração do 555 (pinagem) para operação em modo astável.  
Figura 10 – Curvas de operação para o modo astável.  
Figura 11 – Configuração (CI) para igual duração entre os níveis alto e baixo .  
Figura 12 – Configuração (pinagem) para igual duração entre os níveis alto e baixo.  
Figura 13 – Relação entre a área, o comprimento e a resistividade.  
Figura 14 – Junção PN.  
Figura 15 – Curva corrente x tensão do diodo.  
Figura 16 – Esquema de ligação do dispositivo limitador duplo.  
Figura 17 – Representação do amplificador operacional.  
Figura 18 – Esquema de ligação do amplificador operacional.  
Figura 19 – Diagrama do transistor bipolar de junção.  
Figura 20 – Forma de onda na saída do gerador de sinais.  
Figura 21 – Forma de onda no trigger do primeiro CI.  
Figura 22 – Forma de onda na descarga do primeiro CI.  
Figura 23 – Forma de onda no trigger do segundo CI.  
Figura 24 – Forma de onda na descarga do segundo CI.  
Figura 25 – Forma de onda na saída do segundo CI.  
Figura 26 – Forma de onda após a primeira queda de tensão (8,81 V).  
Figura 27 – Forma de onda na entrada não inversora do primeiro amp-op.  
Figura 28 – Forma de onda na saída do segundo amp-op.  
Figura 29 – Forma de onda após a queda de tensão na saída do segundo amp-op.  
Figura 30 – Forma de onda da corrente que excita o transistor.  
Figura 31 – Forma de onda da corrente no primário do transformador.  
Figura 32 – Forma de onda na saída do transformador.  
Figura 33 – Forma de onda da saída para uma variação de R2.  
Figura 34 – Tempo de subida e duração do pulso.  
Figura 35 – Intervalo entre pulsos.

Tabela 01 – Tabela resumo do flip-flop RS.

Tabela 02 – Parâmetros do transistor.



## Lista de siglas

CMOS – Complementary Metal-Oxide-Semiconductor

MOS - Metal-Oxide-Semiconductor

FET – Field Effect Transistor

JFET – Junction Field Effect Transistor

MOSFET - Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor

TBJ – Transistor Bipolar de Junção

DIP – Dual In-line Package

OP – Operational Amplifier

CI – Circuito Integrado

LED – Light Emitting Diode

## INTRODUÇÃO

Sabe-se que desde a antiguidade há relatos sobre o uso dos fenômenos elétricos com fins terapêuticos. Entretanto o interesse maior do uso destes fenômenos elétricos relacionados ao corpo humano intensificou-se durante o século XVIII. Em meados desse século, um cientista e médico italiano chamado Luigi Galvani deu início a alguns estudos relacionados aos efeitos da corrente elétrica na musculatura humana. Desde então, este tipo de terapia foi crescendo até se tornar uma das técnicas mais utilizadas tanto no tratamento de quadros associados à dor e à reabilitação neuromuscular quanto ao uso voltado ao fortalecimento e tonificação muscular.

A eletroestimulação é uma técnica que consiste na aplicação de pulsos de corrente elétrica sobre a pele (através de eletrodos) que estimulam músculos, nervos e tecidos, provocando vários benefícios, dentre eles, cita-se:

- restauração total ou parcial da função motora em pacientes com lesão medular, auxiliando principalmente deficientes físicos (hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos) nas suas atividades básicas diárias como locomoção ou apreensão de objetos;
- retardo de processos de dores agudas e crônicas, tais como artrite reumatóide, lombalgias, cialgias, cervicalgias, dores articulares e contusões;
- retardo de processos inflamatórios como artrites, tendinites e bursites, causados por lesões por esforço repetitivo;
- retardo dos quadros de atrofia por desuso, muitas vezes provocados por acidentes vasculares cerebrais;
- tratamento de incontinência urinária;
- tratamento da disfunção diafragmática.

Para se compreender as respostas fisiológicas dos músculos e tecidos ao estímulo elétrico é necessário conhecer alguns fundamentos básicos, tais como: passagem de corrente elétrica pelo corpo, modulação, amplitude e frequência de corrente elétrica. A passagem de eletricidade de um

ponto para outro determina, no corpo humano, algumas modificações fisiológicas decorrentes do deslocamento de íons.

Ao aplicar pulsos elétricos através da pele, as unidades motoras que estiverem na área dos eletrodos, e que apresentarem limiares similares, serão recrutadas simultaneamente. À medida que a fadiga se instala nestas unidades, a tensão nos músculos começará a diminuir, a não ser que se aumente a intensidade do estímulo aplicado, para que se recrutem novas unidades motoras com limiares maiores, ou com limiares semelhantes, mas que estejam localizadas mais distantes dos eletrodos. A fadiga excessiva será evitada mediante a escolha adequada dos parâmetros utilizados, frequências e tempo de duração da aplicação.

Biópsias de músculos dos seres humanos mostram mudanças marcantes nas características das fibras e no seu metabolismo, após a estimulação elétrica. Foram descritas, por exemplo, alterações na proporção entre as fibras de tipo I e II bem como o aumento de seus tamanhos. Foi descrito que a estimulação elétrica propicia um maior aumento da desidrogenase succínica, uma flavoproteína contendo ferro hemínico, que se toma como indicativo da capacidade oxidativa mitocondrial, o que pode aumentar a capacidade aeróbia do músculo [10].

Assim, percebe-se que o fluxo de estímulos nos nervos motores serve a princípio para provocar contrações musculares, que promovem o fortalecimento das fibras musculares e a facilitação do controle muscular, através das mudanças positivas no metabolismo das fibras nervosas.

A estimulação elétrica pode ser de forma contínua ou intermitente. Na forma contínua, a corrente elétrica é aplicada sem intervalos, de forma constante; na intermitente, a emissão é feita com períodos alternados de repouso e aplicação, permitindo hipertrofia e fortalecimento muscular. A intensidade da corrente elétrica nos equipamentos de eletroestimulação é medida em mA, o tempo de duração de um pulso é padronizado em ms e a frequência é expressa em Hz.

Portanto, na eletroestimulação, a frequência é responsável por quantizar e qualificar a contração muscular, já que ela determina a quantidade de pulsos aplicados dentro de um intervalo de tempo (neste caso, segundos). A intensidade do estímulo é outro fator bastante importante, pois deve ser ajustada de forma a sobrepor a barreira da sensibilidade e provocar um estímulo que atinja um patamar satisfatório. A polarização da onda também é muito importante, pois a aplicação de ondas unidirecionais provoca a chamada ionização, o que não ocorre com as

ondas bipolares ou bidirecionais. A ionização é um fenômeno que pode ocasionar diversas queimaduras e lesões.

No último século os aparelhos para eletroestimulação foram objeto de pesquisas e aprimoramentos de tal forma a tornar o uso da eletroestimulação bastante eficaz no tratamento de várias patologias e também no fortalecimento e tonificação musculares.

## OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é projetar um protótipo de aparelho de eletroestimulação neuromuscular funcional capaz de realizar tanto funções de tratamento de patologias quanto de fortalecimento muscular em seres humanos. A metodologia usada baseia-se nas simulações em softwares de implementação de circuitos eletrônicos com resultados em gráficos.

# FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

## 3.1 INTERAÇÃO FISIOLÓGICA DA ELETROESTIMULAÇÃO

Deve-se conhecer, então, as conseqüências e os efeitos da corrente elétrica no corpo humano. A eletroestimulação depende da taxa de variação de carga dos pulsos elétricos nos tecidos sob três aspectos [2]:

1. Não existindo variação (ou se a variação é insignificante) e a corrente elétrica é unidirecional, existirá um fluxo permanente de íons nos tecidos.

2. Se a taxa de variação é relativamente rápida, e o pulso elétrico possui longa duração (pulso bastante largo), serão estimulados nervos e músculos.

3. Se a taxa de variação é muito rápida (freqüência alta), a duração do pulso será insuficiente para excitar as células. Assim, para que ocorra a estimulação, será preciso aumentar a amplitude da corrente, o que poderá provocar queimaduras no tecido.

A interação fisiológica dependerá da intensidade da corrente. Quanto maior a intensidade maiores os efeitos. A intensidade também determina se um simples pulso elétrico terá energia suficiente para provocar um potencial de ação gerando um impulso nervoso. A taxa de subida e descida e a duração do pulso devem ser suficientemente rápidas a fim de provocar a estimulação do nervo com uma baixa intensidade de corrente. A força das contrações musculares ou o efeito sensorial dependerão do número de fibras nervosas estimuladas, que por sua vez dependerão da intensidade de corrente. Maiores intensidades de corrente irão se propagar mais facilmente nos tecidos, e portanto, mais nervos serão ativados.

A aplicação de pulsos elétricos nos tecidos depende necessariamente de um circuito elétrico fechado. Dessa forma, dois eletrodos de material condutor são fixados com certa distância entre si na pele. Como já foi dito, quanto maior a densidade de corrente maiores os efeitos. Maiores densidades de corrente farão com que a corrente afete nervos maiores, resultando em uma sensação de formigamento mais intenso e propagação até os nervos motores causando contrações musculares. A posição dos eletrodos irá determinar os pontos de maiores densidades de corrente nos tecidos e quais nervos serão afetados.

As fibras nervosas em estado de repouso possuem uma diferença de potencial em torno de 70 mV entre a parte interna e externa da membrana celular [2], sendo a parte interna negativa e a parte externa positiva. Como o impulso nervoso se deve a uma mudança eletroquímica que se propaga ao longo da fibra nervosa, ele pode ser causado pela diferença de potencial da membrana causada por um pulso elétrico. Este impulso nervoso propaga-se a princípio em ambas as direções da fibra, contudo o efeito será percebido em apenas uma direção, devido ao bloqueio causado pela sinapse, somente na direção de estímulo desejado.

Existem algumas comprovações de que a taxa de subida do pulso elétrico deve ser muito rápida, como em um pulso retangular, por exemplo. Se a taxa de subida do pulso é lenta, o impulso nervoso não acontecerá porque o balanço iônico nas membranas das fibras nervosas será capaz de se ajustar a estas mudanças. Este processo é chamado de acomodação. Por isso o pulso elétrico capaz de estimular um nervo deve possuir um tempo de subida rápido, como um pulso retangular, com menos de 1 ms de duração, de preferência.

Se ocorrer um impulso, a membrana passa a ter um potencial em torno de 30 mV. Existe, então, um tempo para a membrana voltar ao potencial de equilíbrio de cerca de 70 mV. Este período é chamado de período refratário absoluto, e durante este período, é impossível gerar outro impulso nervoso. O período refratário absoluto pode variar de 0.4 a 2 ms dependendo do tipo de célula. Dentro dos próximos 10 a 15 ms, o impulso nervoso poderá ser novamente gerado, neste caso, com intensidade maior. Este é chamado de período refratário relativo. Depois deste período, o nervo volta a seu estado de equilíbrio.

O período refratário é bastante importante e deve ser levado em conta quando se realiza a análise das frequências dos pulsos elétricos usados na eletroestimulação. Se uma série de pulsos nervosos são aplicados a um nervo motor com a frequência de 1 Hz, irão acontecer contrações musculares nesta frequência.

Assim, nervos sensoriais apresentarão o mesmo comportamento através de suaves choques. Se esta frequência é aumentada para 10 Hz, acontecerá um tremor muscular correspondente, porém, se esta frequência é ainda aumentada para 50 Hz, por exemplo, as contrações musculares serão contínuas. Estas contrações são chamadas de contrações tetânicas. Embora o pico de corrente permaneça o mesmo, a força das contrações tetânicas aumentam com o aumento da frequência até 100 Hz, mas não além. O aumento da força muscular ocorre porque

a tensão mecânica desenvolvida durante uma contração não possui tempo para relaxar antes do próximo estímulo, fazendo com que o esforço muscular através de suas sucessivas contrações se acumule.

Acima de 100 Hz, as contrações musculares e as sensações de formigamento não aumentam com o aumento da frequência. De fato, elas podem até diminuir a menos que a intensidade de corrente seja aumentada.

Rápidas contrações musculares, usadas para o aumento da força muscular e rapidez nos movimentos, respondem melhor a frequências na faixa de 50-150 Hz. Lentas contrações, usadas para a melhoria de postura, possuem uma frequência tetânica de 20-30 Hz.

Como em todo projeto, existe uma análise que se faz com relação à apropriação e uso de cada procedimento. Para a estimulação de nervos motores e sensoriais, os pulsos devem ser retangulares de curta duração (entre 0,1 e 0,5 ms). Para se alcançar a diferenciação entre estes nervos e os nervos de dor, pulsos ainda mais curtos (entre 0,02 e 0,05 ms) são mais apropriados. Pulsos bidirecionais simétricos possuem a vantagem de evitar qualquer risco de eletrólise. Estes são considerados pulsos sem polarização, e frequências em torno de 80 a 100 Hz são consideradas as melhores. Para outros propósitos, como estimular nervos de dor periféricos, pulsos mais longos em torno de 10 ms se mostram mais apropriados. De forma similar, se efeitos de polarização são necessários para promover a cicatrização de ferimentos, correntes DC podem ser usadas. Contudo, é preciso compreender que a estimulação elétrica possui uma variedade de efeitos os quais podem não ser desejados e apresentam riscos.

### 3.2 RISCOS DA ELETROESTIMULAÇÃO

Para a utilização correta da eletroestimulação, algumas observações devem ser seguidas. Devem-se conhecer as formas de pulso empregadas, seus parâmetros, as características dos aparelhos utilizados e o mais importante, saber os limites nos quais a estimulação elétrica pode ser aplicada com segurança.

De um modo geral podem ocorrer três efeitos: aquecimento (pela resistência oferecida pelos tecidos), estimulação dos tecidos excitáveis e queimadura eletroquímica. As altas



intensidades são as principais causadoras dos efeitos indesejáveis, mas também outros fatores como o tipo de corrente utilizada, a forma e a largura do pulso, frequência, impedâncias, e mais alguns fatores já citados.

O choque elétrico é uma perturbação que se manifesta no organismo quando ele é percorrido por uma corrente elétrica de qualquer natureza, sendo que seus efeitos podem variar dependendo de fatores como:

- intensidade de corrente;
- percurso que a corrente elétrica perfaz no organismo;
- tempo de duração do estímulo (choque elétrico);
- área e pressão do contato;
- tipo de corrente elétrica (forma do pulso);
- frequência da corrente elétrica;
- diferença de potencial;
- condições da pele do indivíduo;
- região onde se produz o choque, no organismo;
- constituição física e condições de saúde do indivíduo.

As maiores complicações de um choque são:

- queimaduras;
- parada respiratória;
- fibrilação ventricular, parada cardíaca;
- tetanização (paralisia) muscular;
- alterações sanguíneas provocadas por alterações técnicas e eletrolíticas;
- diversas alterações no sistema nervoso;
- diversas alterações em diferentes órgãos e sistemas.

Entretanto, os danos são bastante raros. A fabricação dos equipamentos de eletroestimulação não permite que sejam geradas correntes com intensidades suficientemente grandes para ocasionar dano aos tecidos. Os incidentes com eletricidade ocorrem em grande parte com aparelhos eletrodomésticos. Os choques elétricos também possuem classificações: existem os macrochoques, onde a corrente passa através da pele, e os microchoques que se referem a choques aplicados diretamente nos tecidos, por exemplo, o estímulo do marcapasso no coração. Assim sendo, o microchoque pode ser mais perigoso, pois pequenas variações de corrente podem ser fatais.

Quando uma corrente elétrica se propaga em nosso corpo, ela tende a se espalhar através dos caminhos de baixa resistência nos tecidos subcutâneos, lembrando que a resistência da pele é muito maior do que a resistência dos tecidos internos. A resistência da pele normal é da magnitude de milhares de ohms, enquanto que a pele úmida pode ter menos que  $1000\Omega$  e os tecidos internos uma resistência de poucas centenas de ohms. Pode-se então verificar as consequências do choque elétrico em ambientes úmidos, um exemplo: um choque de 240 V, a uma resistência de  $1000\Omega$ , gera uma corrente de 240 mA suficiente para causar uma fibrilação ventricular, o que pode ser fatal; já com a pele seca, a resistência pode chegar a  $100.000\Omega$ , e a corrente resultante de 2.4 mA causaria uma pequena sensação de formigamento.

A aplicação da corrente elétrica no corpo humano, mesmo não apresentando grandes riscos, pode provocar algumas sensações de dor e desconforto, o que pode ocasionar, em raros casos, danos aos tecidos. As fibras de dor possuem maior impedância do que as fibras nervosas sensoriais, por isso que as baixas intensidades de corrente não provocam dor. A dor só começa a ser sentida à medida que é aumentada a intensidade de corrente. Entretanto pequenas dores podem eventualmente fazer parte da intensidade de corrente necessária ao tratamento, com a ressalva de que esta sensação jamais cause trauma ou medo ao paciente. Outro aspecto importante é que sendo a pele a maior resistência ao fluxo de corrente, qualquer alteração cutânea como um ferimento, por exemplo, poderá gerar um caminho de baixa resistência, podendo elevar a densidade de corrente local de forma significativa e causar fortes dores.

Como já foi dito, a densidade de corrente que sai dos eletrodos é de fundamental importância. Além disso, devem-se observar as diferentes respostas sensitivas à estimulação elétrica para cada paciente. Estudos mostraram que, de modo geral, as mulheres parecem ter

menores limiares para percepção, dor e tolerância à estimulação elétrica cutânea em relação aos homens. Isto associado ao fato de que mulheres são mais sensíveis a dor por pressão do que os homens.

A aplicação de correntes elétricas provoca contrações que dependem dos parâmetros dessa corrente, com isso, é possível haver lesões nas juntas e articulações devido ao uso de correntes excessivamente fortes. De qualquer forma, este é um risco bastante pequeno, pois a eletroestimulação neuromuscular raramente produz uma contração maior do que a contração produzida voluntariamente.

Recomenda-se a não utilização deste método de tratamento em regiões inflamadas, sob o risco de se provocar o espalhamento desta infecção. Similarmente, tratamentos próximos ao útero de uma gestante poderão provocar movimentos uterinos indesejáveis. Se qualquer tipo de hemorragia ocorrer na superfície da pele ou nos tecidos, devido a movimentos musculares, vasodilatação ou rompimento de um coágulo, a estimulação deverá ser interrompida.

A aplicação da eletroestimulação na região de marcapassos cardíacos implantados pode alterar seu funcionamento ocasionando arritmia cardíaca. Outro risco bastante improvável, mas não impossível, é a irradiação de campos eletromagnéticos emitidos pelo estimulador elétrico causarem interferências ao marcapasso. É uma possibilidade remota, mas que deve ser considerada na medida em que problemas de incompatibilidade eletromagnética são possíveis entre dois equipamentos elétricos quaisquer.

As contra-indicações ao uso da estimulação elétrica para fins terapêuticos podem ser resumidas em:

1. Casos em que fortes contrações musculares causarem qualquer dano em músculos ou articulações; desprendimento de coágulo; propagação de infecção ou hemorragia;
2. Casos em que a estimulação de nervos poderá alterar o ritmo cardíaco ou outras funções vitais;
3. Casos em que possa haver aberturas de ferimentos ou lesões na pele;
4. Casos em que possa provocar atividades indesejáveis em tumores;
5. Casos em que possa causar irritação e danos à pele, principalmente em pessoas com baixa sensibilidade.

# DESCRIÇÃO DO CIRCUITO ELÉTRICO

## 4.1 CONFIGURAÇÃO BÁSICA

O circuito elétrico deste trabalho tem como base o artigo “Development of a Circuit for Functional Electrical Stimulation, K. W. Eric Cheng, Yan Lu, Kai-Yu Tong, A. B. Rad, Daniel H. K. Chow, and Danny Sutanto, Senior Member, IEEE”. Mostra-se na figura abaixo, a configuração básica do circuito.

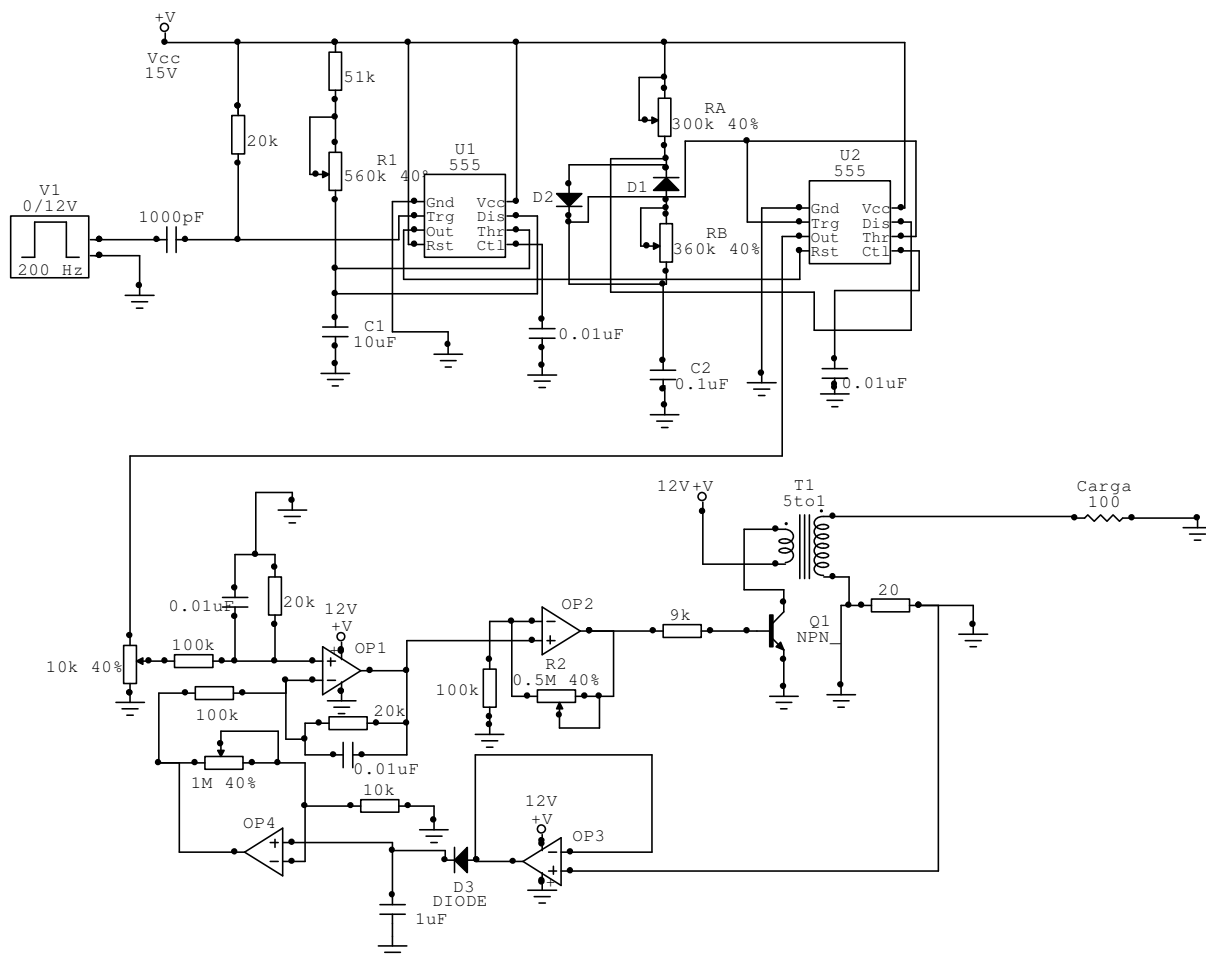


Figura 01 – Diagrama esquemático do circuito elétrico do aparelho eletroestimulador.

O circuito do aparelho eletroestimulador deste trabalho pode ser dividido em duas partes. A primeira parte é composta por dois circuitos integrados temporizadores do tipo 555 associados a uma série de resistores, capacitores e diodos. O primeiro CI (U1) está na configuração de

multivibrador monoestável e o segundo CI (U2) está na configuração de multivibrador astável. O funcionamento destes CI's será descrito adiante. Para que o circuito execute a função desejada, é necessário que em sua entrada ele possua um sinal externo que funcione como uma microchave. Neste ponto, foi associado ao terminal de entrada um gerador de sinais.

Na saída do multivibrador astável, temos uma série de pulsos. A largura dos pulsos e também a frequência destes pulsos podem ser ajustados pelos valores dos resistores R1, RA e RB e também pelos valores dos capacitores C1 e C2.

A segunda parte do circuito é composta por quatro amplificadores operacionais (OP1, OP2, OP3 e OP4), um transistor, um transformador e mais alguns resistores, capacitores e diodos. O primeiro amp-op (OP1) é usado como um amplificador de erro, o segundo amp-op (OP2) é usado para amplificar o sinal que segue para o transformador e os outros dois amp-op's são usados para realimentação de corrente. A amplitude do pulso é controlada pelo resistor R2. O transformador tem a função alterar o nível de tensão para o patamar desejado.

Esta segunda parte do circuito tem basicamente a função de elevar a tensão de saída ao valor desejado e transformar os pulsos da saída do multivibrador astável em uma série de pulsos de corrente cujas amplitudes podem superar 100 mA. Um loop de realimentação é usado para garantir a amplitude da corrente.

O circuito, como um todo, possui:

Na 1ª parte:

- 2 CI's 555;
- 3 resistores variáveis;
- 2 resistores fixos;
- 5 capacitores;
- 2 diodos.

Na 2ª parte:

- 4 amplificadores operacionais;
- 1 resistor variável;

- 10 resistores fixos;
- 3 capacitores;
- 1 transistor bipolar de junção NPN;
- 1 transformador.

## 4.2 DESCRIÇÃO DOS COMPONENTES

### *4.2.1 O CIRCUITO INTEGRADO 555*

O circuito integrado 555 foi criado com o objetivo de ser utilizado em uma série de aplicações e projetos que dependem de temporização ou ainda, ser utilizado como multivibrador. Este CI foi projetado e desenhado por Hans R. Camenzind, e começou a ser comercializado em 1971 pela Signetics (grupo posteriormente adquirido pela Philips). O nome original deste CI era SE555/NE555 e inicialmente foi chamado de "The IC Time Machine". Atualmente, este CI é bastante usado, devido essencialmente à sua simplicidade de uso, baixo custo e boa estabilidade. A fabricação em larga escala é basicamente do grupo Samsung na Coréia onde são fabricados cerca de um bilhão de unidades por ano. O temporizador 555 é um dos mais populares e versáteis circuitos integrados já produzidos. O diagrama esquemático deste CI está mostrado na figura 2, logo abaixo. Este CI é composto pela associação de 28 transistores e 12 resistores num chip de silício em um encapsulamento de 8 pinos duplo em linha (DIP).

## Schematic Diagram

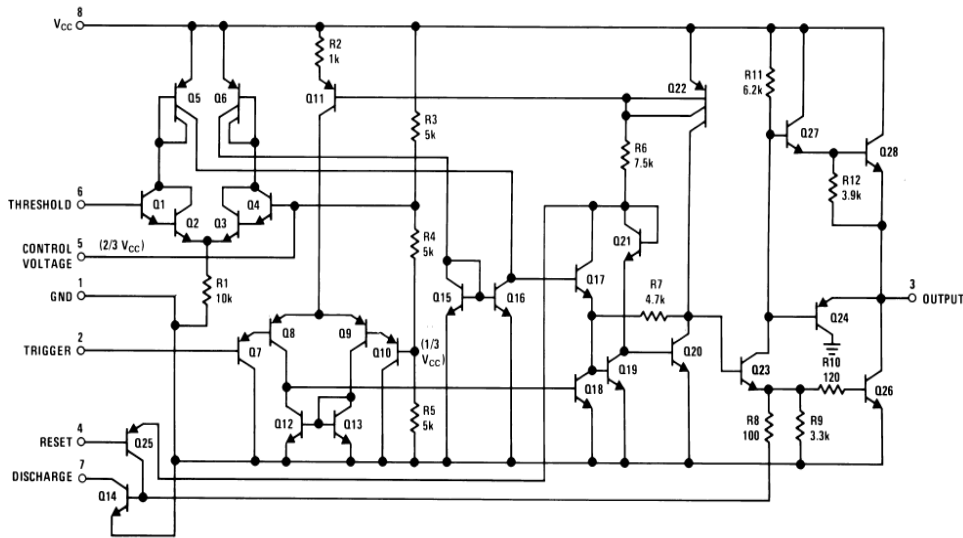


Figura 02 – Diagrama esquemático do circuito integrado 555.

O diagrama esquemático do circuito integrado 555 pode ter seu funcionamento resumido na ação de: um flip-flop do tipo RS, dois comparadores simples e um transistor de descarga. É possível perceber na figura 3, abaixo:

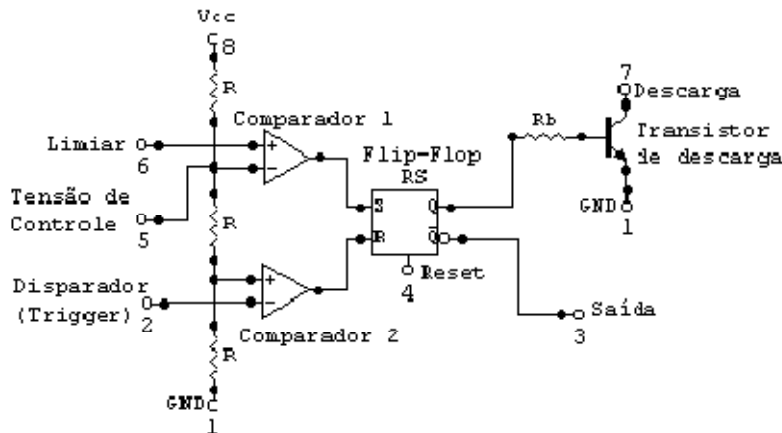


Figura 03 – Diagrama resumido do circuito integrado 555.

Esse CI possui uma tensão de alimentação entre 5 e 18 V, tornando-o compatível com a família TTL de circuitos integrados e bastante útil para uso em circuitos alimentados por baterias. A saída deste CI pode fornecer ou drenar correntes de até 200 mA, permitindo, dessa forma o controle direto de componentes eletrônicos como relés, lâmpadas e outros tipos de carga relativamente grandes.

Geralmente o pino 5 (entrada de controle), não é conectado, deixando assim a tensão de controle fixa em  $2/3V_{cc}$  (de acordo com a fórmula de divisor de tensão:  $V_{controle} = (R+R)*V_{cc}/R+R+R = 2R*V_{cc}/3R = 2/3V_{cc}$ ). Toda vez que a tensão de limiar (sensor de nível, pino 6) exceder a tensão de controle ( $2/3V_{cc}$ ), a saída do comparador 1 vai para nível alto, setando o flip-flop RS e saturando o transistor de descarga, devido ao nível alto na saída Q do flip-flop.

O disparador (trigger) está conectado à entrada inversora do comparador 2 (pino 2). A entrada não-inversora tem uma tensão fixa de  $1/3V_{cc}$  ( $V_{\tilde{n}}-inv = R*V_{cc}/R+R+R = RV_{cc}/3R = V_{cc}/3$ ). Toda vez que a tensão do disparador for menor que  $1/3V_{cc}$ , a saída do comparador vai a nível alto, resetando o flip-flop, cortando o transistor de descarga e deixando a saída /Q (pino 3) em nível alto.

O reset (pino 4) habilita o 555 com nível alto e o desabilita com nível baixo. Geralmente na maioria das aplicações, este pino é ligado à  $V_{cc}$ .

#### 4.2.1.1 Comparador simples.

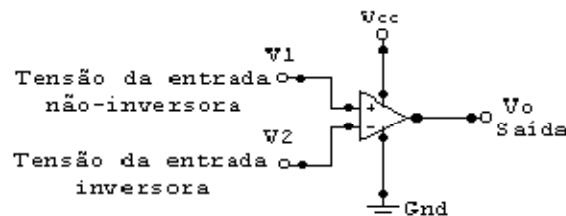


Figura 04 – Esquemático do comparador simples.

O comparador simples é um tipo de configuração de um circuito amplificador operacional que tem a função de chavear para um nível de tensão entre dois possíveis, baseado na comparação das tensões de entrada.

Se:  $V_1 > V_2$  , então  $V_o = V_{cc}$ ;

$V_1 < V_2$  , então  $V_o = Gnd$ ;

$V_1 = V_2$  , então  $V_o = 0V$ .



#### 4.2.1.2 Funcionamento do flip-flop RS:

O flip-flop é um circuito digital básico que armazena 1 bit de informação. A saída de um flip-flop só muda durante a transição do clock. Ele possui a seguinte tabela-verdade:

*Tabela 01 – Tabela resumo do flip-flop RS.*

Entradas		Saídas	
S (Set)	R (Reset)	Q	/Q (Complementar)
Nível baixo	Nível alto	Nível baixo	Nível alto
Nível alto	Nível baixo	Nível alto	Nível baixo
Nível baixo	Nível baixo	Não mudam de estado	
Nível alto	Nível alto	Condição não aceita pelo circuito	

#### 4.2.2 MODOS DE OPERAÇÃO DO CI 555

Possui três modos básicos de operação:

Modo monoestável: nesta configuração, o CI 555 funciona, basicamente, como um disparador. Suas aplicações incluem temporizadores, detectores de pulso, chaves imunes a ruído, interruptores de toque, etc.

Modo astável: nesta configuração, o CI 555 opera como um oscilador. Os usos incluem pisca-pisca de LED, geradores de pulso, relógios, geradores de tom, alarmes de segurança, etc.

Modo biestável: nesta configuração, o CI 555 pode operar como um flip-flop, se o pino DIS (discharge) não for conectado e se não for utilizado capacitor. As aplicações incluem interruptores imunes a ruído, etc.

Neste trabalho estão sendo usadas as configurações monoestável e astável, descritas abaixo.

### 4.2.2.1 Operação Monoestável

As figuras abaixo mostram as configurações do circuito integrado 555 em operação monoestável.

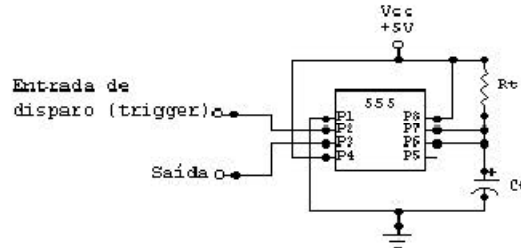


Figura 05 – Configuração do 555 (CI) para operação em modo monoestável.

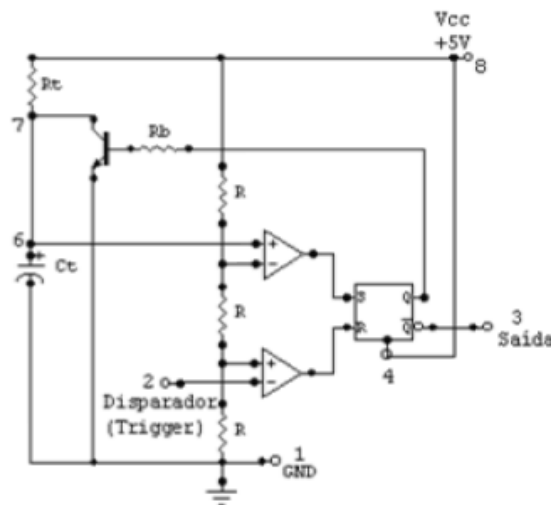


Figura 06 – Configuração do 555 (pinagem) para operação em modo monoestável.

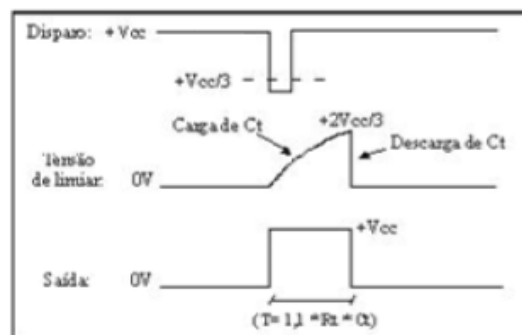


Figura 07 – Curvas de operação para o modo monoestável.

Inicialmente, a tensão de disparo é  $+V_{cc}$ . Como o disparador (no caso, trigger) está ligado à entrada inversora do comparador 2, uma tensão de  $+V_{cc}$  nesta entrada faz com que se tenha nível baixo na saída deste comparador (pois a tensão na entrada inversora,  $+V_{cc}$ , é maior

que a tensão na entrada não-inversora,  $+1/3V_{cc}$ ). Isto faz com que o flip-flop RS fique no seu estado normal (com nível alto na saída Q e nível baixo na saída  $\bar{Q}$ ), saturando o transistor de descarga e deixando o capacitor  $C_t$  descarregado.

Quando a tensão de disparo vai a nível baixo, a tensão na entrada não-inversora ( $+1/3V_{cc}$ ) é maior que a tensão na entrada inversora (0V), no comparador 2. Isto faz com que a sua saída vá a nível alto, resetando o flip-flop (nível baixo na saída Q e nível alto na saída  $\bar{Q}$ ) e colocando o transistor de descarga em corte. Dessa forma, o capacitor  $C_t$  se carrega.

A tensão em  $C_t$  (tensão de limiar) aumenta até que exceda a tensão de controle ( $+2/3V_{cc}$ ). Quando isto ocorre, a saída do comparador 1 vai a nível alto, setando o flip-flop, saturando o transistor de descarga e, por consequência, descarregando  $C_t$ .

Quanto maior a constante de tempo RC, mais tempo leva para a tensão em  $C_t$  chegar a  $+2/3V_{cc}$  (tensão de controle).

Isto determina a largura do pulso ou a temporização na saída, que é dada por:

$$T = 1,1 * R_t * C_t$$

Onde T é dado em segundos,  $R_t$  em ohms e  $C_t$  em farad.

A tensão de controle, geralmente de  $2/3V_{cc}$ , pode ser desacoplada através de um outro capacitor ligado ao pino 5 e à terra (tipicamente de  $0,01 \mu F$ ), com isso, é possível melhorar a imunidade ao ruído. Esta tensão também pode ser alterada, através do pino 5, a fim de obter outras tensões diferentes de  $2/3V_{cc}$ .

Alterando os valores de  $C_t$  e  $R_t$ , o período da temporização pode ser controlado entre cerca de 5 ms até aproximadamente 1 hora. Porém, em uma temporização acima de 5 minutos a confiabilidade fica comprometida, devido aos altos valores de  $R_t$  e  $C_t$  necessários para esta temporização.

O valor mínimo de  $R_t$  é limitado pelo transistor de descarga (geralmente  $1 k\Omega$  é o mínimo permitido).

Com relação ao valor máximo de  $R_t$ , geralmente os fabricantes recomendam um máximo de  $20 M\Omega$ , mas acima de  $1 M\Omega$  a precisão fica comprometida. Portanto, em aplicações gerais, o valor de  $R_t$  deve ficar entre  $1 k\Omega$  e  $1 M\Omega$ .

Não há limites para o valor de  $C_t$ , a não ser o seu custo. Dependendo do valor da capacitância do capacitor eletrolítico e de sua qualidade, ele pode apresentar correntes de fuga que podem distorcer os períodos calculados das temporizações. Para valores muito altos de capacitância, o transistor de descarga levará mais tempo para descarregar  $C_t$ . A sua tensão de isolamento deve ser maior ou igual a  $V_{cc}$  (quanto mais próximo de  $V_{cc}$ , melhor), já que uma tensão de isolamento menor que  $V_{cc}$  causará uma diminuição na vida útil do capacitor.

#### 4.2.2.2 Operação Astável

As figuras abaixo mostram as configurações do 555 em operação astável.

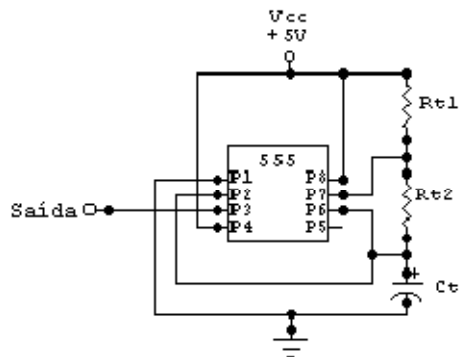


Figura 08 – Configuração do 555 para operação em modo astável.

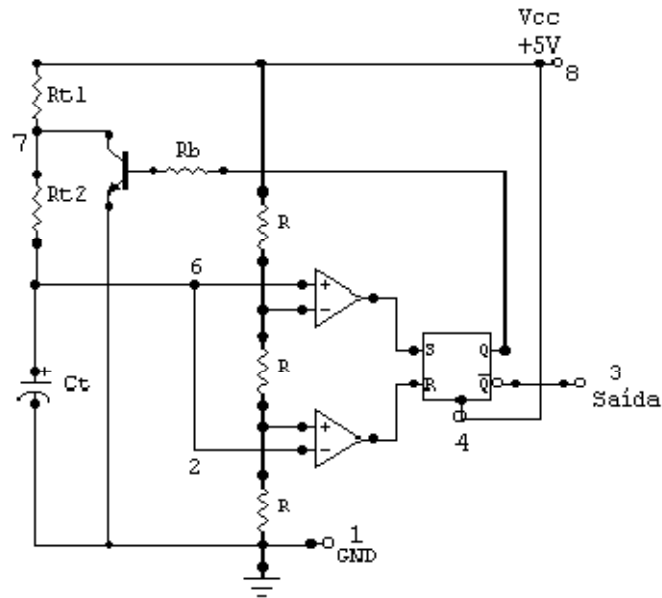


Figura 09 – Configuração do 555 (pinagem) para operação em modo astável.

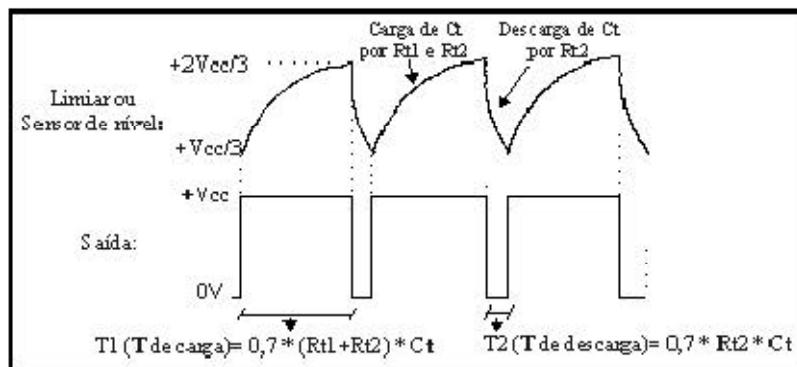


Figura 10 – Curvas de operação para o modo astável.

Neste tipo de operação, são colocados os resistores  $R_{t1}$  e  $R_{t2}$  em série no lugar do único  $R_t$  na operação monoestável.

Como ponto de partida, inicialmente pode-se supor que o flip-flop está resetado ( $Q$  em nível baixo e  $\bar{Q}$  em nível alto). Dessa forma, o transistor está em corte e o capacitor  $C_t$  está se carregando. Este capacitor se carrega até que excede a tensão de controle ( $2/3V_{cc}$ ), fazendo com que a tensão na entrada não-inversora (pino 6) do comparador 1 seja maior que a tensão na sua entrada inversora, isso faz com que sua saída vá a nível alto, setando o flip-flop. Com nível alto em  $Q$ , o transistor de descarga entra em saturação fazendo com que  $C_t$  se descarregue por  $R_{t2}$ . A tensão em  $C_t$  diminui até que fique menor que a tensão da entrada não inversora do comparador 2 ( $1/3V_{cc}$ ). A saída do comparador 2 vai a nível alto, resetando o flip-flop e voltando ao ponto de partida. Esta operação astável se repete indefinidamente.

A tensão em  $C_t$  varia entre  $1/3V_{cc}$  e  $2/3V_{cc}$ , embora possa ser alterada, externamente, atuando sobre a tensão de controle (pino 5).

A duração do período alto ou tempo de carga é dada por:

$$T_1 = 0,7 * (R_{t1} + R_{t2}) * C_t$$

E a duração do período baixo ou tempo de descarga é dada por:

$$T_2 = 0,7 * R_{t2} * C_t$$

O período total ( $T$ ) é:

$$T = T_1 + T_2 = 0,7 * (R_{t1} + 2 R_{t2}) * C_t$$

E a frequência ( $f$ ) é:

$$f = 1 / T \sim 1,45 * (R_{t1} + 2R_{t2}) * C_t$$

Se  $R_{t2}$  for muito maior que  $R_{t1}$ , os períodos altos e baixos serão quase iguais. O valor de  $R_{t1}$  será desprezível em relação ao valor de  $R_{t2}$ , assim a frequência será de:

$$f \sim 0,73 / R_{t2} * C_t$$

Caso tenha a necessidade um oscilador com durações iguais dos níveis altos e baixos, o circuito deve ser configurado como mostram as figuras abaixo.

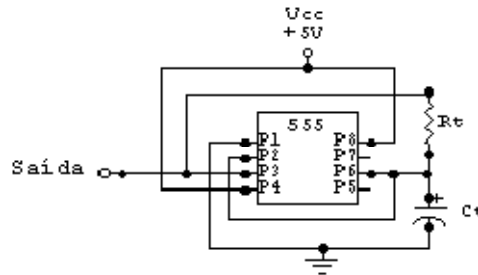


Figura 11 – Configuração (CI) para igual duração entre os níveis alto e baixo.

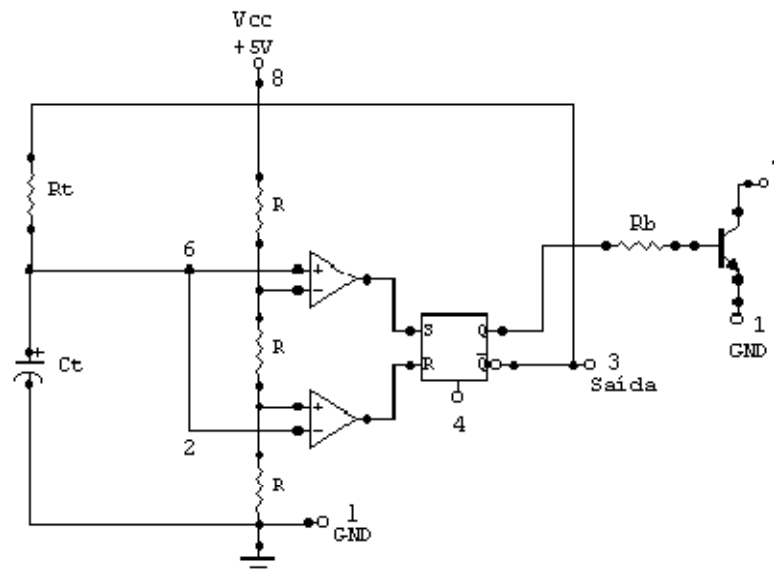


Figura 12 – Configuração (pinagem) para igual duração entre os níveis alto e baixo.

O pino 7 (descarga) não é conectado e é colocado um resistor  $R_t$  no lugar dos dois resistores  $R_{t1}$  e  $R_{t2}$ , com o pino 3 (saída) conectado à este resistor  $R_t$ .

Supondo que inicialmente o flip-flop esteja setado, não existe diferença de potencial em  $R_t$  e  $C_t$ . Com  $C_t$  descarregado, a tensão no disparador (pino 2) é de 0V. Assim, a saída do comparador 2 vai à nível alto, resetando o flip-flop e deixando a saída /Q em nível alto. Neste momento  $C_t$  se carrega por  $R_t$ , fazendo a tensão de limiar (pino 6) elevar-se, até que atinge a

tensão de controle (+2/3Vcc). Quando isso ocorre, a saída do comparador 1 vai a nível alto, setando o flip-flop e fazendo com que a saída /Q vá a nível baixo. Então, Ct se descarrega por Rt, voltando para o estado inicial. Os períodos de nível alto e baixo são iguais porque Ct se carrega por Rt e se descarrega pelo mesmo Rt.

O período de carga e de descarga é dado por:

$$T_{\text{carga}} = T_{\text{descarga}} = 0,7 * C_t * R_t$$

Assim, o período total é de:

$$T_{\text{total}} = 2 * T_{\text{carga}} = 1,4 * C_t * R_t$$

Nesta mesma família de temporizadores existem ainda o CI 556 que é composto pela combinação de dois temporizadores 555. Para a fabricação, os dois CI's 555 são combinados em um encapsulamento de 14 pinos. O CI 558 é também um encapsulamento, só que de 16 pinos combinando quatro temporizadores 555. Existem ainda versões de ultra baixa potência como o CI 7555, que utiliza um número menor de componentes externos e tem menor consumo de energia.

Uma curiosidade: o nome "555" foi adotado em alusão ao fato de que existe uma rede interna (divisor de tensão) composta por três resistores de 5 kΩ que servem de referência de tensão para os comparadores do circuito integrado.

#### *4.2.3 RESISTORES FIXOS*

Os resistores são componentes projetados e fabricados com o intuito de oferecer uma resistência à passagem de corrente.

Tal resistência (R) é inversamente proporcional à área perpendicular ao fluxo das cargas (A) e é diretamente proporcional à resistividade  $\rho$ . - propriedade elétrica do material - e ao comprimento L, no sentido pelo qual a corrente atravessa. Tal relação pode ser vista na figura 13 abaixo.

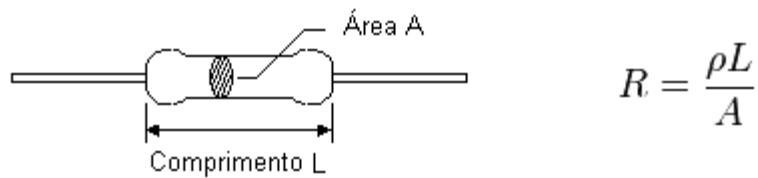


Figura 13 – Relação entre a área, o comprimento e a resistividade.

Sua unidade de medida padrão é dada em Ohm ( $\Omega$ ).

Os resistores fixos mais comuns são compostos de um miolo de cerâmica envolto por uma fina camada de filme de carbono, a qual é enrolada até se atingir a resistência desejada. É acrescentado um fio terminal em cada extremidade e em seguida uma isolação elétrica cobrindo este conjunto.

O resistor fixo ideal possui uma resistência constante e independente da temperatura, da tensão aplicada em seus terminais e da corrente que o atravessa. Sua resistência determina a declividade da curva  $V \times I$  a qual, no caso ideal, se mostra como sendo uma reta devido à relação abaixo:

$$R = \frac{V}{I}$$

Onde  $V$  é a tensão nos terminais e  $I$  a corrente que atravessa o resistor.

#### 4.2.4 RESISTORES VARIÁVEIS

São resistores comuns, porém possuem um dispositivo de controle mecânico-manual do valor de sua resistividade, uma vez que seu comprimento e sua área permanecem praticamente inalterados. Com isso, o valor da própria resistência pode ser regulado. Os resistores variáveis são chamados de potenciômetros ou trimpot's de acordo com a acessibilidade do dispositivo de regulação ao usuário. O resistor variável semi-fixo (trimpot) tem sua resistência variada apenas para manutenção ou, na implementação, para pequenos ajustes até se encontrar a condição operacional e a forma de onda desejada. Já o potenciômetro é utilizado, pelo próprio usuário,



para ajuste de intensidade ou de frequência. Em nosso projeto utilizamos trimpot's na 1ª parte do circuito, mantendo a frequência constante e inacessível ao usuário. Porém na 2ª parte um potenciômetro R2 foi inserido para permitir ajustes na amplitude da corrente pelo fisioterapeuta responsável.

#### 4.2.5 CAPACITORES

Os capacitores são compostos por duas placas metálicas dispostas em paralelo com o objetivo básico de se induzir um campo eletrostático entre as mesmas ao se aplicar uma tensão em seus terminais. Este campo armazena energia potencial, pois cargas de sinais opostos se concentram na extremidade de cada placa. Para que tais cargas não atravessem o espaço entre os metais, seu interior é preenchido com material dielétrico. A unidade que caracteriza um capacitor é o Farad (F) que nada mais representa do que a carga (Q) que se acumula em cada placa ao se aplicar uma tensão V. Assim:

$$C = \frac{Q}{V}$$

Tal capacitância é determinada fisicamente pela área (A) de cada placa, pela distância (d) entre elas e pela permissividade eletrostática do material isolante. Podendo se ajustar variando um destes parâmetros, como na fórmula:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d}$$

Quando inseridos em circuitos elétricos de corrente contínua, que causam uma diferença de potencial constante nos seus terminais, os capacitores passam por dois momentos: no 1º momento - transitório - por não permitirem que flua corrente por seu dielétrico, cargas fluem, pelo circuito, de uma placa a outra carregando-as com sinais opostos. No 2º momento, depois de carregadas, as placas atingem o regime permanente, onde funcionam como uma bateria que armazena energia. Esta energia pode ser re-utilizada pelo próprio circuito em determinadas situações.

Como nosso circuito projetado funciona com corrente alternada, precisamos compreender o funcionamento dos capacitores neste caso. Pela equação abaixo, nota-se que, ao se alterar a tensão no capacitor, uma corrente proporcional a esta variação se estabelece:

$$I = C \frac{dV}{dt}$$

Na situação AC senoidal, caso a tensão varie com o co-seno no tempo, a corrente varia com sua derivada, ou seja, o negativo do seno. Assim:

$$V = V_{\text{MAX}} \times \text{COS}(2\pi ft)$$
$$I = -I_{\text{MAX}} \times \text{SEN}(2\pi ft)$$

Substituindo-se I e V acima na equação anterior e integrando dos dois lados, é possível perceber que o capacitor possui a característica de se opor à passagem de corrente, assim como o resistor, porém sua "resistência", a que chamamos de reatância, varia inversamente com a frequência, conforme abaixo:

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC}$$

Pode-se notar, pela equação acima, que a frequências muito altas o capacitor se aproxima de um curto circuito. A baixas frequências, funciona como um circuito aberto.

Pode-se provar que uma onda quadrada - que é exatamente o que se pretende obter neste projeto – nada mais é do que o somatório das harmônicas inteiras ímpares da série de Fourier, ou seja, um somatório de senos.

Portanto, todos os capacitores utilizados no projeto têm o objetivo de filtrar a onda, permitindo a passagem das frequências desejadas e impedindo que interferência ou ruído seja propagado.

#### 4.2.6 DIODOS DE JUNÇÃO

Os diodos são compostos por duas partes semicondutoras, geralmente silício, dopadas: uma com elétrons (N) e a outra com buracos (P), como visto na figura 14 abaixo. Quando se conecta essas duas partes, forma-se uma junção PN que possui algumas propriedades interessantes para a eletrônica.

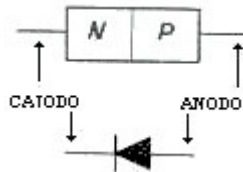


Figura 14 – Junção PN.

Apesar de serem os componentes eletrônicos mais simples, os diodos são dispositivos não-lineares em sua relação corrente x tensão. Possuem a característica predominante de permitir fluxo de cargas apenas em um sentido, se opondo a qualquer tendência destas caminharem no sentido inverso. Portanto, quando se aplica uma tensão em seu ânodo maior do que a de seu catodo ele conduz, quando o contrário ocorre, ele se comporta aproximadamente como um circuito aberto.

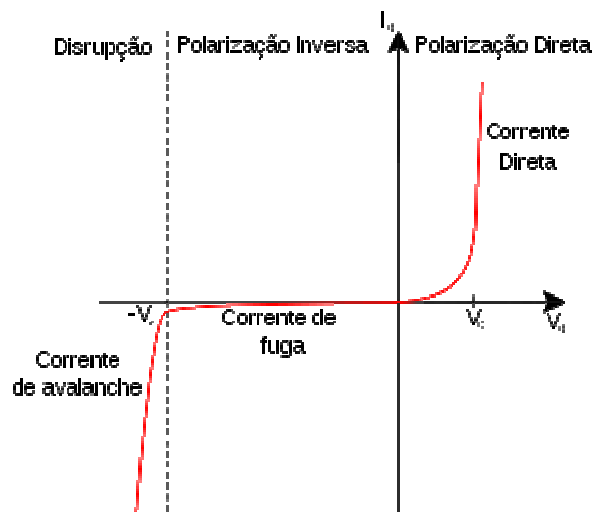


Figura 15 – Curva corrente x tensão do diodo.

Na realidade, conforme figura 15 acima, existem outras duas regiões de atuação no diodo além da zona de polarização direta, são elas:

- região de polarização reversa, onde a corrente é mínima e negativa, mas existe;
- região de ruptura, que conduz a chamada corrente de avalanche.

Na região direta, o diodo segue a seguinte relação:

$$I = I_s \left( e^{V/V_T} - 1 \right); \quad V_T = kT/q$$

Onde  $I_s$  é corrente de saturação,  $V$  a tensão nos terminais,  $k$  a constante de Boltzmann,  $q$  a carga do elétron e  $T$  a temperatura absoluta em Kelvin.

Neste projeto, os dois diodos associados em paralelo com polaridades opostas formam um dispositivo limitador duplo (figura 16), que neste caso ainda é acrescido de uma resistência  $R_B$ .

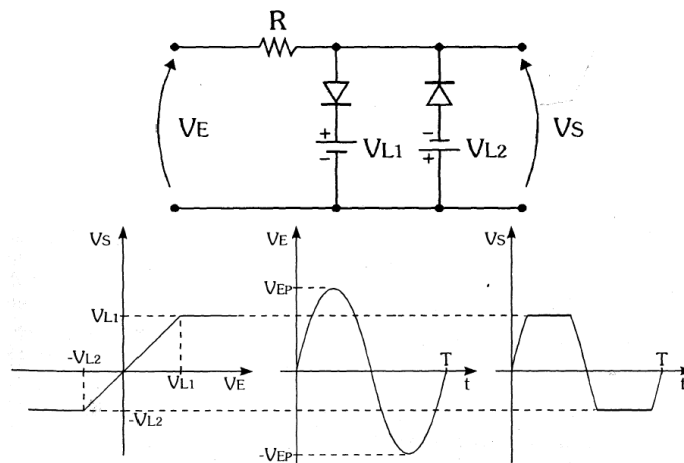


Figura 16 – Esquema de ligação do dispositivo limitador duplo.

#### 4.2.7 AMPLIFICADORES OPERACIONAIS

São elementos formados por transistores. Como verificado na figura 17, possuem dois terminais de entrada de sinais (o positivo e o negativo) e uma saída - além da alimentação e do

terra, que ficam geralmente implícitos em sua representação gráfica. Sua principal característica é a de amplificar a diferença de tensão entre seus terminais com um ganho altíssimo em malha aberta.

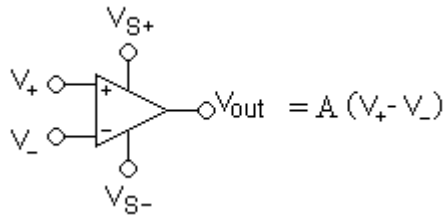


Figura 17 – Representação do amplificador operacional.

Os operacionais são amplamente utilizados na eletrônica por se aproximarem bastante do funcionamento ideal para um amplificador. O amp-op ideal, entre outras propriedades, possui impedância de entrada e ganho de malha aberta infinitos, além de uma impedância de saída nula bem como as correntes nos dois terminais de entrada.

Sua montagem mais usual é a que utiliza uma realimentação da saída para a porta de entrada inversora, a qual torna o conjunto mais estável e o ganho finito, porém controlável. Esta configuração cria o chamado curto virtual entre os dois terminais de entrada e com isso pode-se controlar o ganho que se deseja ter variando apenas os elementos constantes na realimentação. No caso da figura 18 abaixo, Z1 e Z2.

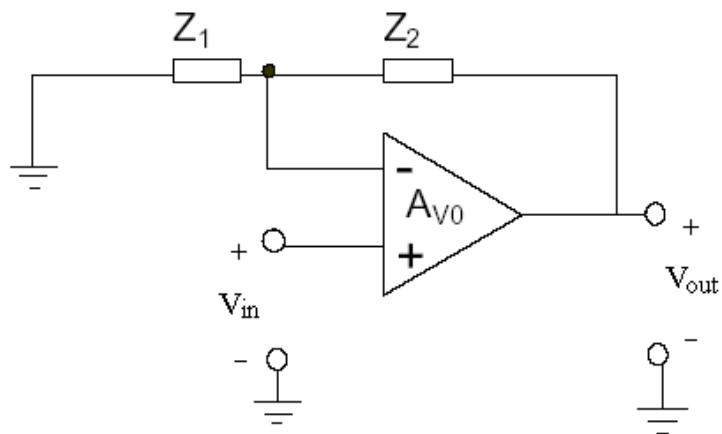


Figura 18 – Esquema de ligação do amplificador operacional.

O ganho da montagem acima, por exemplo, é dado por:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left( 1 + \frac{Z_2}{Z_1} \right)$$

No nosso projeto, todos os amp-op's possuem realimentação negativa.

No OP1, a impedância Z2 é capacitiva (um resistor em paralelo com uma capacitância) e Z1 é resistiva. O 2º e o 3º amplificadores operacionais utilizam as duas impedâncias resistivas. OP4 utiliza uma realimentação direta, o que torna o ganho unitário, funcionando apenas como seguidor de tensão. O buffer, como também é chamado, tem o objetivo de acoplar dois setores do circuito sem que a alta impedância do 1º influencie no 2º, para que não ocorra um descasamento.

#### 4.2.8 TRANSISTOR BIPOLAR DE JUNÇÃO

A necessidade de se criar os transistores surgiu na década de 1940, com a 2ª Guerra Mundial, devido às limitações que as válvulas começavam a apresentar com relação às novas necessidades tecnológicas de transmissão de ondas de rádio. Os transistores inicialmente se mostraram vantajosos por funcionarem a altas frequências e por permitirem a amplificação dos sinais recebidos. Mais tarde, com novas pesquisas e desenvolvimento, tais dispositivos se mostraram infinitamente superiores às válvulas, principalmente no que diz respeito ao baixíssimo custo e à redução drástica do tamanho ocupado, o que permite hoje a construção dos circuitos integrados (CI).

O primeiro tipo de transistor implementado foi o bipolar de junção e mais tarde vieram os de efeito de campo (FET) que são divididos em JFETS e MOSFETS. A tecnologia MOS (Metal Oxide Semiconductor) – principalmente o CMOS - é hoje, sem dúvida, a mais utilizada.

Nosso circuito utiliza apenas um TBJ do tipo NPN. Tal dispositivo possui várias aplicações, dentre elas, as principais são: funcionamento como chave (base dos circuitos digitais) e amplificação de sinais.

Os TBJ's são compostos por três terminais conectados cada um a uma região semicondutora (figura 19). No caso NPN o emissor é do tipo N e se liga diretamente à base, do tipo P,

a qual, por sua vez, faz interface com o coletor, novamente do tipo N. Com isso se formam duas junções, como as do diodo, e a forma com que se energizam os três terminais determina o modo de operação destas junções e, assim, do dispositivo como um todo.

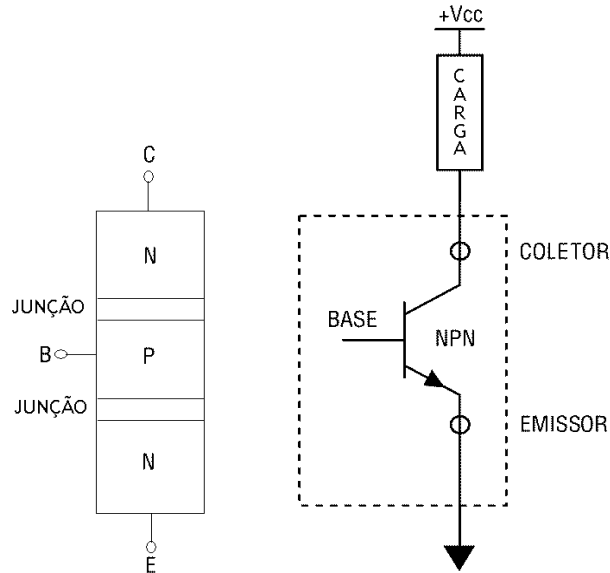


Figura 19 – Diagrama do transistor bipolar de junção.

O modo ativo – utilizado no projeto – ocorre quando a base tem um potencial elétrico maior do que o do emissor, e também o coletor com relação à base. Assim, a junção emissor-base fica diretamente polarizada enquanto a junção coletor-base fica reversamente polarizada.

No projeto e implementação de um transistor, proposadamente, as três regiões não são dopadas de forma equivalente nem possuem o mesmo tamanho. A região relativa ao emissor possui tamanho médio e é intensamente dopada enquanto a base (P) possui espessura fina e dopagem mediana. Já o coletor é pouquíssimo dopado, porém possui uma largura relativamente grande. Com tal disparidade o componente funciona de tal forma que uma mínima parte da corrente flua pela base enquanto a maior parte - proporcional àquela da base, é atraída através do coletor. E assim temos um amplificador de corrente seguindo a relação abaixo:

$$I_C = I_B \times \beta$$

Onde  $\beta$  é chamada de ganho de corrente de emissor comum e é dada por:

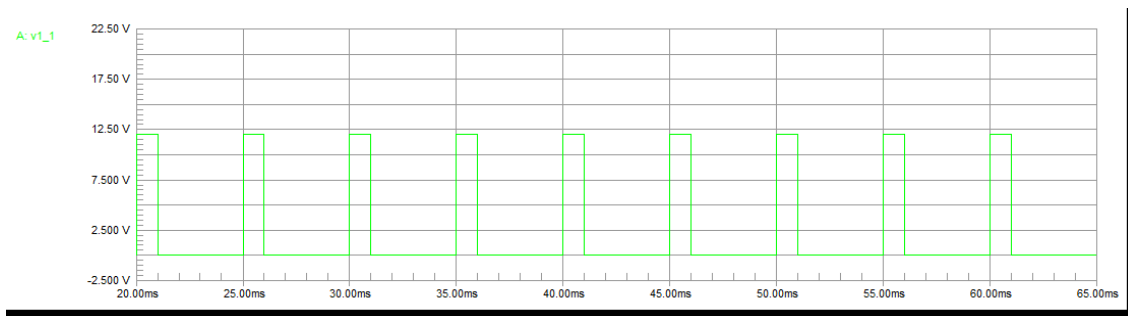
$$\beta = \frac{1}{\frac{D_p}{D_n} \frac{N_A}{N_D} \frac{W}{L_p} + \frac{1}{2} \frac{W^2}{D_n \tau_b}}$$

$\beta$  é uma constante característica de cada transistor e varia, na maioria dos casos, entre 100 a 200, podendo chegar a 1000 em dispositivos especiais. Em nosso circuito utilizamos para  $\beta$  o valor de 448.



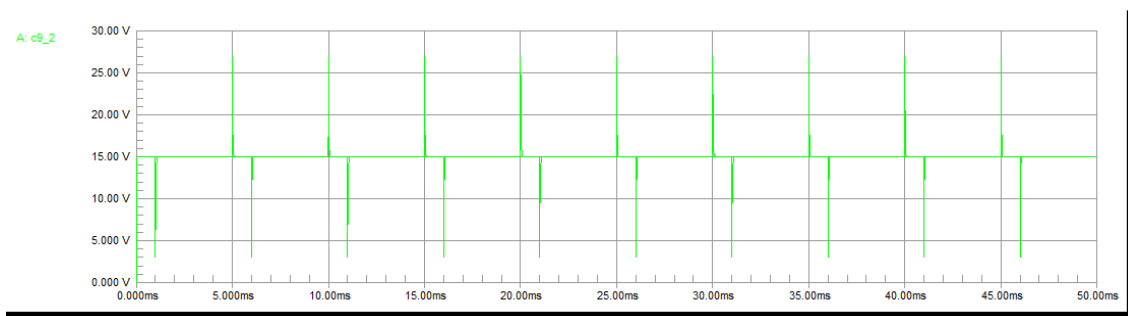
## SIMULAÇÃO DO CIRCUITO

A análise do circuito deste projeto inicia-se pelo terminal de entrada, onde foi associado um oscilador (gerador de sinais) ajustado para gerar uma onda quadrada com frequência de 200 Hz, amplitude variando entre a máxima de 12 V e a mínima de 0 V, com a duração do tempo de pico de 1 ms e tempo de vale de 4 ms. Na figura 20 abaixo, temos a forma de onda gerada pelo oscilador.



*Figura 20 – Forma de onda na saída do gerador de sinais.*

A saída do oscilador é acoplada através de um capacitor (capacitor de acoplamento) que associa o gerador de sinais ao disparador (trigger) do primeiro circuito integrado (CI 555), que atua na configuração de oscilador monoestável. O sinal que será a entrada do trigger do primeiro CI está mostrado na figura 21.



*Figura 21 – Forma de onda no trigger do primeiro CI.*

Note que o disparador tem um pulso positivo quando a onda original sobe e nulo quando esta desce.

Há, entre VCC e o terra, a associação entre um resistor fixo em série com um resistor variável, que por sua função, ocasionam uma queda de tensão. Esta tensão se acumula no capacitor C1, formando uma linha crescente no tempo, mostrada no gráfico abaixo (figura 22), que vai de 0 a 10 V ( $2/3V_{cc}$ ). Note que esta curva é o início da subida do limiar mostrada na figura 7. Nosso simulador, o software Circuit Maker, só simula até 2 segundos, por isso não foi possível mostrar a onda inteira, mas um comportamento coerente com esperado de um monoestável foi verificado. Este ponto se conecta ao pino de descarga (pino 6) e ao sensor de limiar (pino 7) os quais ficam curto-circuitados e conectados ao terminal do capacitor C1, como explicado na descrição do CI555.

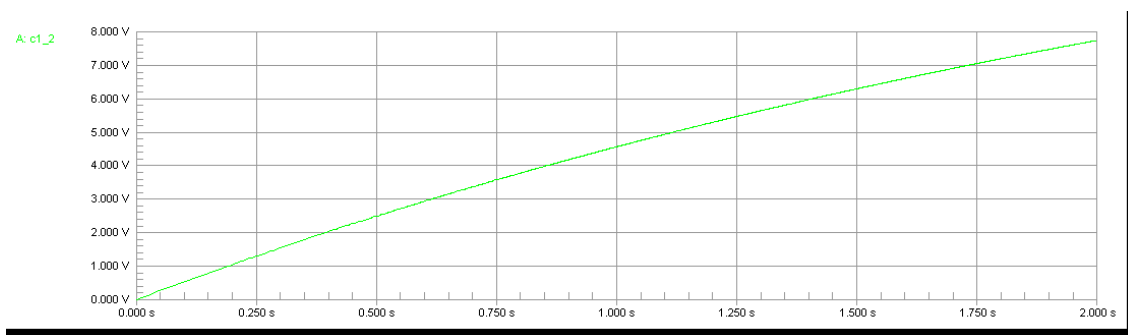


Figura 22 – Forma de onda na descarga do primeiro CI.

A saída deste primeiro CI é uma onda quadrada, com a mesma duração da onda acima (figura 22) e com amplitude de 15 V, e é conectada ao terminal RESET do segundo CI. Este CI, diferentemente do primeiro, opera na configuração multivibrador astável.

Nesta configuração há um curto-circuito entre o trigger e o sensor de limiar. Este ponto, cuja forma de onda está mostrada abaixo (figura 23), é conectado entre o capacitor C2 e um dos lados de um dispositivo limitador duplo (formado por dois diodos, com polaridades opostas, associados em série com um resistor RB variável).

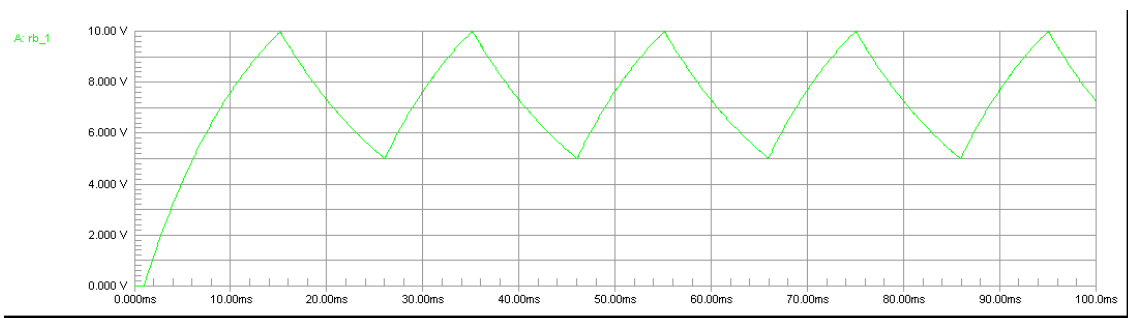


Figura 23 – Forma de onda no trigger do segundo CI.

O terminal do ponto de descarga se conecta entre o resistor variável RA e o outro lado do limitador e possui a forma de onda mostrada abaixo (figura 24).

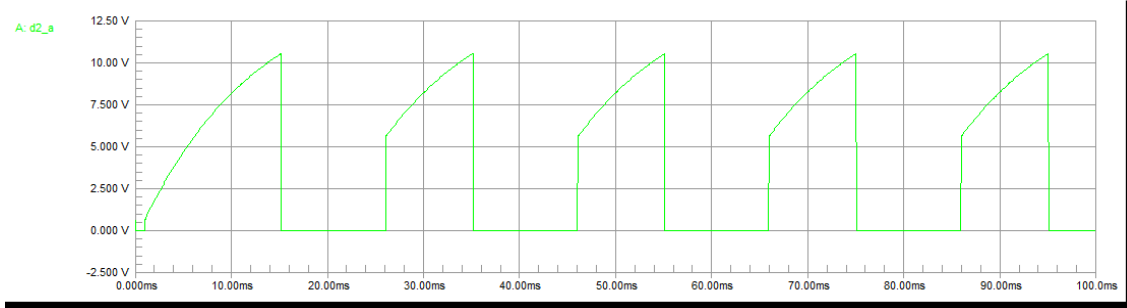


Figura 24 – Forma de onda na descarga do segundo CI.

A figura 25 mostra a saída deste CI, uma onda quadrada com frequência de 50 Hz e amplitude de 15 V. É interessante comparar tal saída com aquela representada pela figura 10, quando temos uma entrada muito semelhante, figura 23.

A frequência, a partir deste ponto não mais varia, pois tal função é exercida apenas pela 1ª parte do circuito.

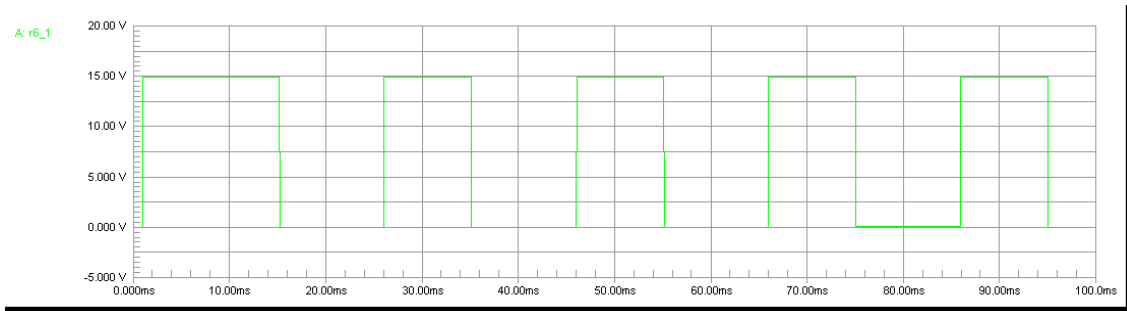
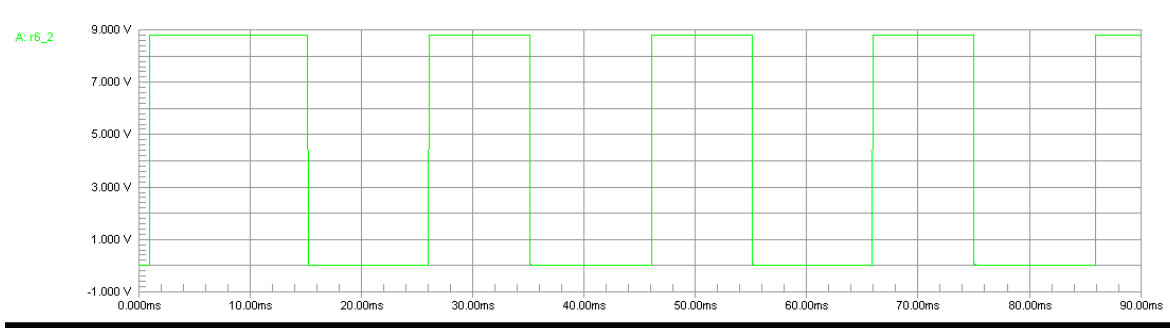


Figura 25 – Forma de onda na saída do segundo CI.

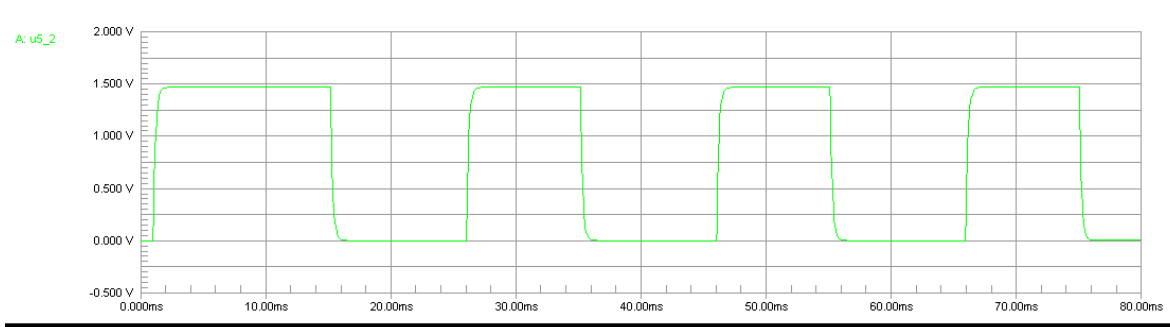
A segunda parte do circuito tem, basicamente, a função de atuar sobre a amplitude do pulso.

A saída da primeira parte é acoplada à segunda parte através de um divisor de tensões (um resistor variável e um fixo em série). A tensão cai para 8,81 V, como é possível notar na figura 26 abaixo, e em seguida para 1,47 V após a passagem por um resistor de 100 kΩ.



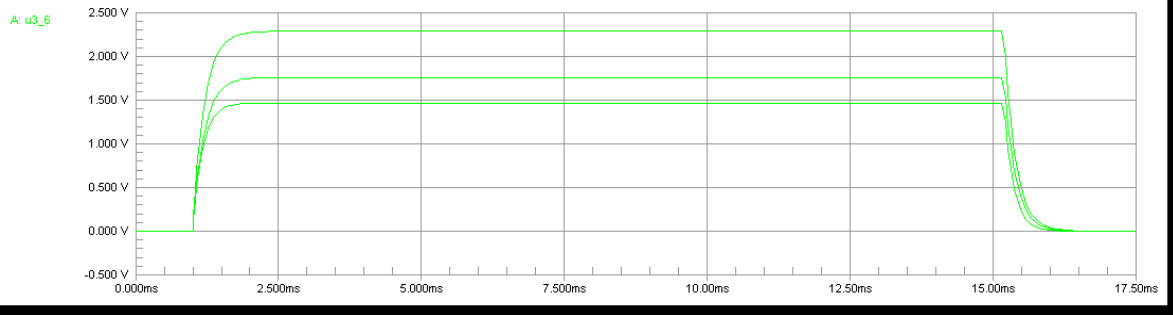
*Figura 26 – Forma de onda após a primeira queda de tensão (8,81 V).*

Após a segunda queda de tensão e antes de entrar no primeiro amp-op, a onda passa por um capacitor em paralelo com um resistor. Esta capacitância, assim como aquela da realimentação do amp.op 1, tem a finalidade de filtrar frequências indesejadas, eliminando vestígios de ruído ou interferência. Por consequência, esses capacitores arredondam a subida da curva (figura 27), o que não é o objetivo, mas também não inviabiliza o funcionamento do circuito.



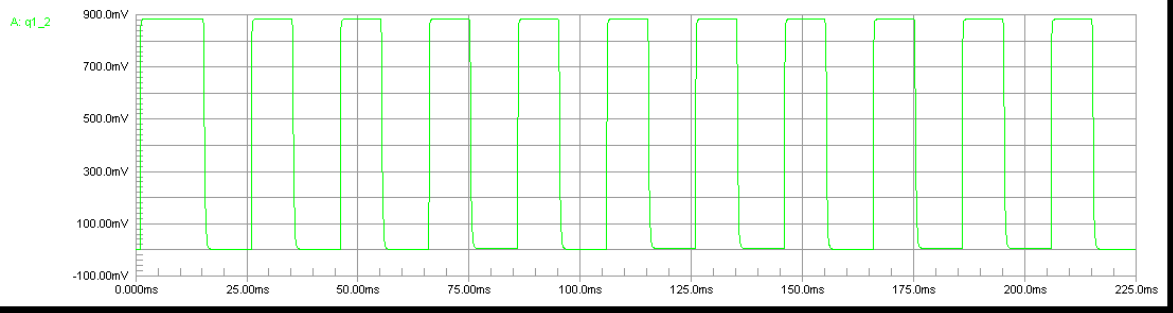
*Figura 27 – Forma de onda na entrada não inversora do primeiro amp-op.*

Em seguida a onda passa pelos amp-op's. Todos eles configurados com realimentação negativa possuindo, assim, a propriedade do curto virtual. O OP1 é utilizado como um amplificador de erro (menor curva da figura 28). A saída deste (curva do meio) se torna a entrada do OP2, o qual amplifica o sinal (curva maior da figura 28) para conduzir o transistor. A resistência variável R2 presente na realimentação desta etapa tem a função de ser o dispositivo regulador da amplitude de pulso de corrente.



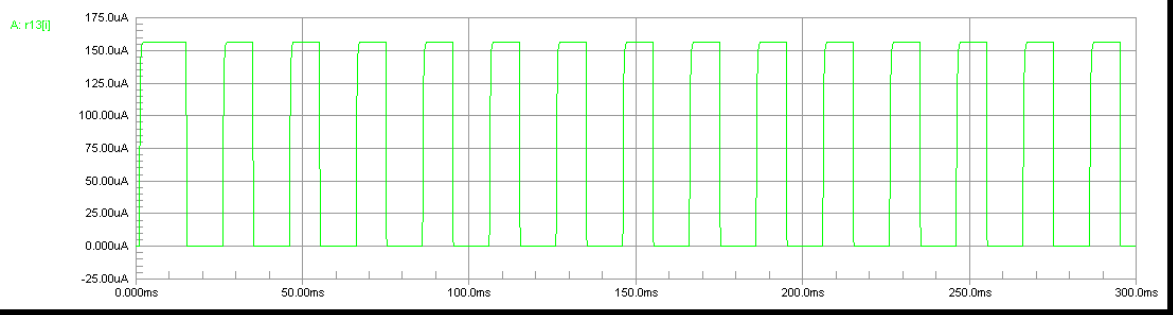
*Figura 28 – Forma de onda na saída do segundo amp-op.*

Um resistor é utilizado para acoplamento ao transistor, criando uma queda de tensão (ver figura 29 abaixo).



*Figura 29 – Forma de onda após a queda de tensão na saída do segundo amp-op.*

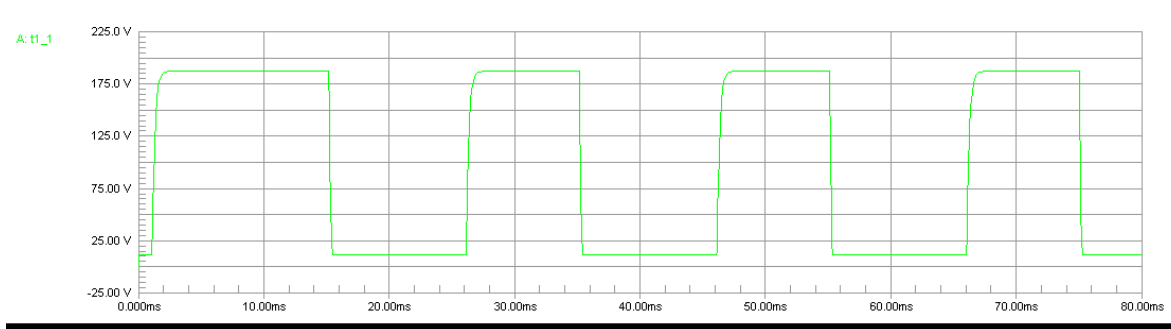
Uma corrente de 0.156 mA (figura 30) atravessa o resistor e excita o transistor.



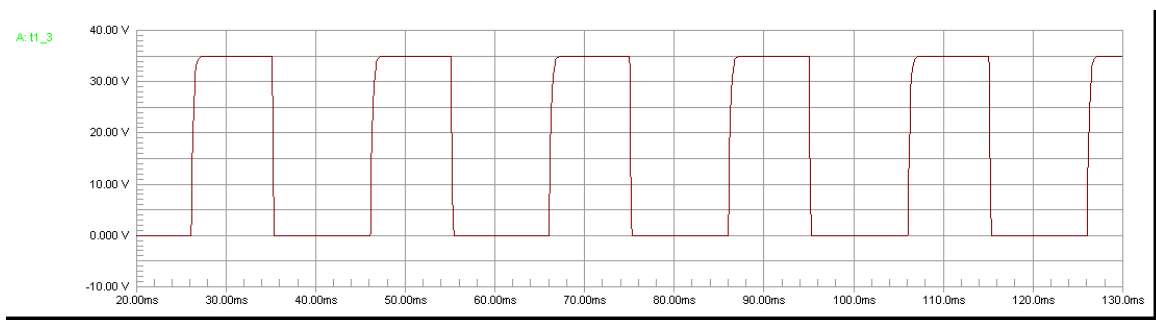
*Figura 30 – Forma de onda da corrente que excita o transistor.*

O transistor drena, através do transformador, uma corrente amplificada.

O transformador é utilizado para reforçar a elevação da tensão de saída ou reduzi-la ao nível correto, quando esta fica acima da intensidade desejada. No nosso caso, já que a tensão na entrada do transformador chega a 175,45 V (figura 31), utilizamos um fator de redução de 5/1, gerando a onda da figura 32 como saída do circuito.



*Figura 31 – Forma de onda no primário do transformador.*



*Figura 32 – Forma de onda na saída do transformador.*

Os amp-op's OP3 e OP4 formam a rede de realimentação de corrente.

O OP4 opera como buffer, ou seguidor de tensão, impedindo que a impedância da carga influencie, através desse retorno, no comportamento do circuito, já que os ganhos são determinados por uma relação entre impedâncias. A corrente está em realimentação para garantir sua amplitude.

Na tabela abaixo, estão especificados os parâmetros do transistor utilizado.

Tabela 02 – Parâmetros do transistor.

Parâmetro	Descrição	Valor
$I_s$	Corrente de saturação	100e-18
$I_{kf}$	Taxa máxima da corrente de desligamento	0
$I_{sc}$	Corrente de fuga de base-coletor	0
$B_f$	Ganho de corrente direta	448
$B_r$	Ganho de corrente reversa	1
$R_b$	Resistência de base	0
$R_c$	Resistência de coletor	0
$V_a$	Tensão Early direta	0
$C_{jc}$	Capacitância de base-coletor	0
$C_{je}$	Capacitância de base-emissor	0

A saída possui uma margem de operação de 0,311 mA a 0,454 mA., a uma carga de 100  $\Omega$ , quando se varia o resistor R2 num intervalo entre 0,35 M $\Omega$  a 0,9 M $\Omega$ . Na figura 33, mostramos a saída - da menor para a maior - correspondente à passagem de R2 pelos valores de 350 k $\Omega$ , 500 k $\Omega$  e 900 K $\Omega$ .

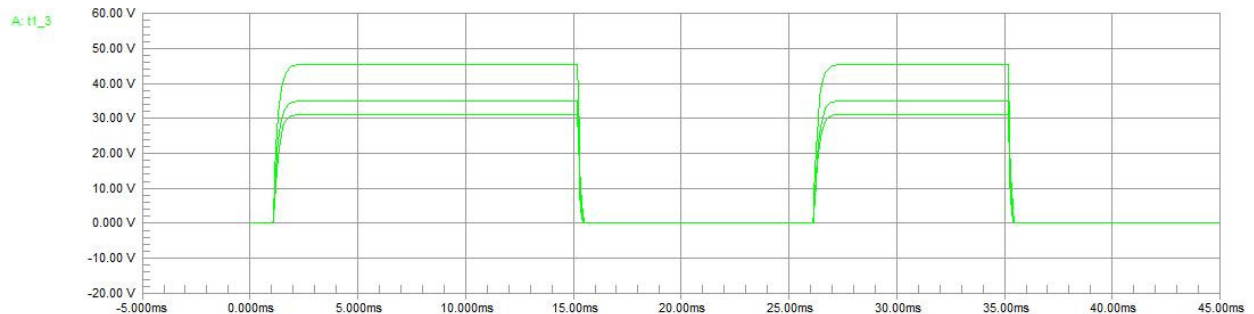
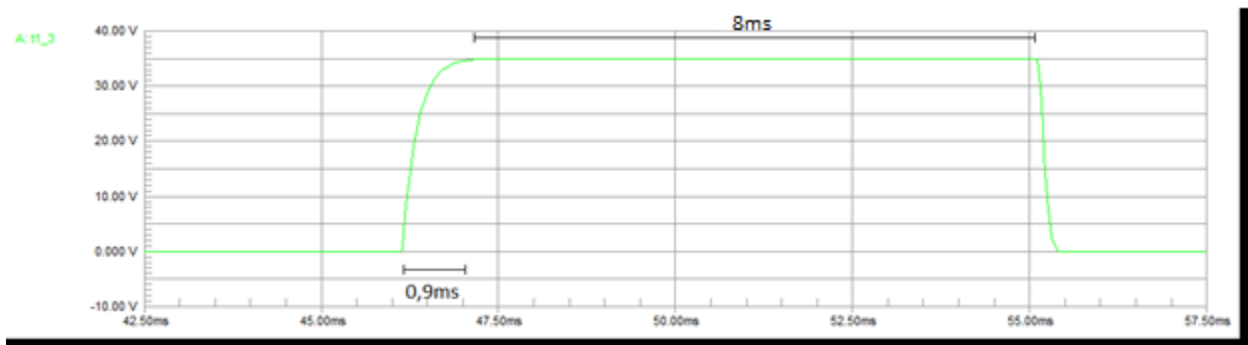


Figura 33 – Forma de onda da saída para uma variação de R2.

## ANÁLISE DOS RESULTADOS

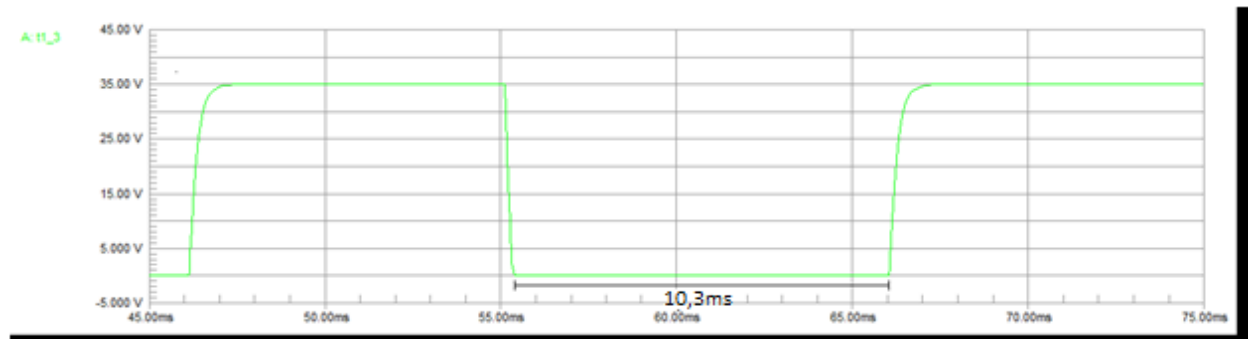
Conforme mostrado na fundamentação teórica, o pulso estimulador deve ter uma subida rápida, de forma a não permitir uma acomodação da célula. Tal tempo de subida idealmente deve durar menos de 1 ms e nosso projeto conseguiu gerar uma onda com apenas 0,9 ms, conforme análise abaixo, na figura 34. Portanto, nosso sistema é funcional nesse aspecto.



*Figura 34 – Tempo de subida e duração do pulso.*

A figura acima também evidencia a duração do pulso como sendo da ordem de 8 ms, o que nos leva à conclusão de que tal onda irá estimular nervos motores e sensoriais, mais periféricos.

Analisando ainda o que foi mostrado na fundamentação teórica com relação ao período refratário absoluto e relativo, precisamos averiguar se o espaçamento de tempo entre o final de um pulso e o início do próximo é suficiente para a célula recompor seu potencial de 70 mV. Na figura 35 abaixo nota-se que o intervalo entre os pulsos gerados possui por volta de 10,3 ms estando, portanto, na faixa capaz de re-estimular a célula.



*Figura 35 – Intervalo entre pulsos.*



Por último, na mesma figura 35 é possível perceber que o período total de um ciclo de onda dura 20 ms, logo a frequência é de 50 Hz, significando que estamos atuando no caso onde se inicia a contração tetânica.

## CONCLUSÃO

É possível verificar que o modelo proposto propicia reais condições de uso, tomando base nos resultados obtidos após simulação em software computacional. O desenvolvimento de um aparelho eletroestimulador neuromuscular funcional possibilita a realização de tratamentos nos diversos casos patológicos já citados e também auxilia no fortalecimento e tonificação musculares.

Dentro do propósito inicialmente estabelecido, acredita-se que os objetivos foram alcançados, pois é possível perceber na análise dos resultados da simulação que o comportamento do circuito proposto foi bastante satisfatório, tendo como base de comparação a fundamentação teórica do trabalho. Com relação à parte prática (fabricação do protótipo), devido a alguns pequenos problemas, não se tornou possível a execução.

Procurou-se simplificar ao máximo e também adequar a linguagem deste trabalho de modo a propiciar o seu entendimento tanto para estudantes de engenharia elétrica quanto para profissionais ligados a fisioterapia. Assim, espera-se uma maior troca de informações entre os campos de trabalho destas duas áreas, de forma a suprir as necessidades destas duas profissões, através do campo de atuação da engenharia biomédica.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] SEDRA, ADEL S; SMITH, KENNETH, C. *Microeletrônica*. São Paulo: Pearson Makron Books, 2000.
- [2] LOW, J; REED, A. *Eletrotherapy Explained : Principles and Practice*. 2ª ed. EUA: Butterworth-Heinemann Medical, 1995.
- [3] AMESTOY, R.D.F. *Eletroterapia e Eletroacupuntura*. 1ª Florianópolis: Edição do Autor, 1998.
- [4] ZELENOVSKY, R; MENDONÇA, A. *Eletrônica Digital*. Rio de Janeiro: MZ Editora Ltda., 2004.
- [5] KINDERMANN, G. *Choque elétrico*. 1ª ed. Florianópolis: Sagra DC Luzzatto, 1995.
- [6] LAUTENBACHER, S; ROLLMAN, G.B. Sex differences in responsiveness to painful and non-painful stimuli are dependent upon the stimulation method. *Pain*. EUA, 1993.
- [7] FISCHER, A.A. Pressure algometry over normal muscle: standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*. EUA, 1987.
- [8] WADSWORTH, H; CHANMUGAN, A.P.P. *Electrophysical Agents in Physiotherapy*. 2ª ed. Australia: Science Press, 1980.
- [9] SILVA, V.P. *Microcontroladores PIC: Teoria e Prática*. São Paulo: Edição do Autor, 1997.
- [10] ROBINSON, A.J; SNYDER-MACKLER, L. *Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing*. 2ª ed. EUA: Williams & Wilkins Press, 1995.
- [11] MANCINI, R. *Op amps for everyone*. Texas Instruments. Disponível em: <http://focus.ti.com/lit/an/slod006b/slod006b.pdf>
- [12] CALVERT, J.B. *Electronics Index*. Disponível em: <http://mysite.du.edu/~etuttle/electron/elecindx.htm>
- [13] Wikipedia. Disponível em: [http://pt.wikipedia.org/wiki/P%C3%A1gina\\_principal](http://pt.wikipedia.org/wiki/P%C3%A1gina_principal)