

CARLOS ANDRÉ PEREIRA DA COSTA

**Dispositivo eletrônico de auxílio à reabilitação
da marcha de pacientes portadores de
hemiparesia pelo método da Estimulação
Elétrica Neuromuscular**

Manaus - Amazonas

Dezembro - 2016

CARLOS ANDRÉ PEREIRA DA COSTA

**Dispositivo eletrônico de auxílio à reabilitação da marcha
de pacientes portadores de hemiparesia pelo método da
Estimulação Elétrica Neuromuscular**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Coordenação do Curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade do Estado do Amazonas como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação em conformidade com as normas ABNT.

Universidade do Estado do Amazonas – UEA
Escola Superior de Tecnologia - EST
Engenharia de Controle e Automação

Orientador Dr. Israel Mazaira Morales
Coorientador: Dr^a. Marlene Araújo de Farias

Manaus - Amazonas
Dezembro - 2016

CARLOS ANDRÉ PEREIRA DA COSTA

Dispositivo eletrônico de auxílio à reabilitação da marcha de pacientes portadores de hemiparesia pelo método da Estimulação Elétrica Neuromuscular

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Coordenação do Curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade do Estado do Amazonas como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação em conformidade com as normas ABNT.

Aprovado em 07 de Dezembro de 2016:

BANCA EXAMINADORA

Dr. Israel Mazaira Morales
Orientador

Prof. M.Sc. Charles Luiz Silva de Melo
Presidente

Prof. Dr. João Evangelista Neto
Membro

Professor
Membro

Manaus - Amazonas
Dezembro - 2016

CARLOS ANDRÉ PEREIRA DA COSTA

Dispositivo eletrônico de auxílio à reabilitação da marcha de pacientes portadores de hemiparesia pelo método da Estimulação Elétrica Neuromuscular/ CARLOS ANDRÉ PEREIRA DA COSTA. – Manaus - Amazonas, Dezembro - 2016
80 p. : il. (algumas color.).

Orientador Dr. Israel Mazaira Morales

Trabalho Acadêmico – Universidade do Estado do Amazonas – UEA
Escola Superior de Tecnologia - EST
Engenharia de Controle e Automação, Dezembro - 2016.

1. Estimulação Elétrica Neuromuscular. 2. Hemiplegia. 3. Reabilitação da marcha. I. Orientador. II. Universidade do Estado do Amazonas. III. Escola Superior de Tecnologia. IV. Título

Ao meu pai José Carlos, meus irmãos, minha esposa Kélida, minhas filhas Bárbara Denise, Anne Caroline, Ana Beatriz e meu filhotinho André Lucas, professores, e toda equipe da EST-UEA pelo incentivo para realização deste trabalho.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus pelo grandioso e precioso dom da vida, aos meus queridos mestres do curso de Engenharia da EST/UEA que com tanto empenho puderam contribuir para meu crescimento intelectual, ao Prof. Dr. Israel Mazaira, ao Prof. Msc. Charles Melo e a meu nobre amigo Nedem Pereira que muito contribuíram para que a produção deste trabalho fosse possível.

“Mil cairão ao teu lado, e dez mil, à tua direita, mas tu não serás atingido.”

(Salmos 91.7)

“Não temas, porque eu sou contigo; não te assombres, porque eu sou o teu Deus; eu te esforço, e te ajudo, e te sustento com a destra da minha justiça.”

(Isaías 41.10)

Resumo

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a segunda maior causa de morbimortalidade no mundo e o maior responsável por lesões incapacitantes como é o caso da hemiparesia espástica. Dentre as principais incapacidades apresentadas por essa patologia figura-se a disfunção motora com comprometimento do ciclo da marcha, condição que se apresenta em pelo menos 30% dos pacientes sobreviventes à lesão neurológica. Muitos métodos de reabilitação das condições motoras são usadas dentre as quais a cinesioterapia, crioterapia, *biofeedback* (bioretroalimentação), nocipropriocepção, órteses mecânicas e eletromecânicas e o uso de dispositivos de estimulação elétrica neuromuscular. Entretanto o conhecimento das condições neuromusculares se faz necessário e esta avaliação é realizada pelo estudo eletromiográfico dos principais grupos musculares envolvidos no mecanismo de deambulação para que se saiba o grau de comprometimento das terminações neuromusculares e dos músculos do membro inferior como um todo. A Estimulação elétrica neuromuscular é uma metodologia de geração artificial de movimento aplicada tanto a pacientes hemiparéticos quanto a portadores de lesão medular. Diversos estudos tem avaliado o uso deste método e resultados favoráveis tem sido observados. Este trabalho objetiva a prototipagem de um dispositivo de estimulação neuromuscular baseado na geração de sinais de eletroestimulação funcional (FES) aplicados ao músculo tibial anterior do membro inferior parético como uma forma de auxiliar na melhoria do ciclo da marcha de pacientes portadores de pé caído, condição comum em portadores de hemiplegia/hemiparesia. Para tanto, serão utilizados sensores que detectarão a fase da marcha em andamento, se de balanço ou apoio, processamento destes sinais por um microcontrolador ATMEGA 328-P que ativará um circuito eletroestimulador cujos pulsos bifásicos, modulados por PWM, frequência f e intensidade de corrente i serão transmitidos a eletrodos de superfície para subsequente eletroestimulação dos pontos motores do músculo tibial anterior do membro inferior parético.

Palavras-chaves: Estimulação elétrica funcional. Hemiparesia. Pé caído.

Abstract

Stroke is the second largest cause of morbidity and mortality in the world and the most responsible for incapacitating injuries such as spastic hemiparesis. Among the main disabilities presented by this pathology are motor dysfunction with gait cycle impairment, a condition that occurs in at least 30% of patients surviving the neurological injury. Many methods of rehabilitation of motor conditions are used, including kinesiotherapy, cryotherapy, biofeedback, nociproprioception, mechanical and electromechanical orthoses, and the use of neuromuscular electrical stimulation devices. However, the knowledge of the neuromuscular conditions is necessary and this evaluation is performed by the electromyographic study of the main muscle groups involved in the ambulation mechanism to know the degree of impairment of the neuromuscular endings and the muscles of the lower limb as a whole. Neuromuscular electrical stimulation is a methodology of artificial movement generation applied to both hemiparetic and spinal cord injury patients. Several studies have evaluated the use of this method and favorable results have been observed. This work aims at the prototyping of a neuromuscular stimulation device based on the generation of functional electrostimulation signals (FES) applied to the anterior tibialis of the lower paretic limb as a way to aid in the improvement of gait cycle of patients with drop foot condition, a very common condition in patients with hemiplegia/hemiparesis. For this purpose, sensors will be used to detect the phase of the gait in progress, if swing or stance, processing of these signals by an ATMEGA 328-P microcontroller that will activate an electrostimulation circuit whose biphasic pulses, modulated by PWM, frequency f and intensity Of voltage V will be transmitted to surface electrodes for subsequent electrostimulation of the motor points of the anterior tibial muscle of the paretic lower limb.

Key-words:Functional electric stimulation. Hemiparesis. Pulse modulation width. Drop foot

Lista de ilustrações

Figura 1 – Placa terminal com inserção das terminações do motoneurônio nas fibras musculares.	20
Figura 2 – Potencial de ação no neurônio.	21
Figura 3 – Trem de pulsos bifásicos simétricos durante uma contração muscular com Intensidade de corrente constante e carga variável	22
Figura 4 – Marcha hemiparética	23
Figura 5 – Ciclo da marcha e suas subdivisões em fases de apoio e balanço.	24
Figura 6 – Potenciais de ação de unidades motoras captadas por eletromiografia de superfície.	25
Figura 7 – Mecanismo de Eletroestimulação Funcional	27
Figura 8 – Ciclo da marcha corrigida por eletroneuroestimulação funcional.	27
Figura 9 – CI 555 em ancapsulamentos DIP e SMD.	29
Figura 10 – CI 555 em configuração monoestável. À esquerda a imagem esquemática mostrando a pinagem e à direita a onda quadrada na saída do pino 3.	30
Figura 11 – CI 555 em configuração astável. À esquerda a imagem esquemática do CI mostrando a pinagem e à direita a onda quadrada na saída do pino 3.	31
Figura 12 – CI 555 em configuração astável. À esquerda a imagem esquemática do CI mostrando a pinagem e à direita o esquema interno mostrando o flip-flop e amp-op.	32
Figura 13 – Imagens de resistores. À esquerda a imagem esquemática mostrando área de seção transversal e comprimento e à direita a imagem real	33
Figura 14 – Imagens representativas do diodo À esquerda a imagem virtual e à direita a imagem real	36
Figura 15 – Curva de tensão x corrente do diodo.	37
Figura 16 – Desenho esquemático das ligações do dispositivo limitador duplo e formato de onda resultante.	37
Figura 17 – Diagrama representativo do transistor TIP-122 na configuração darlington com simbologia e aspecto físico	38
Figura 18 – Formato de pacote de eletroestimulação bitrapezoidal	40
Figura 19 – Eletroestimulação por pacotes trapezoidais de ondas bifásicas no ciclo da marcha	41
Figura 20 – Vias aferentes e eferentes da medula e tecido muscular.	43
Figura 21 – Sequência das atividades desenvolvidas na execução do projeto.	45

Figura 22 – Imagens do microcontrolador ATMEGA 328P usado na plataforma Arduino. À esquerda a imagem do microcontrolador juntamente com os capacitores e cristal de 16 MHz e à direita a imagem da placa Arduino UNO com o microcontrolador embarcado.	46
Figura 23 – Típico circuito eletroestimulador baseado em dispositivos osciladores, amplificadores e transformador.	47
Figura 24 – Imagens da PCI do circuito eletroestimulador. À esquerda a imagem virtual e à direita, a imagem real	48
Figura 25 – Vista virtual em perspectiva da PCI do eletroestimulador após soldagem dos componentes eletrônicos	49
Figura 26 – Sensores FSR	50
Figura 27 – Programação do sensor FSR-402 na IDE Arduino	50
Figura 28 – Dados gerados na janela serial durante a testagem do sensor FSR 402 .	51
Figura 29 – Sensor de vibração SW-420 utilizado para detecção de intenção de movimento durante a marcha.	51
Figura 30 – Programação do sensor de vibração SW420.	52
Figura 31 – Dados gerados na janela serial durante a testagem do sensor de vibração	52
Figura 32 – Giroscópio/Acelerômetro	53
Figura 33 – Imagem da IDE do Arduino com a programação do sensor giroscópio MPU 6050	53
Figura 34 – Janela serial com os valores gerados pelo sensor giroscópio.	54
Figura 35 – Eletrodos de Silicone-Carbono usados em FES	54
Figura 36 – Acoplamento dos sensores MPU-6050, FSR-402 e SW420 à PCI do eletroestimulador	55
Figura 37 – Programação de integração dos sensores no ATMEGA-328P	56
Figura 38 – Acoplamento de todos os dispositivos à PCI do eletroestimulador. . . .	56
Figura 39 – Imagens do protótipo eletroestimulador. À esquerda vista em perspectiva e à direita vista frontal	57
Figura 40 – Pacotes de eletroestimulação. À esquerda um pacote com formato trapézóide gerado pelo dispositivo comercial e à direita um pacote com formatos degrau gerado pelo protótipo.	59
Figura 41 – Padrão bifásico dos pulsos eletroestimuladores. À esquerda apresenta-se o padrão gerado pelo dispositivo comercial e à direita apresenta-se o padrão gerado pelo protótipo	59
Figura 42 – Trens de pulsos gerados pelo protótipo na saída do segundo CI 555 mostrando o T_{on} à direita e T_{off} à esquerda.	60
Figura 43 – Trens de pulsos gerados pelo protótipo. À esquerda um trem constante de pulsos de amplitude 86,5 V. À direita diversos trens de pulsos individualizados de mesma amplitude de tensão.	62

Figura 44 – Custos dos dispositivos e materiais usados no projeto. 62

Lista de abreviaturas e siglas

AVC	Acidente Vascular Cerebral
CI	Circuito Integrado
DIP	<i>Dual In Line Package</i>
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EMG	Eletromiografia
EST	Escola Superior de Tecnologia
FES	<i>Funtional Electric Stimulation</i>
FSR	<i>Force Sensitive Resistor</i>
MUAP	<i>Motor Unit Action Potrential</i>
PWM	<i>Pulse Modulation Width</i>
SE	<i>Surface Electromiography</i>
SE-S	Sinal Eletromiográfico de Superfície
SMD	<i>Surface Mounted Device</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
UEA	Universidade do Estado do Amazonas
PCI	Placa de Circuito Impresso
TA	Tibial Anterior

Sumário

	Lista de ilustrações	9
	Sumário	13
1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Problemática	16
1.2	Hipótese	16
1.3	Justificativa	16
1.4	Objetivos	17
1.4.1	Objetivo Geral	17
1.4.2	Objetivos Específicos	17
1.5	Organização do Trabalho	18
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
2.1	O processo de contração muscular	20
2.2	A marcha humana normal e parética	22
2.3	Eletromiografia - Formas de Captação e Características do SE-S	24
2.3.1	Algumas aplicações do SE-S	25
2.4	Eletroestimulação Neuromuscular (EENM)	26
2.5	Microcontroladores	28
2.5.1	Arduino®	28
2.6	Dispositivos osciladores e componentes eletrônicos	29
2.6.1	Componentes individuais de um circuito estimulador	29
2.6.1.1	CI's 555	29
2.6.1.2	Configuração Monoestável	29
2.6.1.3	Configuração Astável	31
2.6.1.4	Resistores Fixos	33
2.6.1.5	Resistores Variáveis	34
2.6.1.6	Capacitores	34
2.6.1.7	Diodos de Junção	36
2.6.1.8	Transistor Bipolar de Junção	38
2.7	Estado da Arte	39
2.7.1	Técnicas de correção do pé caído	39
2.7.2	Estimulação Elétrica Funcional - FES	41
2.7.3	Dispositivos auxiliares da marcha	44

3	MATERIAIS E MÉTODOS	45
3.1	Microcontrolador ATMEGA 328P-Arduino UNO	45
3.2	Sistema de estimulação elétrica neuro-muscular (EENM-FES)	46
3.2.1	Circuito Oscilador gerador de PWM	47
3.2.2	Confecção da PCI de FES	47
3.3	Construção do protótipo	48
3.3.1	Integração entre os sistemas de Sensoamento, FES e a Unidade de Controle na PCI	48
3.3.1.1	Sensor Resistivo de Pressão -FSR 402 (<i>Force Sensitive Resistor</i>)	48
3.3.1.2	Sensor de Vibração - SW420	49
3.3.1.3	Giroscópio/Acelerômetro MPU-6050	51
3.3.2	Eletrodos para FES	53
3.3.3	Integração da PCI e sensores	55
3.3.4	Programações do Microcontrolador ATMEGA® 328-P	55
3.3.5	Composição final dos dispositivos na PCI	55
3.3.6	Desenho da Carcaça do dispositivo	56
3.4	Simulações e Testes Práticos	57
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
4.1	Custos do Projeto	62
5	CONCLUSÕES	63
5.1	Considerações Finais	63
5.2	Sugestões para Trabalhos Futuros	64
	REFERÊNCIAS	66

1 Introdução

N^O Brasil, as doenças cardiovasculares tornaram-se a maior causa de óbitos e dentro deste grupo de doenças o Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a segunda causa de óbitos e a maior causa de doenças debilitantes (SAÚDE, 2013). Esta enfermidade consiste na perda repentina da função neurológica causada pela interrupção do fluxo sanguíneo para o encéfalo seja por causas patológicas do sistema cardiovascular ou ainda em decorrência de traumatismos crânio-encefálicos.

Além da mortalidade, o AVC também é responsável por produzir elevados índices de morbidade e incapacidades, gerando custos consideráveis para a sociedade relacionados à hospitalização, terapias de reabilitação e aos demais cuidados de longo prazo com os pacientes acometidos (SOUZA et al., 2011).

De acordo com (BENSENOR et al., 2015), dentre 2,23 milhões de pacientes que sofreram AVC no ano de 2013, 568 mil apresentaram sequelas incapacitantes apresentando disfunções motoras da marcha tipo hemiplegias/hemiparesia, devido a sequelas neurológicas, além dos prejuízos sócio-econômicos e emocionais.

Neste tipo de doença aproximadamente 70% dos pacientes conseguem retomar a marcha normal em pelo menos 1 ano, 45% a 60% tornam-se capazes de tomar conta de si mesmos sem necessidade de assistência, mas somente 5% a 9% tornam-se completamente independentes. Profissionalmente, 9% voltam aos seus antigos empregos, 1% mudam de ocupação e 57% permanecem desempregados (FERNANDES; CARVALHO; PRADO, 2006).

A marcha apresentada por pacientes portadores de hemiplegia é uma das disfunções motoras que mais tem recebido atenção por parte de diversos grupos de pesquisa em todo o mundo. Muitas técnicas e equipamentos de reabilitação tem sido empregados para melhoria do ciclo da marcha. Os métodos de reabilitação atualmente utilizados incluem a cinesioterapia, a crioterapia, biofeedback (bioretroalimentação), nocipropriocepção, o uso de órteses e a eletroestimulação funcional ou estimulação elétrica neuromuscular. Todas estas técnicas trazem algum tipo de melhora no ato de caminhar. Entretanto, o tempo de tratamento é um fator de grande influência no empenho e adesão do paciente. Dentre estas, a FES (*Functional Electric Stimulation*) ou EENM (Estimulação Elétrica Neuromuscular) tem sido amplamente usada por profissionais no âmbito da reabilitação. Esta técnica consiste de estimulação elétrica do músculo por meio de eletrodos de superfície e tem apresentado resultados promissores.

Atualmente, muitas das técnicas de reabilitação sugerem que as tecnologias assistivas devem motivar os pacientes impondo-lhes desafios cada vez maiores incentivando mecanismos cerebrais à plasticidade e reaprendizagem bem como serem de baixo custo e que possam dispensar o monitoramento constante de um profissional médico ou fisioterapeuta (REINKENSMEYER; BONINGER, 2012).

O presente trabalho objetiva a prototipagem de um dispositivo capaz de auxiliar pacientes portadores de disfunções motoras, especificamente aquelas relacionadas ao mecanismo do ciclo da marcha, a recuperarem os parâmetros normais do processo de deambulação. Para tanto, serão conduzidos métodos avaliativos da melhor forma de geração artificial de contração do músculo tibial anterior (TA) responsável pela flexão do dorso do pé do membro parético na fase de balanço durante o caminhar. Tal processo contrátil será modulado por um circuito eletroestimulador e controlado por sensores acoplados ao sistema que serão capazes de identificar a fase atual do ciclo motor sincronizando o funcionamento destes com a unidade de controle efetivada por um microcontrolador.

1.1 Problemática

Ausência de um dispositivo eletrônico de uso contínuo e portátil capaz de aplicar a eletroneuroestimulação a grupos musculares dos membros inferiores envolvidos no mecanismo da marcha para a reabilitação funcional de pacientes portadores de distúrbios motores decorrentes da hemiplegia causada por acidente vascular cerebral (AVC).

1.2 Hipótese

É possível o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico de eletroestimulação neuromuscular embarcado que pode ser implementado nas terapias de reabilitação da marcha de pacientes portadores de hemiparesia decorrente de AVC utilizando-se de sensores e atuadores mioelétricos (eletrodos eletroestimuladores de superfície), unidade de controle, microcontroladores e sistemas de detecção do ciclo da marcha, processamento e modulação de sinais de estimulação elétrica do principal músculo, o Tibial Anterior (TA), dorsiflexor do pé parético do paciente portador de hemiplegia.

1.3 Justificativa

O presente trabalho se justifica pelo benefício que o dispositivo de eletroneuroestimulação pode trazer a pacientes portadores de deficiência física tipo hemiplegia. Esta desordem

motora causa no indivíduo diversas incapacitações e limitações que influenciam diretamente no desenvolvimento de atividades diárias aparentemente simples como o caminhar e manipular objetos. Grande parte dos exercícios da terapia de reabilitação se concentram no fortalecimento muscular e reaprendizagem da marcha com o intuito de evitar acidentes como quedas e tropeços, eventos muito comuns em pacientes portadores desta disfunção motora. O uso da eletroestimulação neuromuscular é uma forma de melhorar o mecanismo da marcha proporcionando uma recuperação mais rápida, segura e demandando menos esforço e maior adesão do paciente quando da sua recuperação propiciando-lhe maior independência e acessibilidade que contribuirão para a retomada da vida social e desenvolver as tarefas diárias e desafios que o mundo contemporâneo lhe impõem.

Desenvolver um protótipo com sistema embarcado e utilização de sensores e atuadores é parte fundamental do curso de Engenharia de Controle e Automação e para sua execução serão empregados os conhecimentos adquiridos nas disciplinas de Instrumentação Industrial, Circuitos Elétricos, Sinais e Sistemas, Controle e Automação, Biomecânica, Linguagem de Programação, Microcontroladores e Microprocessadores, Eletrônica Analógica e Digital.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo Geral

Projetar e montar um protótipo, no laboratório da EST-UEA, de um sistema eletrônico embarcado por meio de uma unidade de controle para o processamento de sinais de três sensores responsáveis pela identificação da fase do ciclo da marcha e envio sinais de estimulação mioelétrica funcional amplificados e modulados ao músculo TA do membro inferior parético para possibilitar a melhora do mecanismo da marcha em pacientes portadores de pé caído decorrente de hemiplegia/hemiparesia.

1.4.2 Objetivos Específicos

1. Fazer um levantamento bibliográfico sobre formas de estimulação elétrica neuromuscular funcional ou de fortalecimento destinado ao tratamento de distúrbios da marcha, especificamente pé caído em pacientes portadores de hemiplegia/hemiparesia;
2. Estimar e adquirir os materiais necessários à construção do protótipo;
3. Projetar no *software* PROTEUS/ISIS® a PCI do circuito eletroestimulador e idealizar a melhor forma de acoplar os sensores ao circuito, confeccionar a placa real e soldar os componentes eletrônicos conforme o modelo gerado pelo programa;

4. Testar, individualmente os sensores FRS[®] 402, SW[®] 420 e MPU-6050[™], programá-los na plataforma Arduino[®] e depois integrar as programações individuais em uma só conforme uma lógica própria;
5. Fazer o *bootloader* do microcontrolador ATMEGA[®] 328-P para receber a programações dos sensores e incorporá-lo à PCI;
6. Testar o conjunto PCI-sensores e medir as variáveis PWM, frequência f e tensão amplificada V geradas pelo dispositivo com o auxílio de um osciloscópio digital;
7. Testar o dispositivo para averiguar o grau e a capacidade de geração de movimentos artificiais de acordo com as alterações dos estados dos sensores.
8. Empegar a técnica de estímulo elétrico neuromuscular ao principal músculo dorsiflexor do pé responsável pela elevação do dorso do pé durante a marcha no membro parético.

1.5 Organização do Trabalho

Este trabalho está dividido em cinco capítulos para seu melhor entendimento. A subdivisão em capítulos é a seguinte:

- Introdução (Capítulo I)
- Revisão Bibliográfica (Capítulo II)
- Materiais e Métodos (Capítulo III);
- Resultados e Discussão (Capítulo IV);
- Conclusões (Capítulo V);

No Capítulo 1 se dá uma breve introdução ao tema e sua contextualização no meio tecnológico, mais especificamente na área de Controle, além da problemática, hipótese a ser provada, objetivos gerais e específicos, justificativa e a motivação para o trabalho,

No Capítulo 2 faz-se uma apresentação do referencial teórico necessário ao desenvolvimento do projeto. Para tanto serão abordados tópicos levantados por diversos autores das obras consultadas e dos trabalhos de pesquisa voltados para as teorias e tecnologias aplicadas em concordância com o tema deste projeto, o que resultará em um referencial teórico direto e aplicado.

No Capítulo 3 caracterizam-se os materiais utilizados, ou seja, descreve-se onde, como e quais as características necessárias ao processo de estimulação neuromuscular e controle dos parâmetros da deambulação. Será efetivada uma visão detalhada de cada atividade realizada dentro dos procedimentos de desenvolvimento do mesmo, onde se abordarão as

importantes etapas do processo como um todo. Sendo assim, pode-se destacar as estruturas: tecnologia de sensores de detecção de intenção de movimento tais como giroscópios/acelerômetro (MPU-6050TM) e de inclinação/vibração (SW-420[®]), sensor resistivo de pressão (FSR-402[®]), métodos de estimulação elétrica do músculo TA cujos mecanismos de controle neural tenham sofrido alterações sejam por causas patológicas ou lesões mecânicas do SNC.

No Capítulo 4 apresentam-se os resultados obtidos, comparando-os, sempre que possível, com os resultados extraídos da literatura. E também a comparação com os parâmetros de um dispositivo comercial e a discussão desses resultados bem como as dificuldades encontradas na elaboração do projeto e os custos relativos a confecção do dispositivo eletrônico.

No Capítulo 5 são apresentadas as conclusões e considerações finais bem como as sugestões de trabalhos futuros referentes a esta área de pesquisa.

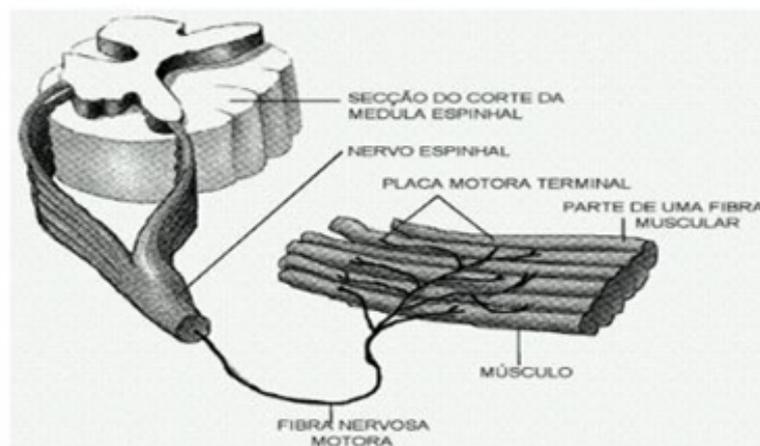
2 Revisão Bibliográfica

2.1 O processo de contração muscular

O processo de contração muscular envolve uma série de eventos desde a geração de um impulso nervoso ocasionado por um estímulo de natureza física ou química o que origina um potencial de ação que conduzido pelo neurônio motor e somado a outros eventos como a transmissão sináptica e os potenciais de ação musculares representam o sinal eletromiográfico, que pode ser medido, e a contração das fibras musculares. O neurônio, como outras células biológicas, é delimitada por uma membrana celular semipermeável, proporcionando a este tipo de célula a possibilidade da transmissão do impulso nervoso (GUYTON; HALL, 2011). O neurônio é composto por corpo celular, axônio e dendritos. O motoneurônio é um tipo de neurônio responsável por conduzir impulsos nervosos aos músculos e nos quais se insere nas suas porções proximais através da placa motora, conforme figura 1.

Quando em repouso o neurônio produz uma ddp intra e extracelular da ordem de -70 mV.

Figura 1 – Placa terminal com inserção das terminações do motoneurônio nas fibras musculares.

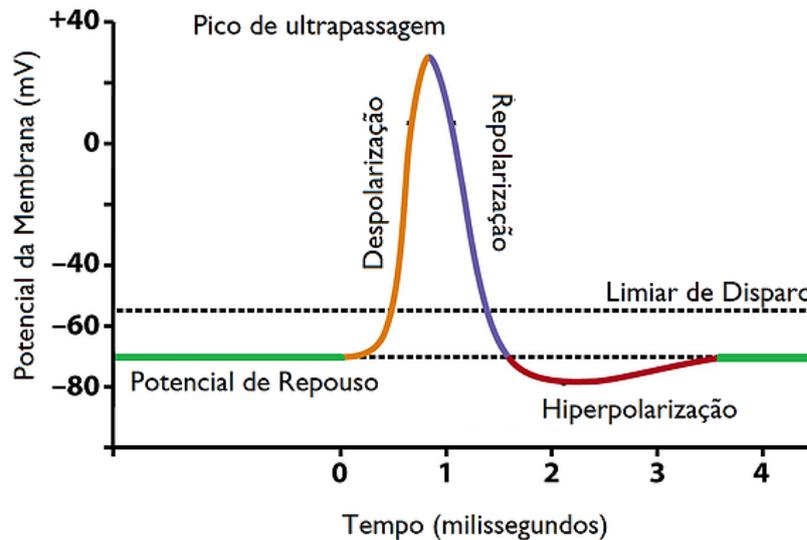


Fonte: (ANDRADE, 2007)

Ao ocorrer um processo de excitação do neurônio (despolarização), seja por estímulos químico, elétrico, térmico ou mecânico desencadeiam-se potenciais de ação que são reações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos. Esse potencial de ação gera uma perturbação nas concentrações intra e extracelulares de íons Sódio (Na^+) e Potássio (K^+) e o impulso se propaga pelo axônio até os dendritos e subsequentemente aos grupos

musculares inervados pelo motoneurônio gerando nesta terminação a liberação do neurotransmissor Acetilcolina (ACh) na goleira sináptica da placa motora e que é responsável pela excitação das membranas musculares. Logo após esse acontecimento, ocorre a recuperação da polaridade da membrana neuronal (Repolarização) como demonstra a figura 2.

Figura 2 – Potencial de ação no neurônio.



Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

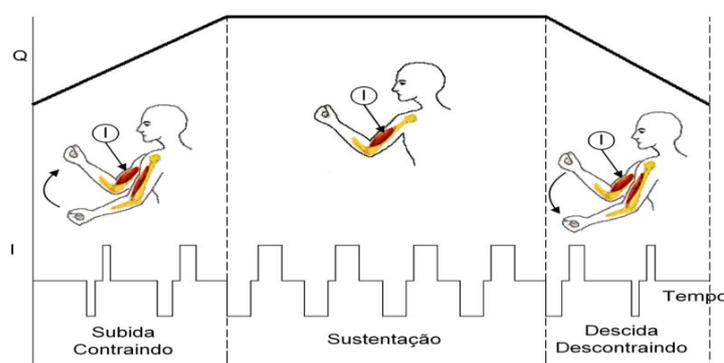
Quando um potencial de ação chega ao terminal do axônio, ocorre a liberação de acetilcolina, nas pregas subneurais, tornam a membrana muscular mais permeável aos íons de Sódio (Na^+). O influxo abrupto desses íons no músculo gera um potencial de ação muscular, que se propaga na membrana da fibra muscular da mesma forma como nas membranas neurais, porém nas duas direções do músculo. O potencial de ação despolariza a membrana da fibra muscular (sarcolema) e também penetra profundamente no interior destas fibras. Depois de aproximadamente 0,2 ms que a acetilcolina é liberada pelas vesículas sinápticas, é degradada pela enzima Acetilcolinesterase a ácido acético e colina. Essa reação ocorre para que a membrana muscular, localizada na fenda sináptica, diminua a permeabilidade ao potássio de maneira que a placa motora fique preparada para um novo estímulo. Este potencial de ação nesta unidade motora denomina-se MUAP (*Motor Unit Action Potential*) e induz a liberação de Cálcio (Ca^{++}) que fará as proteínas de actina e miosina deslizarem umas sobre as outras gerando uma contração muscular (GUYTON; HALL, 2011).

O controle de força é relacionado ao número de unidades motoras recrutadas em uma dada contração. Inicialmente, são utilizadas poucas unidades motoras e, na medida em que o músculo é solicitado, mais unidades motoras são usadas. Além do número de fibras

solicitadas, a força que um músculo executa também é regulada pela frequência de estimulação aplicada a uma unidade motora e variam entre 20 e 100 Hz (ANDRADE, 2007).

A duração de um MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms, com amplitudes na faixa de 100 μV a 2mV e banda de frequência de 5 Hz a 10 KHz. Por este motivo, para que uma contração possa se sustentar, as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar uma contração muscular por períodos maiores. Essa sequência de MUAPs é denominada MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*) e são estes trens de impulsos que são captados por eletrodos posicionados nas proximidades dos grupos musculares em contração conforme a figura 3 (ANDRADE, 2007).

Figura 3 – Trem de pulsos bifásicos simétricos durante uma contração muscular com Intensidade de corrente constante e carga variável



Fonte: (SANCHES, 2013)

2.2 A marcha humana normal e parética

A marcha humana é um movimento complexo, sendo o resultado do funcionamento combinado dos membros inferiores, da pelve e da coluna vertebral. A sequência de posições e orientações assumidas pelos segmentos corporais que ocorrem entre o primeiro contato de um pé com o solo até este mesmo pé tocar o solo novamente é denominado ciclo da marcha. Também chamado passada, esse ciclo compreende dois passos e cada passo consiste na sequência de eventos entre o primeiro contato de um pé com o solo e o primeiro contato do pé contralateral com o solo. A quantidade de passadas executadas num intervalo de tempo define a cadência da marcha. Para avaliar esse movimento, a marcha é dividida em duas etapas ou fases: a fase de apoio, quando o pé está em contato com o solo, e a fase de balanço, em que o pé não está tocando o chão .

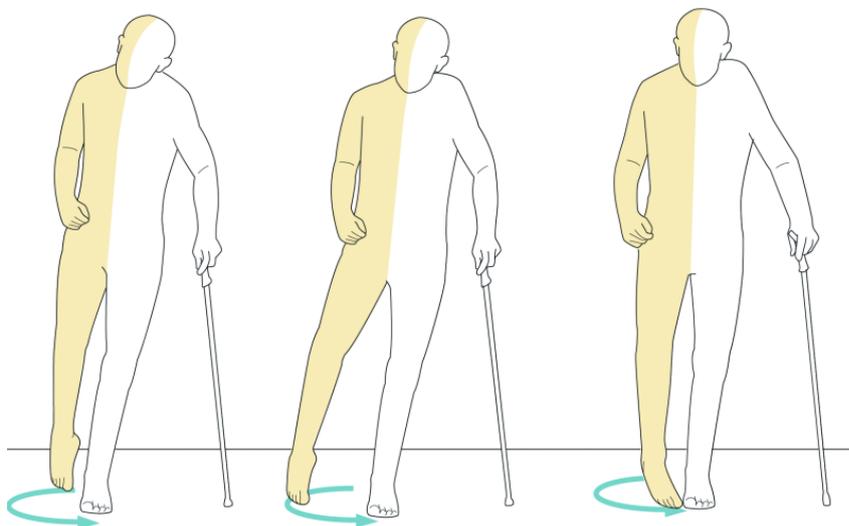
A fase de apoio começa com o contato inicial do calcanhar com o solo e termina quando o pé perde o contato com a superfície. É ainda subdividida em três etapas:

- Primeiro apoio duplo, quando os pés estão em contato com o solo;
- Apoio simples, quando o membro oposto está se reposicionando e somente um dos pés está em contato com o chão;
- Segundo duplo apoio, quando os dois pés estão novamente em contato com a superfície;

Já a fase de balanço é o intervalo entre o despegamento dos dedos e o contato inicial. A fase de apoio responde a 60% do ciclo da caminhada enquanto que a fase de balanço tem duração de 40% conforme mostra a figura 5 (BRUXEL, 2010).

Uma das sequelas mais evidentes do AVC é a hemiplegia, agravada pela espasticidade, a qual se reflete em marcha característica, comumente chamada de marcha hemiparética ou marcha ceifante, ou ainda, marcha em ponto e vírgula. Com o comprometimento da musculatura envolvida na marcha, o paciente hemiparético não consegue suportar completamente o peso durante a fase de apoio, se projetando para frente como um todo durante a fase de balanço, em circundução tal como mostra a figura 4 (MILESKI; PASTRE; RESENDE, 2013).

Figura 4 – Marcha hemiparética

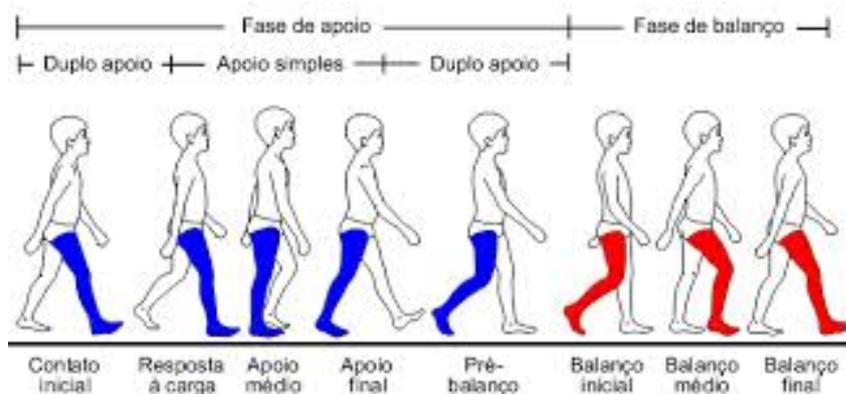


Fonte: (BRONZINO, 2006)

Pacientes hemiparéticos apresentam principalmente um aumento da cadência em lugar de aumentar o comprimento do passo para incrementar a velocidade da marcha, hiperextensão do joelho durante o contato do pé na fase de apoio, impondo cargas de reação anormais no joelho e aumento do gasto de energia. Concomitante a isso, observa-se coativação dos músculos agonistas e antagonistas da articulação do tornozelo e joelho na fase de balanço e uma ativação prematura do músculo sóleo e gastrocnêmico contribuindo

para uma distribuição anormal da pressão plantar. De uma forma geral, estas alterações e coativasões do padrão da marcha induzem estes pacientes a adotarem um estilo mais seguro e estável no caminhar como uma forma de compensar a diminuição das informações sensoriais do tornozelo (CORREIA et al., 2005).

Figura 5 – Ciclo da marcha e suas subdivisões em fases de apoio e balanço.



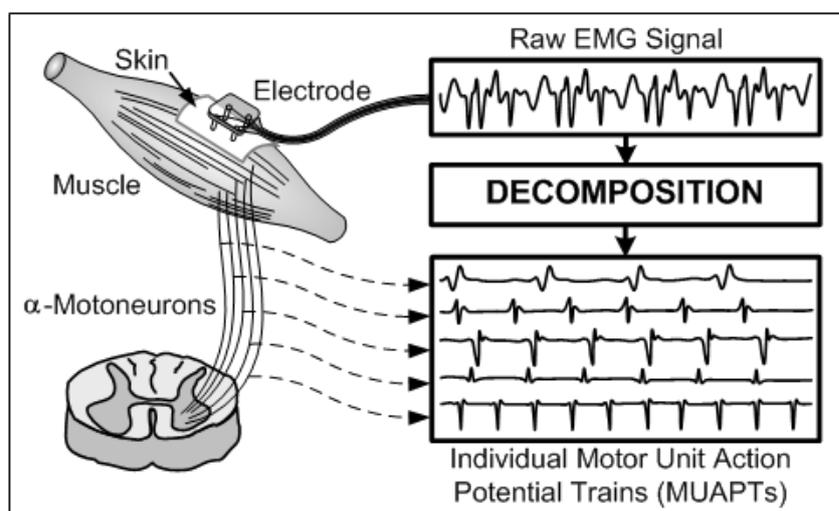
Fonte: (SANTOS, 2009)

2.3 Eletromiografia - Formas de Captação e Características do SE-S

Os MUAPs, ao percorrerem as fibras musculares, geram um campo eletromagnético nas redondezas das fibras. Um eletrodo, localizado dentro desse campo, é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular, que é chamado Sinal Eletromiográfico (SE). O sinal eletromiográfico de cada músculo é composto pela soma de vários potenciais de ação musculares, resultando nos diversos MUAPs de cada unidade motora, que apresentam características diferentes entre si como mostra a figura 6.

O SE-S obtido com eletrodos de superfície é afetado pelas propriedades de filtro das camadas epiteliais e da interface eletrodo-pele, de forma que apresenta componentes frequenciais desde DC até 500 Hz, manifestando maior concentração de sinal dentro da faixa de 50 a 150 Hz. AS amplitudes máximas desse sinal oscilam entre 50 μV e 5 mV. Esses valores variam de acordo com o tipo de músculo analisado, o nível de contração muscular e também o tipo e localização dos eletrodos utilizados. O SE pode ser captado de duas maneiras, de forma invasiva, através de eletrodos de agulha ou de forma superficial, por meio de eletrodos de superfície, que captam a difusão eletromagnética do sinal muscular sobre a pele. Eletrodos de superfície podem ser ativos ou passivos. O eletrodo tipo passivo

Figura 6 – Potenciais de ação de unidades motoras captadas por eletromiografia de superfície.



Fonte: (WOTIZ et al, 2008)

consiste de um disco de Ag-AgCl que deve ser posicionado acima da pele. São utilizados em conjunto com um gel ou pasta condutora contendo íons de cloro para que se diminua a impedância de contato entre o eletrodo e a pele. Uma leve abrasão na pele melhora o processo de captação. Já o eletrodo tipo ativo inclui um circuito de amplificação. Esses eletrodos são bipolares, ou seja, o amplificador utilizado é o diferencial. São também chamados eletrodos secos pois normalmente não necessitam de gel condutor (ANDRADE, 2007).

2.3.1 Algumas aplicações do SE-S

O estudo e captação do SE são definidos como EMG (eletromiografia). A princípio foi utilizado com finalidade estritamente clínica mas atualmente é aplicado nas mais diversas áreas dentre as quais a anatomia, reabilitação, fisioterapia, educação física, medicina, dentre outras. Entre as aplicações clínicas, a análise do SE (Sinal Eletromiográfico) permite avaliar patologias das unidades motoras sejam estas de origem neurogênica ou miogênica, possibilitando o estudo dos efeitos da fadiga, paralisia muscular, condução nervosa, reflexos, etc. Também pode ser usado na detecção de esforço muscular durante atividades físicas, bem como no estudo e acompanhamento do desenvolvimento e reabilitação muscular em fisioterapias. Além de estudos de movimento e fisiologia muscular, o SE pode também ser utilizado em sistemas de estimulação elétrica neuro muscular (EENM) e outros processos aplicados a terapia de reabilitação (ANDRADE, 2007).

2.4 Eletroestimulação Neuromuscular (EENM)

O uso da eletricidade como recurso terapêutico data de 2.750 a.C.; Na fisioterapia, tem sido aplicada desde o século XVIII mais especificamente no tratamento de pacientes paralisados, envolvendo imobilização, paralisia ou desuso e pacientes com contra-indicações para exercícios voluntários (SCHUSTER, 2009).

A estimulação elétrica neuromuscular consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos com o objetivo de se obter contração muscular. Para ocorrer a contração, o estímulo deve ter características próximas aos níveis fisiológicos do tecido a ser estimulado. A intensidade de corrente aplicada necessita ser suficiente para disparar um potencial de ação e a duração do pulso não pode ser inferior ao tempo do pulso produzido pelos mecanismos fisiológicos (SANCHES, 2013).

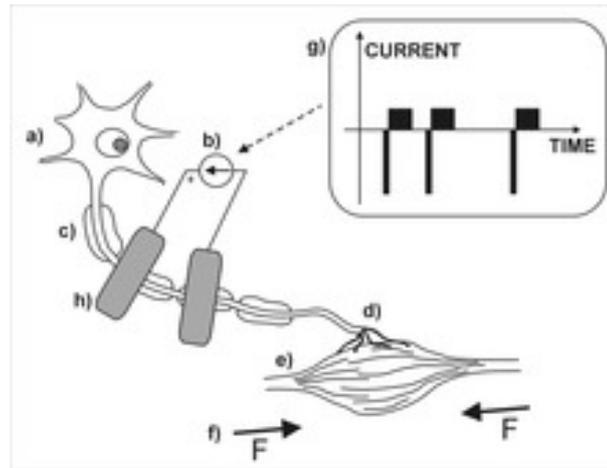
Quando a EENM é feita por eletrodos superficiais, estruturas nervosas e musculares são ativadas mas as células do tecido nervoso se despolarizam a partir de uma menor intensidade de corrente e, por este motivo, produzem ação muscular. Algumas variáveis podem interferir na eletroestimulação. Dentre elas destacam-se a impedância da interface eletrodo-pele, o posicionamento dos eletrodos e a frequência e forma da onda do sinal empregado na estimulação devem ser considerados. A forma de onda aplicada a eletroestimulação é do tipo bifásica simétrica equilibrada.

A contração muscular pode ser controlada pela quantidade de carga aplicada ao músculo e a variação dessa carga pode ser realizada por meio da modulação do sinal. A modulação por largura de pulso (PWM) é o tipo usado para estimulação funcional haja visto a possibilidade de implementação do circuitos digitais para tal, bem como o fato de esta técnica requerer que a amplitude de corrente seja constante, independente das variações da impedância de acoplamento eletrodo/pele conforme demonstra a figura 7.

Estudos desenvolvidos dão suporte à afirmação de que a eletroestimulação funcional pode fortalecer músculos normalmente inervados, tanto em sujeitos saudáveis, quanto naqueles que apresentam fraqueza e atrofia muscular, bem como para a assistência na coordenação motora (SCHUSTER, 2009).

Além das vantagens da capacidade de locomoção proporcionada pela EENM, constata-se que seu uso acarretam redução da espasticidade, ganho de massa muscular e estímulo da remodelagem neuronal reorganizando as vias neuronais o que por si resulta num aumento da plasticidade cerebral (BECK et al., 2011). O uso de órteses elétricas funcionais cujos eletrodos localizam-se sobre os músculos tibial anterior e fibular no membro inferior

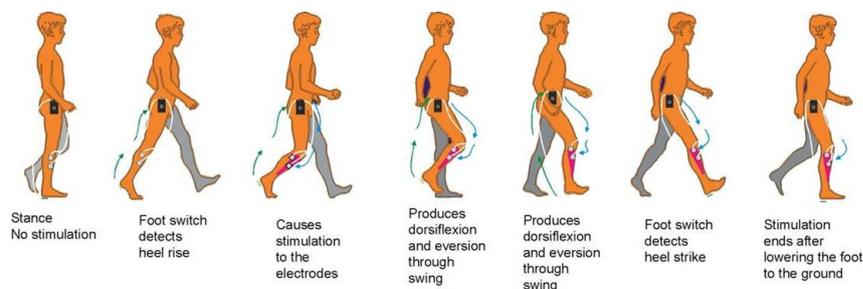
Figura 7 – Mecanismo de Eletroestimulação Funcional



Fonte: (SILVA, 2007)

afetado de pacientes hemiparéticos podem auxiliar no processo de recuperação. Este tipo de órtese tem se mostrado mais vantajosa que as órteses convencionais tais como as de pé e tornozelo e além do mais, é um dispositivo mais discreto que não causa nenhum desconforto no uso (pesam apenas 35 g), podem ser usados com os calçados do dia-a-dia e não interferem nos movimentos da articulação do tornozelo. Essas órteses proporcionam um movimento de flexão do dorso do pé e estabilização do joelho melhorando o mecanismo da marcha, com aumento da velocidade da caminhada conforme mostra a figura 8 na qual o dispositivo auxiliar executa o processo de eletroestimulação baseado nas fases de balanço e apoio da marcha. Além do mais, impedem a ocorrência de quedas e tropeços devido a falha de flexão plantar muito comum neste tipo de pacientes (FERNANDES; CARVALHO; PRADO, 2006).

Figura 8 – Ciclo da marcha corrigida por eletroneuroestimulação funcional.



Fonte: (LYONS et al., 2002)

Uma palmilha com sensores de pressão e ligada aos eletrodos é colocada no calçado e quando a pressão sobre esta é aliviada, ocorre a ativação dos eletrodos sobre os músculos

fletores do pé parético resultando na flexão dorsal. Este estímulo é interrompido quando ocorre pressão sobre os sensores (FERNANDES; CARVALHO; PRADO, 2006). Este sistema tem se tornado um substituto valioso das órteses convencionais pois melhoram a cinética da marcha em adultos com desordens motoras devido ao mecanismo de restauro da atividade cíclica muscular durante a caminhada. Muitos estudos têm relatado melhora da força muscular, diminuição da espasticidade, redução do efeito de arrasto, reaprendizagem motora e mudanças biomecânicas (MELO, 2011).

2.5 Microcontroladores

Um microcontrolador é um computador em um chip, contendo um processador, memória e periféricos de saída. É um microprocessador que pode ser programado para funções específicas, diferente dos encontrados em computadores.

Um microcontrolador é um sistema computacional completo inserido em um único circuito integrado. Possui CPU, memória de dados RAM (*Random Access Memory*) e programa ROM (*Read Only Memory*) para manipulação de dados e armazenamento de instruções, sistema de clock para dar sequência às atividades da CPU, portas I/O e periféricos como módulos de temporização, conversores A/D, USB ou ETHERNET. Em si, é um microprocessador cujas funções específicas podem ser programadas, diferentemente dos encontrados em computadores (MELO, 2011).

2.5.1 Arduino[®]

O Arduino é uma plataforma flexível *open-source* de *software* e *hardware* para prototipagem eletrônica que pode ser programado para processar entradas e saídas entre o dispositivo e os componentes externos conectados a ele formando uma plataforma de computação física embarcada, ou seja, um sistema que pode interagir com seu meio ambiente por meio de software e hardware. Pode ser utilizado para desenvolver projetos interativos independentes, ou conectado a um computador, a uma rede, ou mesmo à Internet para preparar e enviar dados atuando sobre eles. Em outras palavras, o dispositivo pode enviar um conjunto de dados recebidos de sensores, botões, interruptores, motores ou qualquer outro dispositivo que emita dados ou possa ser controlado (ELETRÔNICA, 2012).

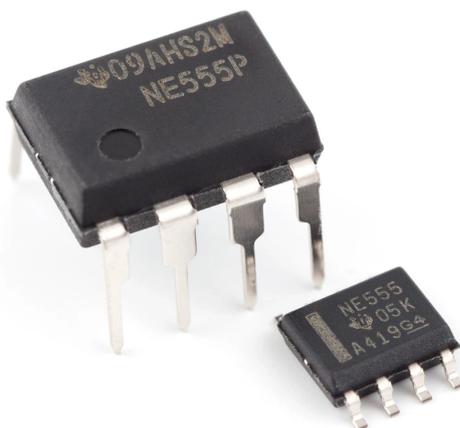
2.6 Dispositivos osciladores e componentes eletrônicos

2.6.1 Componentes individuais de um circuito estimulador

2.6.1.1 CI's 555

A figura 9 mostra os tipos de encapsulamento disponíveis (DIP e SMD) do CI 555. Dependendo da disposição e tipo dos componentes eletrônicos ligados aos seus pinos, o CI pode operar de diversas maneiras. Ambos os tipos apesar de tamanhos diferentes, possuem os mesmos componentes internos podendo desempenhar as mesmas funções.

Figura 9 – CI 555 em encapsulamentos DIP e SMD.



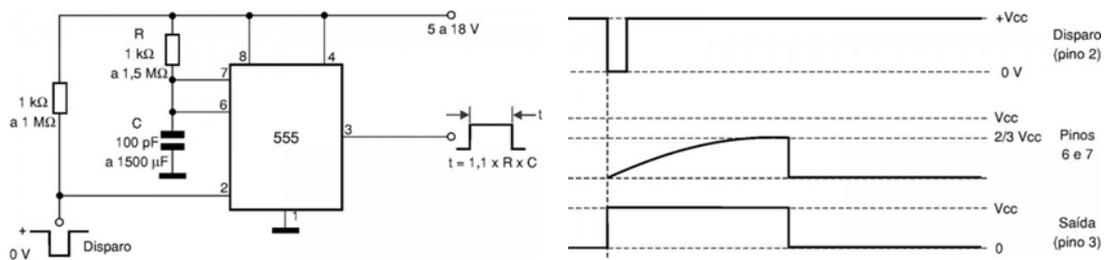
Fonte: Site da empresa On Electronics[®]

2.6.1.2 Configuração Monoestável

No modo de operação monoestável, conforme mostrado na figura 10 a seguir, inicialmente, a tensão é $+V_{cc}$. Como o disparador (*Trigger*) está ligado à entrada inversora do comparador 2 como na porção direita da figura 11, 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 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, 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 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.

Figura 10 – CI 555 em configuração monoestável. À esquerda a imagem esquemática mostrando a pinagem e à direita a onda quadrada na saída do pino 3.



Fonte:(MATSUNAGA, 2009)

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 pela equação 2.1.

$$T = 1,1 * R_t * C_t \quad (2.1)$$

Onde T é dado em segundos, R_t em Ohms e C_t em Farads.

A tensão de controle, geralmente de $2/3V_{cc}$, pode ser desacoplada através de um outro capacitor ligado ao pino 5 e ao *Ground* (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 se obter outras tensões diferentes de $2/3V_{cc}$.

Alterando-se os valores de C_t e R_t , pode-se controlar o período de temporização ajustando-o para cerca de 5 ms até aproximadamente 1 hora. Porém, para temporizações acima de 5 minutos, pode-se comprometer a confiabilidade devido a necessidade de se implementar altos valores para estes componentes.

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 $1 M\Omega$.

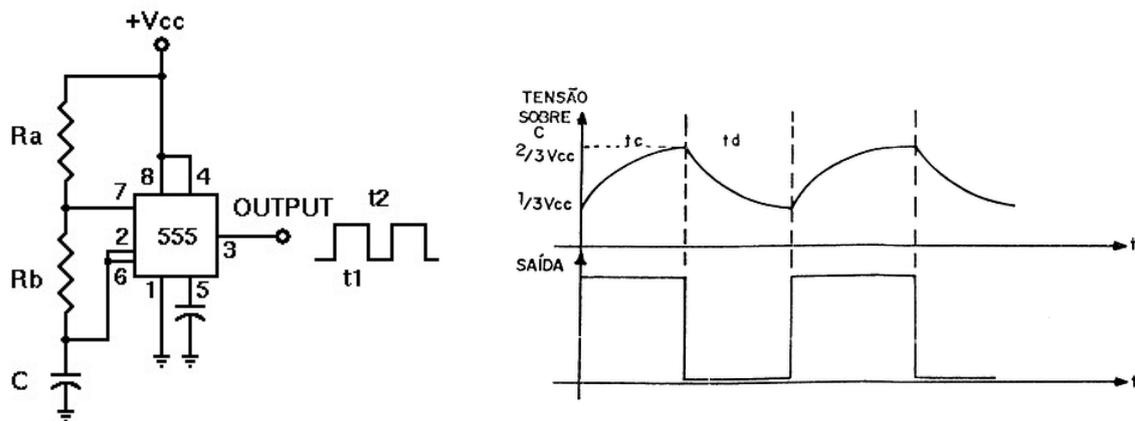
Não há limites para o valor de C_t , a não ser o seu custo. Dependendo do valor da capacitância do capacitor eletrolítico e de sua qualidade, ele pode apresentar correntes de fuga que podem distorcer os períodos calculados das temporizações. Para valores muito altos de capacitância, o transistor de descarga 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 da vida

útil do capacitor.

2.6.1.3 Configuração Astável

A figura 11 a seguir mostra o CI 555 em operação astável.

Figura 11 – CI 555 em configuração astável. À esquerda a imagem esquemática do CI mostrando a pinagem e à direita a onda quadrada na saída do pino 3.



Fonte: (MATSUNAGA, 2009)

Neste tipo de operação, são colocados os resistores R_a e R_b em série no lugar do único R_t na operação monoestável.

Como ponto de partida, inicialmente poder-se-ia 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, induzindo sua saída 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 dado pela equação 2.2.

$$T_1 = 0,7 * (R_{t1} + R_{t2}) * C_t \quad (2.2)$$

E a duração do período baixo ou tempo de descarga é dado pela equação 2.3

$$T_2 = 0,7 * R_{t2} * C_t \quad (2.3)$$

O período total (T) é definido como apresenta a equação 2.4

$$T = T_1 + T_2 = 0,7 * (R_{t1} + 2R_{t2}) * C_t \quad (2.4)$$

E a frequência (f) dada pela equação 2.5

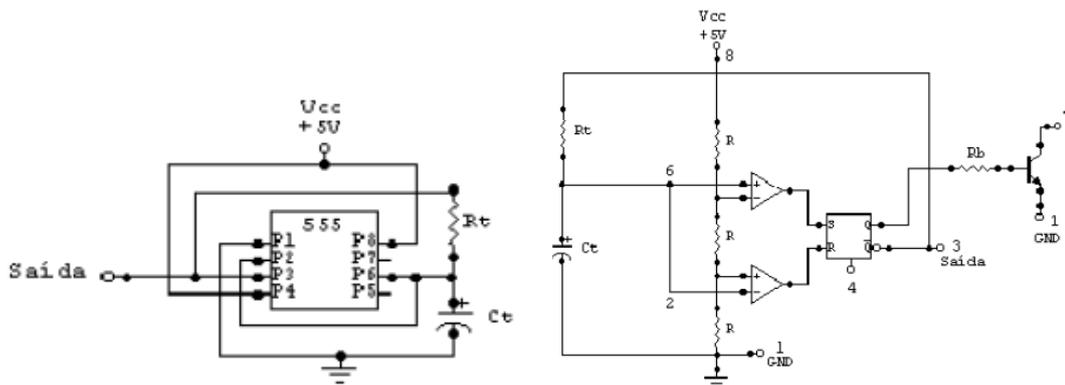
$$f = \frac{1}{T} \approx 1,45 * (R_{t1} + 2R_{t2}) * C_t \quad (2.5)$$

Se R_{t2} for muito maior que R_{t1} , os períodos altos e baixos são quase iguais. O valor de R_{t1} será desprezível em relação ao valor de R_{t2} , assim a frequência será dado pela equação 2.6

$$f \approx \frac{0,73}{R_{t2}} * C_t \quad (2.6)$$

Caso seja necessário de um oscilador com durações iguais dos níveis altos e baixos, o circuito deve ser configurado conforme a figura 12.

Figura 12 – CI 555 em configuração astável. À esquerda a imagem esquemática do CI mostrando a pinagem e à direita o esquema interno mostrando o flip-flop e amp-op.



Fonte: (MATSUNAGA, 2009)

Neste caso, o pino de descarga (pino 7) não é conectado e é conectado um resistor R_t no lugar dos dois resistores R_{t1} e R_{t2} , com o pino 3 (saída) conectado ao 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 do disparador (pino 2) é de 0 V. Assim, a saída do comparador 2 vai a nível alto, resetando o flip-flop e deixando a saída \bar{Q} em nível alto. Neste momento C_t se carrega por R_t , fazendo a tensão de limiar (pino 6) elevar-se, até que atinja a tensão de controle ($+2/3V_{cc}$). Quando isso ocorre, a saída do comparador

1 vai a nível alto, setando o flip-flop e fazendo que a saída \bar{Q} vá a nível baixo. Então, C_t se descarrega por R_t , voltando ao estado inicial. Os períodos de nível alto e baixo são iguais porque C_t se carrega por R_t e se descarrega pelo mesmo R_t . Nesse caso, o período de carga e descarga é definido pela equação 2.7

$$T_{carga} = T_{descarga} = 0,7 * C_t * R_t \quad (2.7)$$

E assim o período total é definido por 2.8

$$T_{total} = 2 * T_{carga} = 1,4 * C_t * R_t \quad (2.8)$$

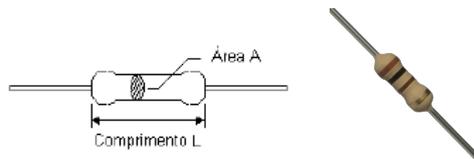
Para a execução deste projeto utilizaram-se 2 (dois) CI's NE555. Estes são de baixo custo, cada um custou R\$1,50, e de fácil obtenção no comércio de componentes eletrônicos em Manaus.

2.6.1.4 Resistores Fixos

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

Tal resistência (R) é inversamente proporcional ao fluxo de cargas que flui pela área perpendicular (A) e é diretamente proporcional à resistividade ρ (propriedade elétrica do material) e ao comprimento L , no sentido pelo qual a corrente atravessa. A figura 13 a seguir demonstra essa relação e a equação 2.9 que a representa.

Figura 13 – Imagens de resistores. À esquerda a imagem esquemática mostrando área de seção transversal e comprimento e à direita a imagem real



Fonte: (MATSUNAGA, 2009)

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (2.9)$$

Em que sua unidade padrão de medida é dada em Ohm (Ω).

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 atingir a resistência desejada. É acrescentado um fio terminal em cada extremidade e em seguida uma isolamento 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 a relação 2.10 a seguir.

$$R = \frac{V}{I} \quad (2.10)$$

Onde V é a tensão no terminais e I a corrente que atravessa o resistor.

Durante a execução do projeto foi necessário a compra de resistores de diversas resistências. São componentes de muito baixo custo, da ordem de centavos, e da fácil obtenção no comércio de componentes eletrônicos.

2.6.1.5 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 potenciômetros ou *trimpots* 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.

A primeira parte do circuito do projeto ora desenvolvido é composta por três *trimpots*, um ligado ao primeiro CI 555 e outros dois ligados ao segundo CI 555. Estes foram setados para que se mantivesse constante a frequência de oscilação e inacessíveis ao usuário do dispositivo. Entretanto, na segunda parte do circuito do equipamento incluiu-se um potenciômetro comum para que se pudesse ajustar a amplitude de corrente na saída do dispositivo.

Para calcular o valor de cada potenciômetro a ser inserido no dispositivo, considerando-se a escolha de uma determinada frequência de oscilação e o valor do capacitor (se de 10 μF) se acoplado ao oscilador, neste caso o CI 555, recorre-se ao *datasheet* deste CI onde a equação 2.11 determina os valores das resistências necessárias à operação do oscilador.

$$f = \frac{1,44}{(R_a + 2R_b)C} \quad (2.11)$$

2.6.1.6 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 tal como descreve a equação 2.12 a seguir

$$C = \frac{Q}{V} \quad (2.12)$$

Tal capacitância é também 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 equação 2.13 adiante

$$C = \varepsilon_0 \frac{A}{d} \quad (2.13)$$

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 reutilizada pelo próprio circuito em determinadas situações.

Como o circuito no presente projeto funciona com corrente alternada, é necessário compreender o exato funcionamento dos capacitores empregados na confecção do dispositivo. De acordo com a equação a seguir, verifica-se que a alteração da tensão aplicada ao capacitor gera uma corrente proporcional à esta variação conforme se observa em 2.14

$$I = C \frac{dV}{dt} \quad (2.14)$$

Na situação AC senoidal, caso a tensão varie com o cosseno no tempo, a corrente varia com a sua derivada, ou seja, o negativo do seno. Desta forma,

$$V = V_{max} \cos(\omega_0 t) \quad (2.15)$$

e

$$I = -I_{max} \sin(\omega_0 t) \quad (2.16)$$

Ao substituírem-se I e V nas equações 2.15 e 2.16 e integrando-se ambos os lados, é possível perceber que o capacitor possui a característica de se opor à passagem de corrente, assim como o resistor, porém sua "resistência", denominada reatância, varia inversamente com a frequência conforme a relação 2.17 abaixo.

$$X_C = \frac{1}{2\pi * fC} \quad (2.17)$$

Nota-se assim que a frequências muito altas o capacitor se aproxima de um curto circuito enquanto que a baixas frequências, funciona como um circuito aberto.

Desta forma, prova-se que uma onda quadrada, que é um dos objetivos deste trabalho, nada mais é do que o somatório das harmônicas 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 de frequências desejadas e impedindo que outros ruídos ou interferências se propaguem no circuito e inviabilizem o alcance do objetivo desejado.

2.6.1.7 Diodos de Junção

Os diodos são compostos por duas partes semicondutoras, geralmente silício, dopadas: uma com elétrons (N) e outra com buracos (P), como na figura 14. Quando se unem estas duas porções, forma-se uma junção PN que possui propriedades importantes na eletrônica.

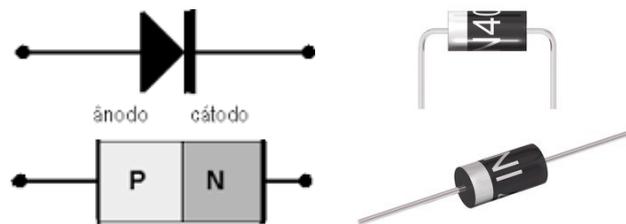


Figura 14 – Imagens representativas do diodo À esquerda a imagem virtual e à direita a imagem real

Apesar de serem componentes eletrônicos simples, os diodos são dispositivos não-lineares em sua relação $V \times I$, mostrado na figura 15. Possuem a característica predominante de permitir fluxo de cargas em apenas um sentido e opondo-se ao fluxo em sentido inverso. Assim, ao se aplicar uma tensão em seu ânodo maior que em seu cátodo, há condução e, em caso contrário, comporta-se como um circuito aberto.

Na realidade, existem outras duas regiões de atuação no diodo além da zona de polarização direta, sendo 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 as relações 2.18 e 2.19 a seguir

$$I = I_S(e^{\frac{V}{V_T}} - 1) \quad (2.18)$$

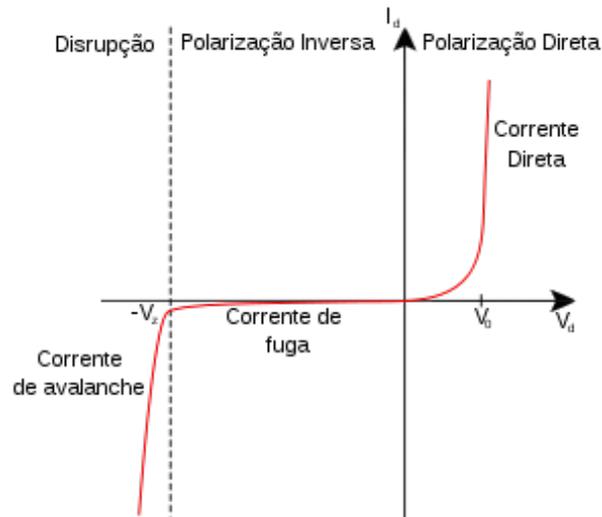


Figura 15 – Curva de tensão x corrente do diodo.

e

$$V_T = \frac{kT}{q} \tag{2.19}$$

Em que I_S é a corrente de saturação, V a tensão nos terminais, k , a constante de Boltzmann, q , a carga do elétron e T a temperatura em Kelvin.

Neste projeto, no segundo CI 555 observam-se dois diodos associados em paralelo com polaridades inversas formando um dispositivo limitador duplo ainda acrescido de um potenciômetro R_b semelhantemente ao que é mostrado na figura 16.

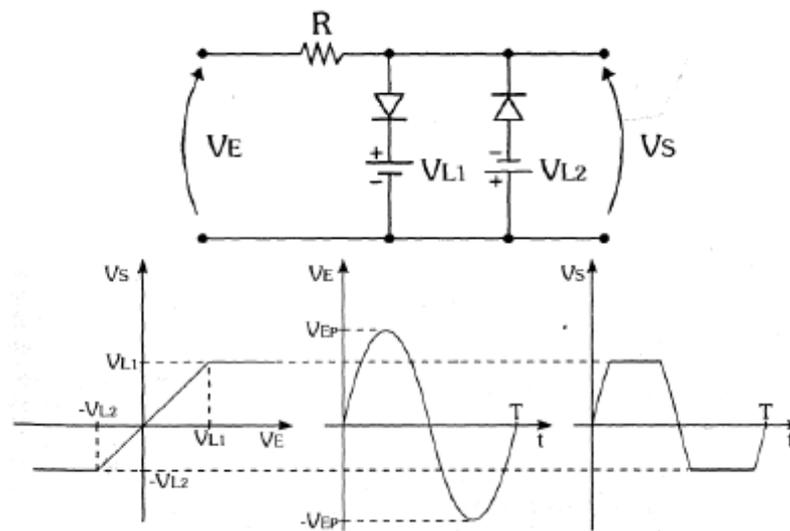
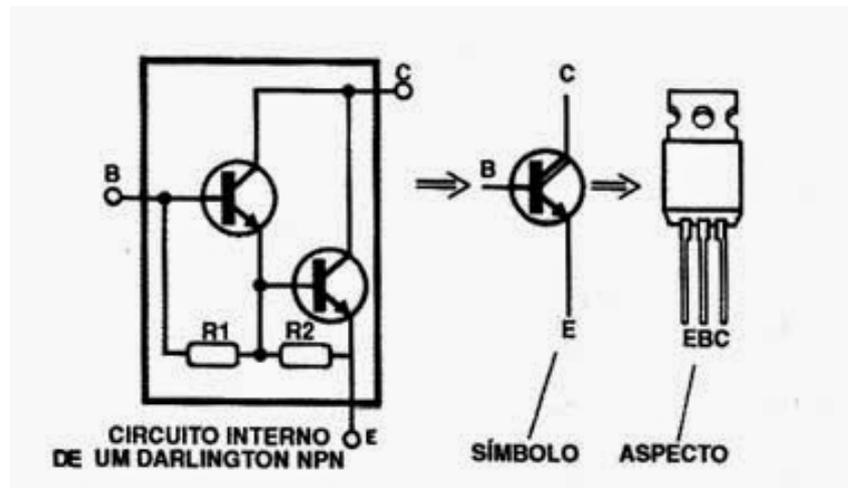


Figura 16 – Desenho esquemático das ligações do dispositivo limitador duplo e formato de onda resultante.

Figura 17 – Diagrama representativo do transistor TIP-122 na configuração darlington com simbologia e aspecto físico



Fonte: (MATSUNAGA, 2009)

2.6.1.8 Transistor Bipolar de Junção

A necessidade de se criar transistores surgiu na década de 1940, devido às limitações que as válvulas apresentavam com relação às novas tecnologias de transmissão de ondas de rádio. Inicialmente os transistores mostravam-se vantajosos por funcionarem a altas frequências e permitirem a amplificação dos sinais recebidos. Com o advento tecnológico, estes dispositivos mostraram-se infinitamente superiores às válvulas, principalmente em relação ao baixíssimo custo daqueles e redução drástica do tamanho ocupado, o que permite hoje a construção dos CI's.

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

Este projeto ora apresentado utiliza um TBJ do tipo NPN. Este dispositivo possui várias aplicações, dentre as quais, as principais: funcionamento como chave (base para circuitos digitais) e amplificação de sinais.

Os TBJ's são compostos por três terminais conectados cada um a uma região semicondutora conforme a figura 17. No caso de tipo P, a qual, por sua vez, faz interface com o coletor, novamente do tipo N. Com isso, formam-se duas junções como as do diodo, e a forma como se energizam os três terminais determina o modo de operação destas junções e, assim como do dispositivo como um todo.

O modo ativo, tal qual usado neste projeto, ocorre quando a base tem um potencial elétrico maior que o do emissor, e também o coletor com relação à base tem um potencial elétrico maior 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, propositadamente, 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 2.20.

$$I_C = I_B \times \beta \quad (2.20)$$

Onde β é denominada de ganho de corrente de emissor comum e é dada por 2.21:

$$\beta = \frac{1}{\frac{D_p}{D_n} * \frac{N_A}{N_D} * \frac{W}{L_p} + \frac{num}{den} * \frac{W^2}{D_n * \tau_b}} \quad (2.21)$$

Em que β é uma constante característica de cada transistor e varia, na maioria dos casos, entre 100 e 200, chegando a 1000 em dispositivos especiais. Neste projeto, utilizou-se para β , o valor de 2500 conforme o *datasheet* do componente TIP 122 usado no circuito de FES. Desta forma pode-se calcular as correntes na base e no coletor do transistor, considerando-se que a corrente máxima para estimulação é da ordem de 140 mA de acordo com (MELO et al., 2015a).

2.7 Estado da Arte

2.7.1 Técnicas de correção do pé caído

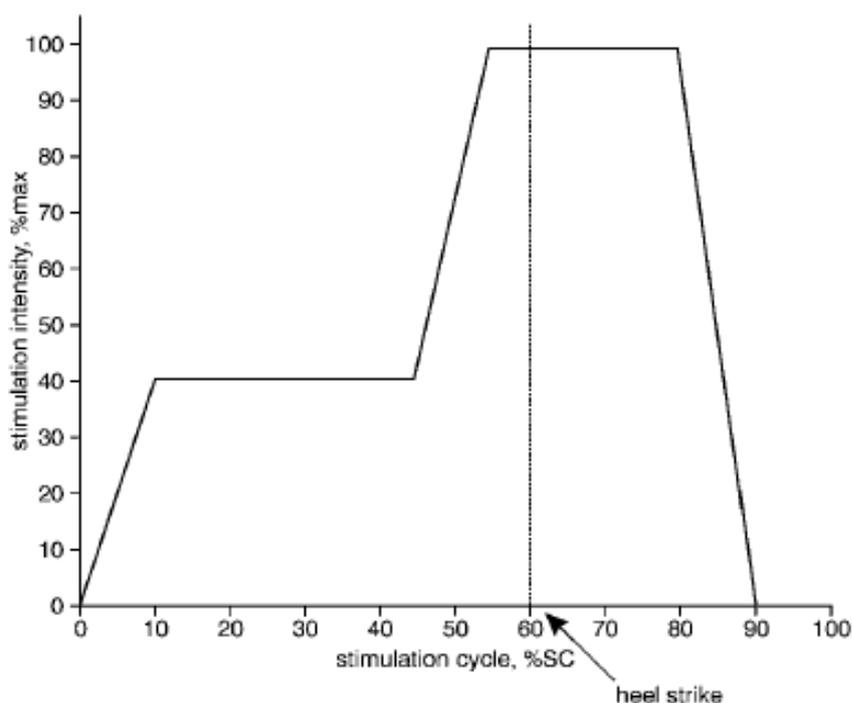
O uso da FES para correção do problema do pé caído na hemiplegia tem sido utilizada desde a década de 1960 com os trabalhos desenvolvidos por (LIBERSON et al., 1961). Desde então, diversas técnicas de estimulação e controle dos sinais tem sido implementadas e testadas, desde técnicas de controle envolvendo malha aberta, malha fechada, lógica Fuzzy e técnicas de Controle inteligente envolvendo Redes Neurais. Entretanto tais métodos envolvem procedimentos difíceis e demandam constante monitoramento e ajustes realizados por profissionais especializados.

Dentre diversas obras consultadas, as que mereceram atenção foram as desenvolvidas por O'Halloran e Breen.

De acordo com (OHALLORAN et al., 2004), um sistema implantável e modificado para correção do pé caído envolveu a modulação cíclica por PWM aplicado às fases de balanço e apoio da marcha. O dispositivo proposto pelo autor era composto por dois

canais de estimulação cujos PWM poderiam ser ajustados para uma largura de pulso entre 0 e 255 μs e frequências f entre 17 e 40 Hz. Como as fases da marcha impunham diferentes condições biomecânicas para estimulação do músculo dorsiflexor do tornozelo uma vez que cada paciente em situação de hemiplegia desenvolve uma marcha única e portanto, seus parâmetros de estimulação também são diversos. Neste trabalho, ao invés de utilizar pacotes trapezoidais de ondas bifásicas, o autor sugere a implementação de pacotes bitrapezoides, conforme se demonstra na figura 18, com o segundo pulso estimulatório iniciando-se 150 ms antes que o paciente tocasse o calcanhar no chão o que proporcionou aumento da estabilidade na fase de apoio e evitando uma situação comum entre pacientes hemiplégicos, a batida do pé no início da fase de apoio.

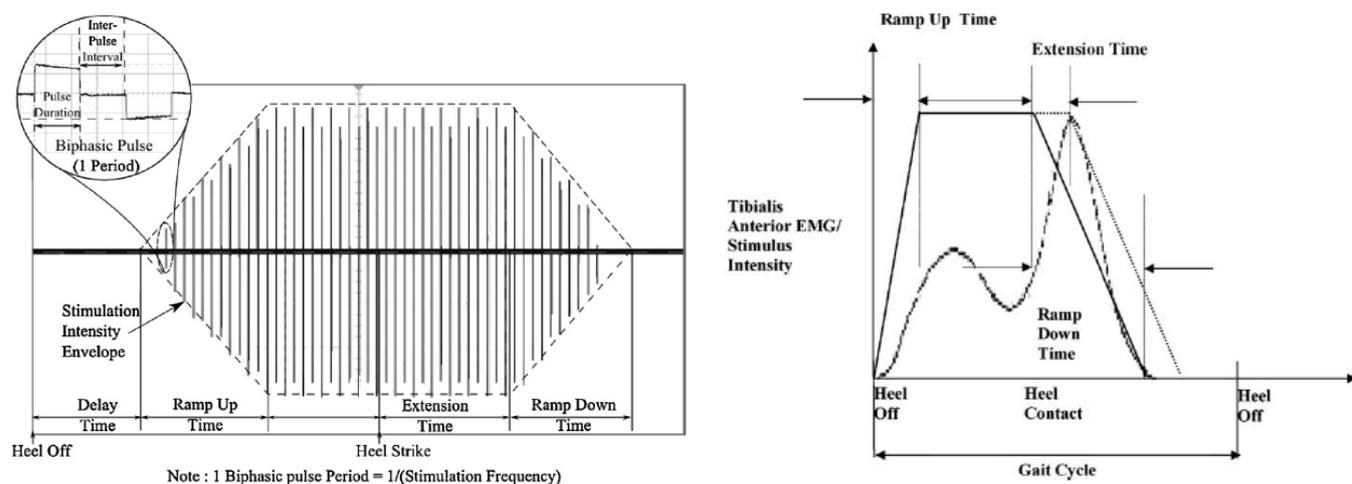
Figura 18 – Formato de pacote de eletroestimulação bitrapezóide



Fonte: (OHALLORAN et al., 2004)

De forma semelhante, (BREEN et al., 2009) relatou em sua obra o uso de pacotes trapezoidais de ondas bifásicas em eletroestimulação funcional para correção de pé caído. Segundo este autor, O período de subida da rampa foi usado para evitar a contração brusca do músculo tibial anterior, o que poderia ocasionar reações de espasticidade na musculatura da panturrilha e a descida da rampa, conforme a figura 19 para evitar uma situação de batida do pé no início da fase de apoio devido a rápida cessação do estímulo como ocorre nos casos em que se utilizam pacotes tipo degrau. Entretanto, o autor relatou que por mais que grande parte dos equipamentos comerciais utilizem este padrão de pacotes de estimulação, não há evidências suficientes que comprovem a eficácia destes pacotes na correção da condição de pé caído.

Figura 19 – Eletroestimulação por pacotes trapezoidais de ondas bifásicas no ciclo da marcha



Fonte: (BREEN et al., 2009)

2.7.2 Estimulação Elétrica Funcional - FES

A FES consiste na aplicação da corrente elétrica ao corpo humano com fins terapêuticos. O uso deste método auxilia na redução da espasticidade, quer sobre a musculatura agonista, quer sobre o músculo antagonista ao espástico. Entretanto, os mecanismos que fundamentam esses efeitos não foram totalmente elucidados. Propunha-se que a estimulação do antagonista reduz a espasticidade do agonista através da via inibitória recíproca do grupo Ia ou pelas vias polissinápticas mediadas por aferentes dos reflexos flexores. Ao passo que a estimulação agonista pode levar a uma redução na atividade através da inibição recorrente do seu próprio motoneurônio alfa. Para tanto, frequência de 50 Hz, duração de pulso de 200-500 μs , tempo de sessão de 30 min e intensidade de corrente variável (20-50 mA), entre a que produz apenas o movimento mínimo até a amplitude de movimento completa disponível, são os parâmetros frequentemente utilizados (SILVA; BORGES; LIM, 2012).

De forma semelhante, avaliou-se a eletroneuroestimulação do músculo tibial anterior com os seguintes parâmetros: 30 min de sessão, frequência de 50 Hz, fase de 250 μs com 19,5 ms de repouso e ciclo T_{on} de 5 s de estimulação por T_{off} de 10 s de repouso e concluiu que a metodologia é um eficiente coadjuvante no tratamento de reabilitação de pacientes hemiparéticos espásticos. A autora detectou haver retenção dos ganhos numa avaliação tardia indicando haver manutenção da plasticidade neuronal decorrente do procedimento. Entretanto, ressalta que a tecnologia não deve ser vista nem aplicada como único recurso no tratamento dos pacientes (NUNES, 2004).

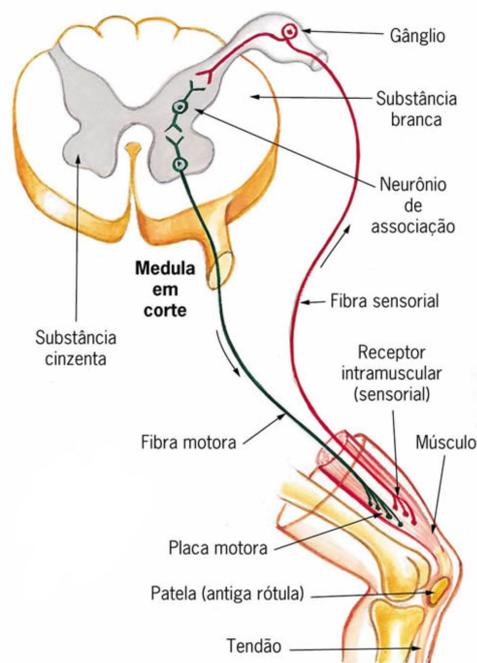
A utilização de FES em musculatura com perda de função motora com o objetivo de gerar movimento artificial denomina-se prótese neural. Pessoas que sofreram lesão medular podem perder parcial ou totalmente a função motora de uma determinada região corporal. A aplicação de estimulação elétrica no tecido neuromuscular gera movimentação artificial que pode desenvolver uma melhora de longo prazo através da plasticidade neuronal. A estimulação elétrica funcional pode utilizar variados parâmetros, eletrodos e locais de aplicação. Quando o ajuste e correção dos parâmetros estimulatórios ocorre manualmente, tem-se um sistema em malha aberta, quando ocorre automaticamente, o sistema denomina-se controle em malha fechada. Ambas as formas contribuem para a reabilitação física de pacientes acometidos por lesão neuronal. Os sistemas em malha fechada apresentam vantagens em relação aos de malha aberta, como a correção automática dos parâmetros de estimulação. Por meio de biópsia em tecidos musculares de portadores de lesão medular, evidenciou-se aumento enzimático devido ao treinamento realizado com FES. O sistema nervoso central (SNC) possui vias de estímulos eferentes que são responsáveis pela ativação muscular, glandular, dentre outras funções conforme mostrado na figura 20.

O SNC também possui uma via de estímulos aferentes e que oferece realimentação de uma série de informações, tais como localização espacial do segmento, velocidade de deslocamento e sensibilidade tátil e nociceptiva. As vias neuronais proprioceptivas são de fundamental importância para a deambulação, pois enviam estímulos aferentes que corrigem os desequilíbrios que ocorrem durante a marcha, contribuindo com o sistema de servo-controle da medula espinhal.

Dessa forma, a FES estimula o mecanismo de plasticidade neuronal que é representada pelo decremento da ativação da musculatura antagonista, aumento da atividade da unidade motora e incremento na ativação da musculatura sinergista. Essa remodelagem neuronal decorre da estimulação local sobre o músculo ou ativação antidrômica (do axônio para o corpo do neurônio) nas células motoras do corno anterior da medula espinhal. A eficácia da FES na reabilitação depende de seu uso associado a algum sistema de realimentação provida pelo paciente, onde o papel da FES é executar a função do movimento perdido e o paciente deve interpretar o movimento como se estivesse sendo realizado voluntariamente. Essa estratégia permite uma ativação de vias neuronais que, consequentemente, favorece uma remodelagem neuronal.

O controle motor pela FES pode ser realizado por malha aberta ou fechada. Na malha aberta, o sistema de controle não é realimentado. Simplesmente aplica-se um estímulo elétrico na entrada de uma planta (músculo ou nervo motor) e observa-se o movimento gerado. Já em malha fechada, as informações monitoradas na saída (por meio de sistemas de medição) realimentam a entrada do controlador. A partir de tais informações, o sistema

Figura 20 – Vias aferentes e eferentes da medula e tecido muscular.



Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

de controle define o nível de ajuste a ser aplicado ao estímulo, corrigindo eventuais erros e buscando atingir o objetivo desejado.

No caso de malha aberta, os parâmetros do estimulador devem ser continuamente ajustados por um operador, no caso um fisioterapeuta ou outro profissional de reabilitação que avalia características do paciente tais como adaptação nervosa à estimulação e fadiga muscular. Em se tratando de malha fechada, outros parâmetros são utilizados para realimentar a malha, tais como sinais biomecânicos ou eletrofisiológicos. Os principais sistemas de medição em malha fechada englobam acelerômetros, giroscópios, microfones, plataformas de força, dinamômetros, *lasers*, *strain-gauges*, eletrogoniômetros, eletromiógrafos (EMG) e células de carga (BECK et al., 2011).

Softwares de controle são usados para melhorar a atividade da FES, garantindo maior estabilidade em malha fechada por meio da modelagem matemática. Estratégias de controle utilizando Redes Neurais e Lógica *fuzzy* tem sido utilizadas. Sistemas mais avançados, além da realimentação da FES, permitem a antecipação (*feedforward*) para elaboração do movimento subsequente (DAVOODI; ANDREWS, 2004).

2.7.3 Dispositivos auxiliares da marcha

Vários dispositivos tem sido criados para auxiliar no processo de realização da marcha em pacientes hemiparéticos. O uso de órtese elétrica funcional (FEO) foi avaliada em estudo realizado por (FERNANDES; CARVALHO; PRADO, 2006) no qual concluiu que a utilização da OEF no membro parético foi eficaz ao promover a melhora da qualidade de vida dos pacientes. Esta órtese é dotada de eletrodos de superfície que foram aplicados aos pontos motores dos músculos tibial anterior e sóleo que eram ativados sempre que um sensor de pressão na palmilha do calçado detectava diminuição da pressão abaixo do calcanhar devido o levantamento do pé antes da fase de balanço do ciclo da marcha.

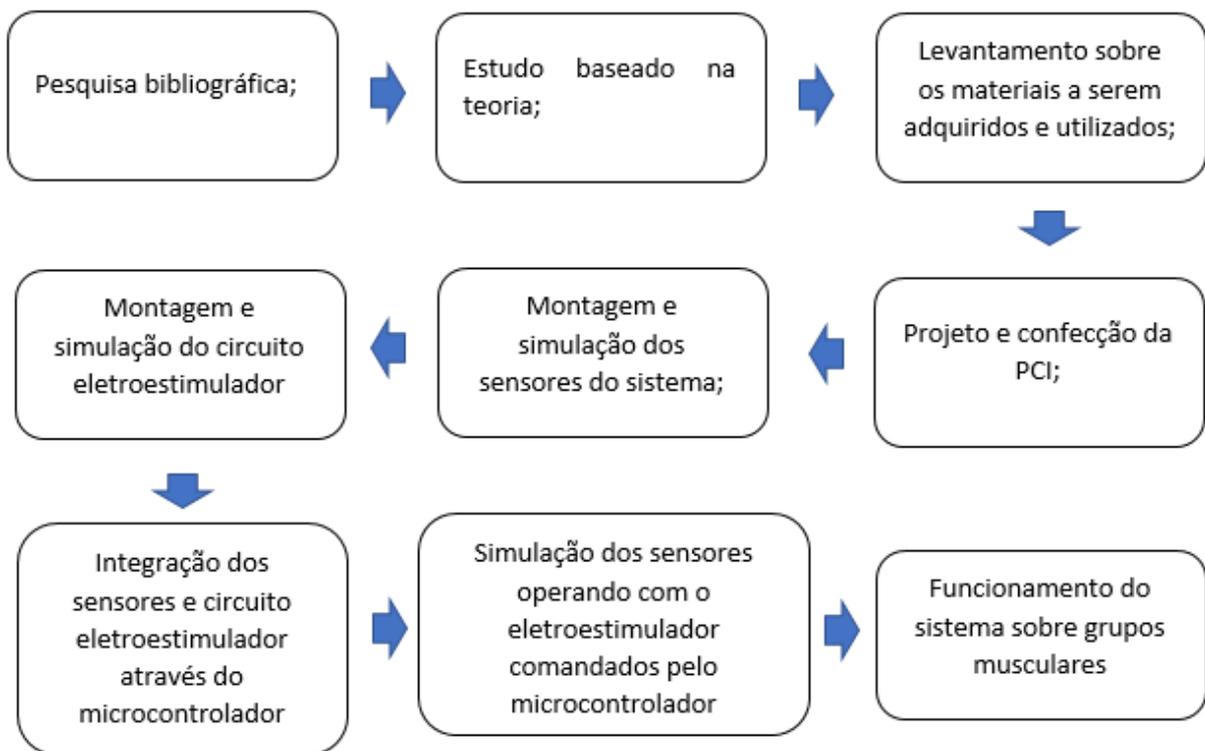
Numa tese de mestrado houve o desenvolvimento de órtese de auxílio à marcha destinada a pacientes que apresentam algum grau de comprometimento do mecanismo de deambulação ou da perna. Para tanto, utilizou-se de método híbrido para conseguir a compensação da gravidade durante o movimento da marcha humana através do emprego paralelogramos auxiliares como forma de localizar o centro de massa do mecanismo auxiliado por molas para conseguir o equilíbrio de cada perna (SANTOS, 2009).

Dessa forma, observa-se que alguns métodos utilizam-se de sistemas mecânicos e elétricos. Mas poucos são os que utilizam vários sensores como forma de identificar precisamente a fase do ciclo da marcha em andamento e situações diversas tal como o subir escadas ou mesmo sentar-se e cruzar as pernas e balançá-las. E é focado nesta necessidade que este projeto foi proposto pois com base no levantamento bibliográfico realizado, pôde-se constatar que os estudos desenvolvidos não contemplavam situações em que o paciente utilizasse um equipamento portátil e que estivesse sujeito a condições variadas como as anteriormente descritas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A seguir faz-se uma breve descrição de todos os componentes eletrônicos que serão utilizados na confecção do protótipo. Para tanto faz-se uma breve revisão das devidas propriedades e características de funcionamento e equações matemáticas que os regem uma vez que tal conhecimento se faz necessário para um melhor entendimento do sistema como um todo bem como uma forma racional de se utilizar apenas componentes descritos conforme a literatura consultada. A figura 21 apresenta dos passos seguidos na execução do projeto.

Figura 21 – Sequência das atividades desenvolvidas na execução do projeto.



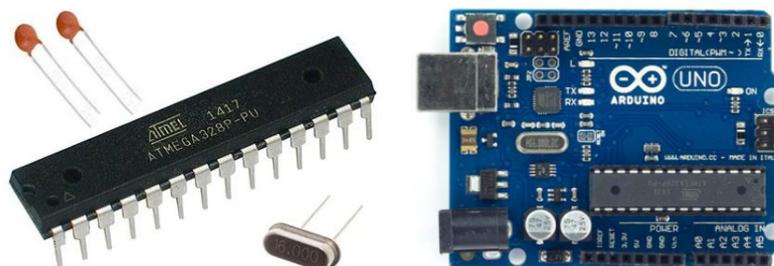
Fonte: Autor.

3.1 Microcontrolador ATMEGA 328P-Arduino UNO

No desenvolvimento deste protótipo será utilizado o microcontrolador ATMEGA[®] 328P, mostrado na figura 22 a ser embarcado na placa PCI do sistema eletroestimulador. A função deste dispositivo é fazer o processo de integração entre os sinais de diversos sensores que serão usados no projeto, sendo capaz de receber, processar e gerar outros sinais que originarão os impulsos eletroestimuladores aplicados ao músculo TA. Já a placa

Arduino será utilizada para realizar o processo de gravação dos algoritmos responsáveis pelo funcionamento dos sensores e de integração destes com a PCI do eletroestimulador.

Figura 22 – Imagens do microcontrolador ATMEGA 328P usado na plataforma Arduino. À esquerda a imagem do microcontrolador juntamente com os capacitores e cristal de 16 MHz e à direita a imagem da placa Arduino UNO com o microcontrolador embarcado.



Fonte: (ARDUINO, 2016)

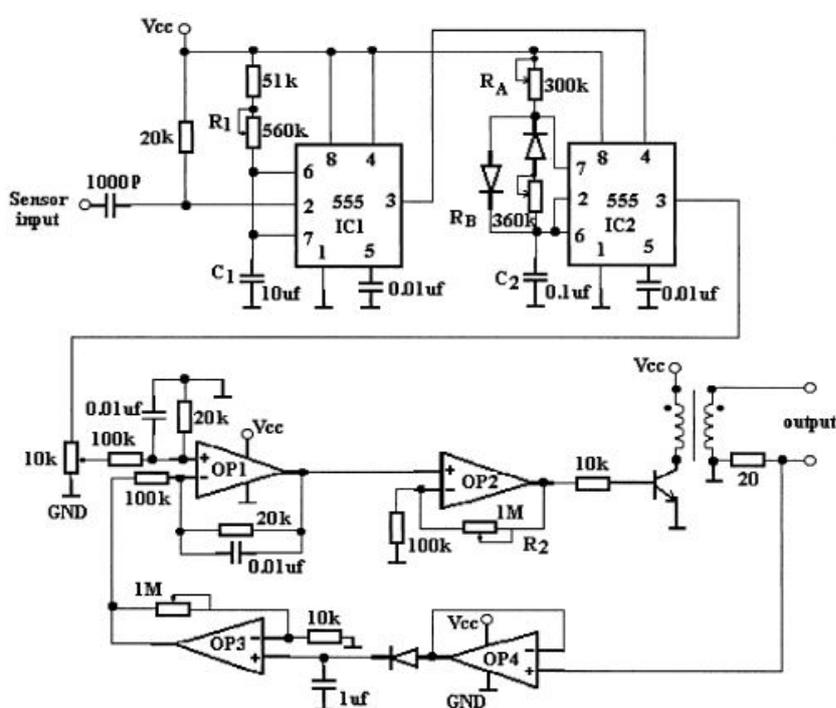
3.2 Sistema de estimulação elétrica neuro-muscular (EENM-FES)

O sistema de estimulação elétrica neuromuscular é uma unidade composta basicamente por duas partes. A primeira parte do circuito, a geradora de PWM é dotada de dois CI's 555 interligados em série onde cada um executa uma função diferenciada. Apesar de ambos desempenharem a função básica de oscilador, a forma como os componentes eletrônicos como os resistores, capacitores e potenciômetros estão ligados às entradas e saídas do CI irá determinar o modo de operação de cada um deles, se no modo astável, se no modo monoestável. Na configuração monoestável, neste caso, o primeiro CI 555 do circuito, este funciona basicamente como um disparador. Suas aplicações incluem temporizadores, detectores de pulso, chaves imunes a ruído, interruptores de toque, dentre outros. No sistema ora apresentado, este funcionará como detector de sinal (pulso) proveniente do sensor resistivo de pressão (FSR), do sensor de vibração *Tilt Sensor-SW-420* e do giroscópio (ITG/MPU) acoplados ao módulo. Na configuração astável, neste caso, o segundo CI 555, ocorre o funcionamento do CI como um oscilador. Neste modo os usos incluem pisca-pisca de LED, geradores de pulso, relógios, geradores de tom, alarmes de segurança, dentre outros. No trabalho em questão, este CI será utilizado como um gerador de pulso originando o PWM usado na operação do sistema e que será subsequentemente amplificado pela segunda parte do circuito composta de um transistor TIP, em configuração *darlington* e um transformador *step-up* capaz de gerar uma tensão da ordem de 150 V a partir de 9 V que alimenta o sistema e originando uma corrente cuja intensidade não ultrapassa 200 mA.

3.2.1 Circuito Oscilador gerador de PWM

O circuito confeccionado nesta obra foi desenvolvido de acordo com o projeto descrito por (CHENG et al., 2004). Segundo este autor, o circuito eletroestimulador seria composto basicamente por uma parte geradora dos pulsos e outra responsável por amplificar os sinais anteriormente gerados. A figura 23 mostra como fora constituído o modelo implementado na construção do protótipo.

Figura 23 – Típico circuito eletroestimulador baseado em dispositivos osciladores, amplificadores e transformador.



Fonte: (CHENG et al., 2004)

Neste esquema, a rede de quatro amplificadores é encapsulada em um CI LM324, o que ajuda a reduzir o tamanho da PCI.

3.2.2 Confeção da PCI de FES

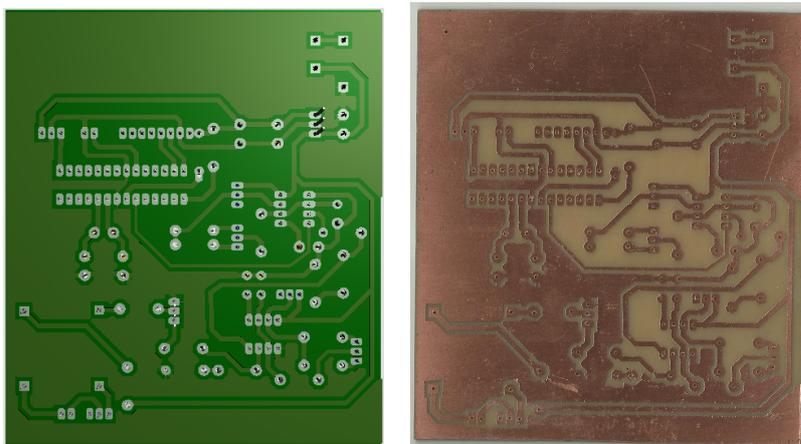
A placa de circuito impresso desenvolvida para o circuito eletroestimulador foi confeccionada em Fenolite com camada de cobre monoface. O *layout* foi desenvolvido no software PROTEUS/ISIS® versão 8.1 Professional, Labcenter Electronics Ltd., UK. O esquema gerado é mostrado no anexo A.

Após a impressão do *layout* em fotolito procedeu-se à fotossensibilização da placa de fenolite/cobre coberta por tinta fotosensível sob luz negra (UV), deixando apenas as trilhas de cobre sem serem sensibilizadas e posterior corrosão das partes sensibilizadas

para formação das trilhas de cobre com solução de perclorato de ferro com subsequente tratamento por base forte (solução de hidróxido de sódio) e posterior banho em salina de carbonato de cálcio (solução de barrilha).

Após este procedimento, submete-se a placa a furação dos *pads* com broca de 1 mm para colocação do componentes eletrônicos . As imagens da figura 24 a seguir mostram a placa virtual no software Proteus Ares e a placa física real do dispositivo.

Figura 24 – Imagens da PCI do circuito eletroestimulador. À esquerda a imagem virtual e à direita, a imagem real



Fonte: Autor

3.3 Construção do protótipo

Procedeu-se à soldagem do componentes eletrônicos na PCI conforme o desenho esquemático gerado pelo Proteus Ares. A figura 25 mostra o desenho originado pelo *software* após soldagem dos componentes.

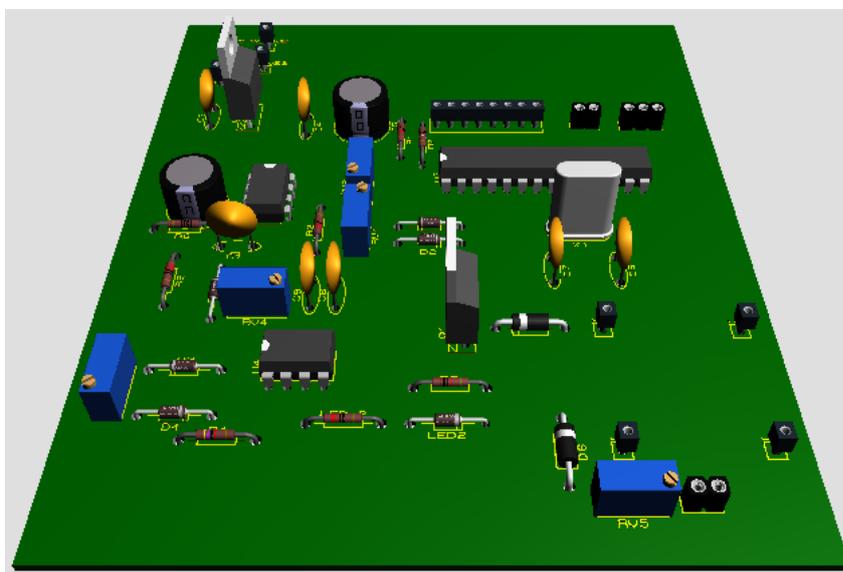
Como neste projeto desenvolveu-se um protótipo, e devido a necessidade de testes e ajustes frequentes, optou-se por utilizar, ao invés de *trimpots*, potenciômetros comuns de valores variados mas conforme o projeto idealizado por (CHENG et al., 2004) devido a sua facilidade de manuseio.

3.3.1 Integração entre os sistemas de Sensoreamento, FES e a Unidade de Controle na PCI

3.3.1.1 Sensor Resistivo de Pressão -FSR 402 (*Force Sensitive Resistor*)

O sensor resistivo de pressão é um dispositivo capaz de detectar a variação de tensão no mesmo quando lhe é aplicada uma força (pressão) na região de contato. Este mecanismo será útil para se detectar a diminuição ou aumento de pressão sob o calcanhar o que,

Figura 25 – Vista virtual em perspectiva da PCI do eletroestimulador após soldagem dos componentes eletrônicos



Fonte: Autor

por si, identificará a fase, se de balanço ou apoio, que o paciente desenvolve durante o processo da marcha, parâmetro este que servirá para ativar ou desativar o circuito eletroestimulador e subsequente ativação do músculo TA. O sistema é, em sua essência, um divisor de tensão e esta tensão varia conforme a equação 3.1 cujos valores são úteis para modular a intensidade da estimulação muscular que o dispositivo é capaz de aplicar uma vez que esta variável é diretamente proporcional à força aplicada ao sensor.

$$V_{OUT} = \frac{R_M V^+}{(R_M + R_{FSR})} \quad (3.1)$$

A figura 26 a seguir mostra o dispositivo e também são apresentados alguns parâmetros de funcionamento.

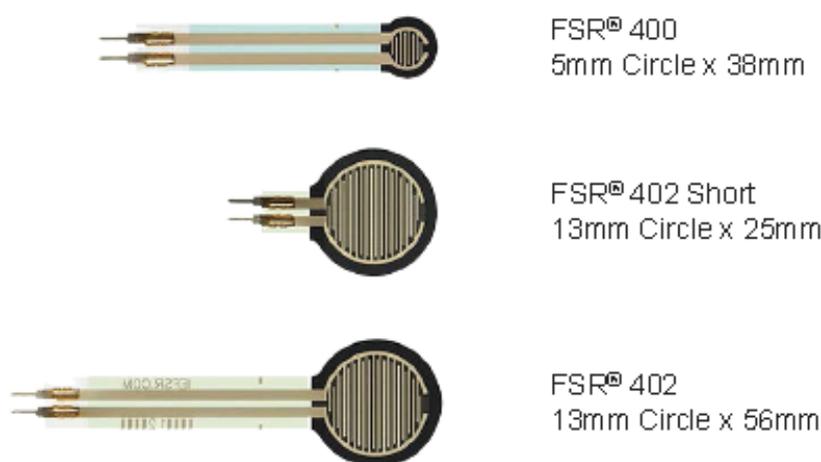
A figura 27 apresenta a programação do sensor resistivo de pressão FSR-402 realizada na IDE do Arduino.

A seguir, na figura 28 mostram-se os valores gerados pelo sensor resistivo de pressão durante os testes individuais. Tais valores serão úteis na programação de integração dos sensores no microcontrolador da PCI.

3.3.1.2 Sensor de Vibração - SW420

O sensor de vibração executa a função de detectar o momento em que a perna sofre algum tipo de inclinação durante a marcha. No início da fase de balanço após o instante

Figura 26 – Sensores FSR



Fonte: Site da empresa Robocore®.

Figura 27 – Programação do sensor FSR-402 na IDE Arduino

```
teste_FSR | Arduino 1.6.8
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda
teste_FSR
//Constants:
const int ledPin = 3; //pin 3 has PWM function
const int sensorPin = A0; //pin A0 to read analog input

//Variables:
int value; //save analog value

void setup(){
  pinMode(ledPin, OUTPUT); //Set pin 3 as 'output'
  Serial.begin(9600); //Begin serial communication
}

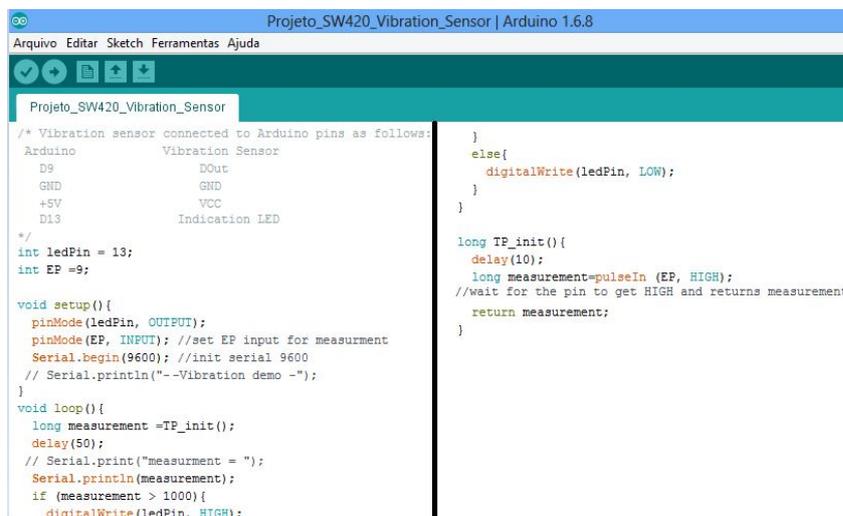
void loop(){
  value = analogRead(sensorPin); //Read and save analog value from potentiometer
  Serial.println(value); //Print value
  delay(100); //Small delay
}
```

Fonte: Autor

que ocorre a elevação do calcanhar e subsequentemente do joelho, é necessário que o dispositivo gere um sinal que em consonância com os demais sensores originará o processo de eletroestimulação do músculo TA com flexionamento do dorso do pé. Este sensor auxiliará a manter o sistema inoperante quando o paciente não estiver se deslocando. Neste projeto optou-se por utilizar o modelo SW-420, mostrado na figura 29. Este dispositivo funciona acoplado ao circuito do eletroestimulador, é de baixo consumo energético e também de custo acessível, isso torna-o adequado ao implemento no projeto. A programação de seu funcionamento será carregada no microcontrolador do equipamento.

A seguir, mostra-se na figura 30 a programação do sensor de vibração realizada na

Figura 30 – Programação do sensor de vibração SW420.



```

Projeto_SW420_Vibration_Sensor | Arduino 1.6.8
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda

Projeto_SW420_Vibration_Sensor

/* Vibration sensor connected to Arduino pins as follows:
Arduino      Vibration Sensor
D9           DOut
GND          GND
+5V          VCC
D13         Indication LED
*/
int ledPin = 13;
int EP = 9;

void setup() {
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
  pinMode(EP, INPUT); //set EP input for measurement
  Serial.begin(9600); //init serial 9600
  // Serial.println("--Vibration demo --");
}

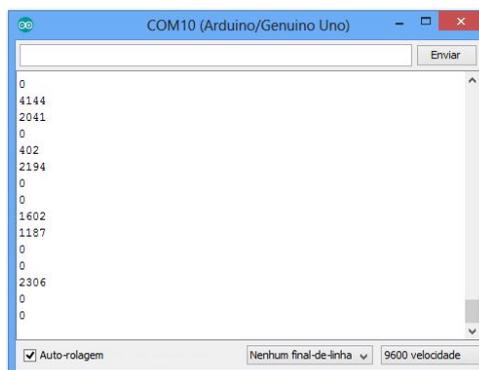
void loop() {
  long measurement = TP_init();
  delay(50);
  // Serial.print("measurement = ");
  Serial.println(measurement);
  if (measurement > 1000) {
    digitalWrite(ledPin, HIGH);
  }
  else {
    digitalWrite(ledPin, LOW);
  }
}

long TP_init() {
  delay(10);
  long measurement = pulseIn (EP, HIGH);
  //wait for the pin to get HIGH and returns measurement
  return measurement;
}

```

Fonte: Autor

Figura 31 – Dados gerados na janela serial durante a testagem do sensor de vibração



```

COM10 (Arduino/Genuino Uno)
Enviar

0
4144
2041
0
402
2194
0
0
1602
1187
0
0
2306
0
0

```

Auto-rolagem Nenhum final-de-linha 9600 velocidade

Fonte: Autor

(GPS), jogos e diversas outras aplicações além de um sensor adicional, de temperatura, permitindo medições entre -40°C e 80°C . A comunicação com o ATMEGA 328P usa a interface I2C, por meio dos pinos XDA e XCL. A alimentação do módulo pode variar entre 3 V e 5 V. No sistema este dispositivo será alimentado com 5 V para obtenção de melhores resultados.

A figura 33 a seguir apresenta a programação na IDE do Arduino. Esta é necessária para que se obtenham os valores gerados na janela serial que serão úteis para efetivar a programação deste sensor em conjunto com os demais.

A figura 34 mostra os valores gerados na serial. Verifica-se os valor assinalado no eixo y escolhido para a programação principal

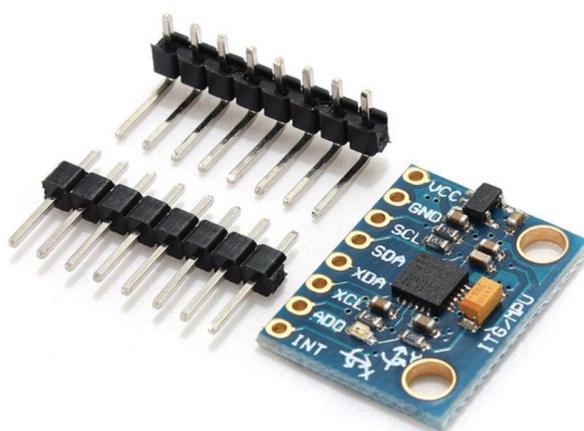


Figura 32 – Giroscópio/Acelerômetro

Figura 33 – Imagem da IDE do Arduino com a programação do sensor giroscópio MPU 6050

```

Giroscopio_MPU_6050 | Arduino 1.6.8
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda

Giroscopio_MPU_6050

#include<Wire.h>
const int MPU=0x68;
int AcX,AcY,AcZ,Tmp,GyX,GyY,GyZ;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x6B);
  //Inicializa o MPU-6050
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);
}

void loop()
{
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(MPU,14,true);
  AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
  AcY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
  AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)
  Tmp=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x41 (TEMP_OUT_H) & 0x42 (TEMP_OUT_L)
  GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
  GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
  GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)

  Serial.print("Acel. X = "); Serial.print(AcX);
  Serial.print(" | Y = "); Serial.print(AcY);
  Serial.print(" | Z = "); Serial.print(AcZ);
  Serial.print(" | Gir. X = "); Serial.print(GyX);
  Serial.print(" | Y = "); Serial.print(GyY);
  Serial.print(" | Z = "); Serial.print(GyZ);
  Serial.print(" | Temp = "); Serial.println(Tmp/340.00+36.53);
  delay(300);
}

```

Fonte: Autor

3.3.2 Eletrodos para FES

O eletrodo silicone, mostrado na figura 35, foi desenvolvido para uso em TENS / FES.

Este silicone condutor compõe a interface que transmite a corrente elétrica através da pele do paciente nas sessões de eletroterapia.

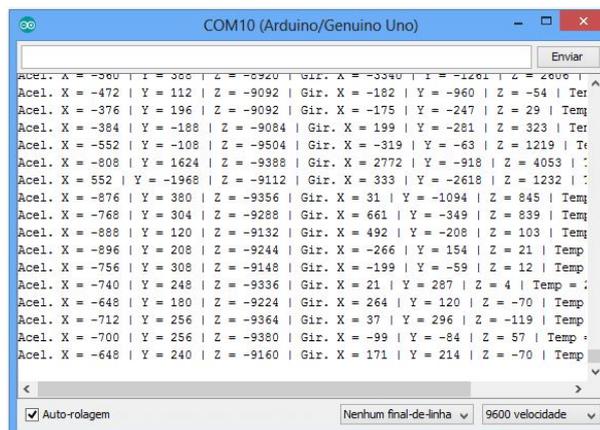
São fixados a pele do paciente com fita Micropore 3M® ou qualquer fita adesiva anti-alérgica sempre em par para que o campo de aplicação da corrente se feche.

Estes eletrodos podem ser utilizados com as seguintes correntes: Tens, FES, Interferencial Russa, Aussie, ou demais correntes despolarizadas.

Para sua utilização, necessita de um gel condutor para facilitar a passagem da corrente elétrica para que proporcione condutividade e simultaneamente seja flexível para se moldar a área a ser tratada.

A borracha dos eletrodos é desenvolvida com carbono que aumenta a condutividade, proporcionando assim a condução de corrente elétrica do circuito eletroestimulador às terminações neuro-musculares e subsequente geração artificial de movimento.

Figura 34 – Janela serial com os valores gerados pelo sensor giroscópio.



Fonte: Autor

A impedância tecidual tem grande variação dependendo do acoplamento do eletrodo. Com uma frequência de 60 Hz, a pele seca tem uma impedância aproximada de $93 \text{ k}\Omega/\text{cm}^2$, já os eletrodos (silicone-carbono) com gel sobre a pele reduzem a impedância para $10,8 \text{ k}\Omega/\text{cm}^2$ enquanto que eletrodos implantáveis apresentam $0,2 \text{ k}\Omega/\text{cm}^2$ e podem ser implantados no tecido nervoso ou no meio intramuscular (BECK et al., 2011).

Nos ensaios realizados neste trabalho utilizou-se eletrodos de dimensões $5 \times 3 \text{ cm}$, o que proporciona uma densidade de corrente (i) satisfatória para a eletroestimulação.

Figura 35 – Eletrodos de Silicone-Carbono usados em FES

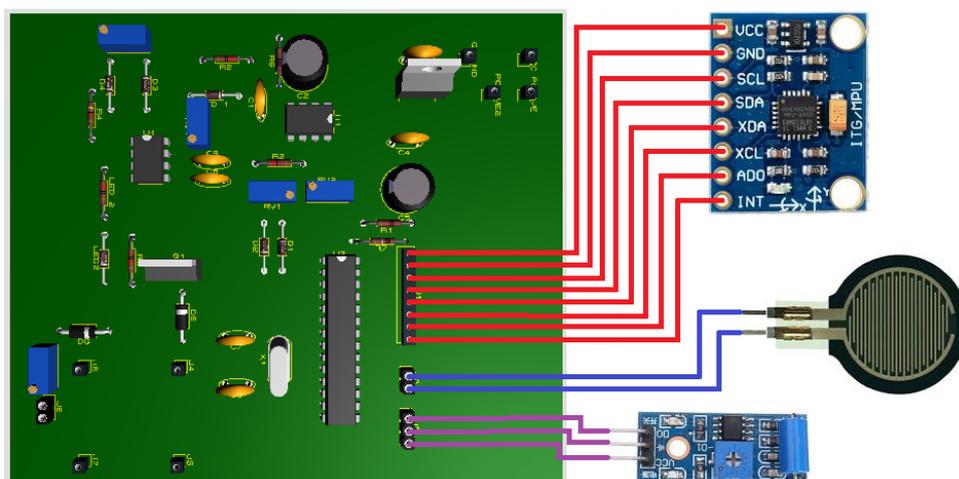


Fonte: Site da empresa Ibramed®

3.3.3 Integração da PCI e sensores

A integração dos sensores à PCI foi feita conforme a figura 36. A conexão destes à placa foi anteriormente determinada quando da elaboração do projeto do circuito eletroestimulador e integração com o microcontrolador ATMEGA-328P nas suas devidas portas.

Figura 36 – Acoplamento dos sensores MPU-6050, FSR-402 e SW420 à PCI do eletroestimulador



Fonte: Autor

3.3.4 Programações do Microcontrolador ATMEGA[®] 328-P

O microcontrolador utilizado foi programado numa plataforma Arduino UNO[®] na qual após acoplado o microcontrolador realizou-se o *bootloader* dos *scripts* dos programas de cada um dos sensores. A figura 37 mostra a integração dos programas em uma única programação carregados no microcontrolador.

3.3.5 Composição final dos dispositivos na PCI

Na figura 38 mostram-se todos os dispositivos ligados ao eletroestimulador, incluindo-se os eletrodos de silicone-carbono e o transformador usado para amplificação da tensão. Este transformador está de acordo com o projeto descrito por (CHENG et al., 2004) onde a proporção do enrolamento primário para o secundário é da ordem de 50/2000, respectivamente, o que permite uma amplificação de 9 V para até 115 V necessários ao processo de estimulação neuromuscular.

Figura 37 – Programação de integração dos sensores no ATMEGA-328P

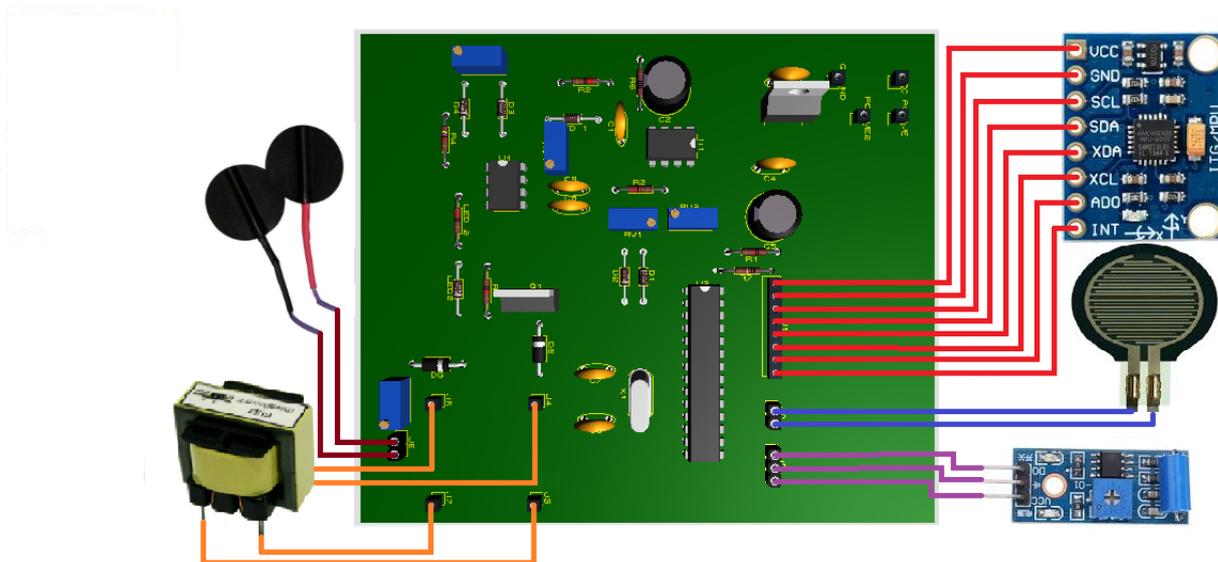
```

#include<Wire.h> //Carrega a biblioteca Wire
const int MPU=0x68; //Endereço I2C do MPU6050
int AcX, AcY, AcZ, Tmp, GyX, GyY, GyZ; // aceleração no eixo x y z
int ledPin = 4;
int EP = 9;
int value;
const int sensorPin = A0; //pin A0 para read analog input
//-----
void setup(){
//SENSOR SW4020
pinMode(ledPin, OUTPUT);
pinMode(EP, INPUT);
//MPU-6050
Wire.begin();
Wire.beginTransmission (MPU);
Wire.write (0x6B);
Wire.write (0);
Wire.endTransmission (true);
}
//-----
void loop(){
// FSR420
long measurement = TP_init();
// MPU 5060
Wire.beginTransmission (MPU);
Wire.beginTransmission (MPU);
Wire.write (0x3B); // Inicia com registrador 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
Wire.endTransmission (false);
//Solicita dados ao sensor
Wire.requestFrom(MPU, 14, true);
//Armazena o valor dos sensores nas variáveis correspondentes
AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)
Tmp=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x41 (TEMP_OUT_H) & 0x42 (TEMP_OUT_L)
GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)
//FSR
value = analogRead(sensorPin); // lê o valor digital da porta A0
//-----
if( measurement>1000 && value<400 && AcY<-1000 ){
digitalWrite(ledPin,HIGH);
delay(500);
}
else{
digitalWrite(ledPin,LOW);
}
}
}

```

Fonte: Autor

Figura 38 – Acoplamento de todos os dispositivos à PCI do eletroestimulador.

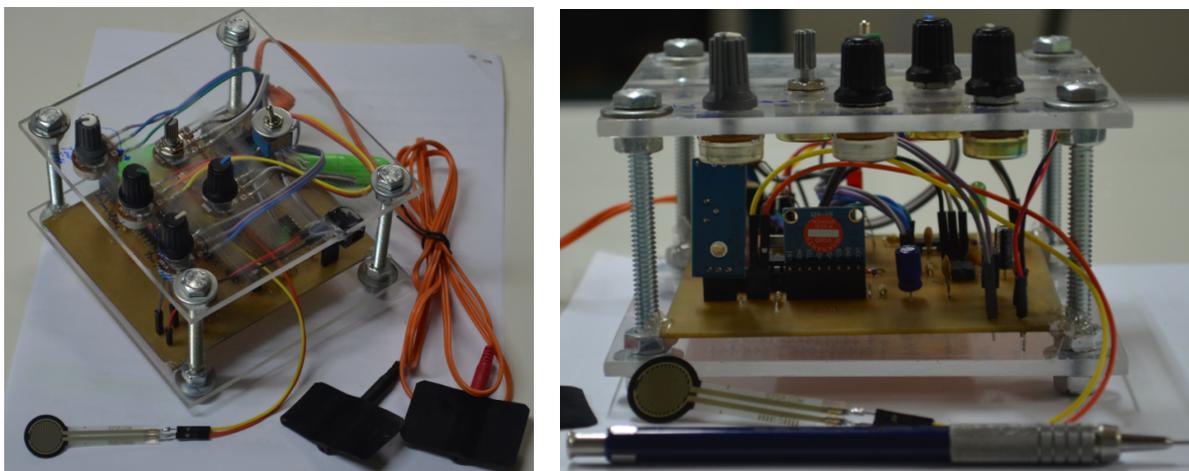


Fonte: Autor

3.3.6 Desenho da Carcaça do dispositivo

O *case* do protótipo foi confeccionado em policarbonato transparente nas dimensões 12×10×5 cm para comportar a PCI e todos os acessórios de entrada e saída além dos potenciômetros de regulação dos parâmetros frequência, PWM e intensidade de corrente (*i*). A figura 39 mostra o dispositivo eletroestimulador montado.

Figura 39 – Imagens do protótipo eletroestimulador. À esquerda vista em perspectiva e à direita vista frontal



Fonte: Autor

3.4 Simulações e Testes Práticos

Todas as simulações apresentadas nesta obra foram feitas em um osciloscópio digital portátil, modelo: PO 1022C 25 MHz de dois canais.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

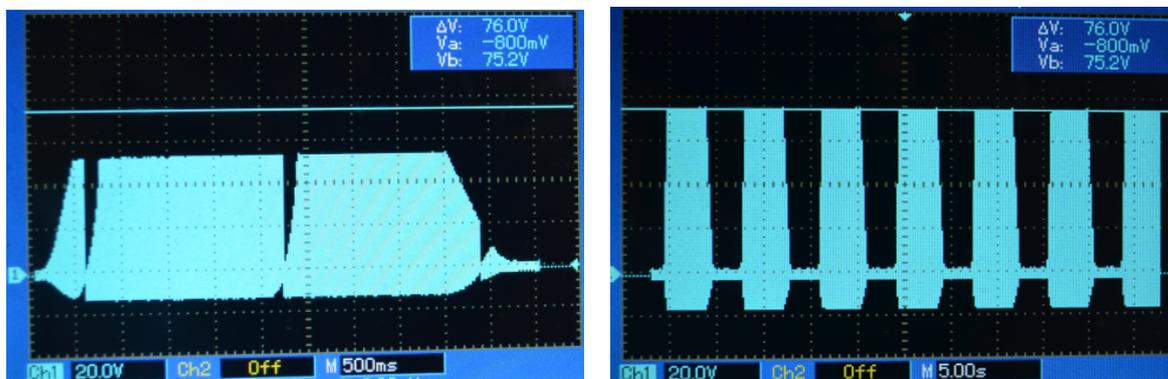
O sistema de eletroestimulação funcional foi capaz de gerar resultados semelhantes aos obtido com um produto comercial (Neurodyn[®] *Portable* TENS/FES, Ibramed, BR) usado para comparação dos tipos de ondas gerados tanto pelo dispositivo em desenvolvimento como pelo comercial. A princípio baseado nos trabalhos desenvolvidos por (BECK et al., 2011), escolheu-se uma frequência de 40 Hz para o protótipo, ou seja, a quantidade de pulsos por segundo ou *burst*, cujo valor define grau de despolarização dos tecidos neuromusculares. Para tanto, realizou-se diversos cálculos dos valores para os potenciômetros utilizando-se as equações 2.2, 2.3 e 2.5. Como resultado, obteve-se o valor 440 Ω para R_1 e 2 k Ω para R_2 ao se utilizar também a equação 2.11 quando se deseja uma determinada frequência de oscilação, que neste caso foi de 40 Hz. Através da manipulação destes potenciômetros foi possível a escolha da frequência e intensidade dos sinais desejados para a eletroestimulação. A manipulação destes potenciômetros permite que se possam selecionar frequências cujos valores estejam entre um mínimo de 28 Hz e um máximo de 80 Hz, ou seja, dentro de um intervalo que diversos equipamentos citados na literatura também apresentavam tal qual (MELO et al., 2015b) e (BECK et al., 2011).

Conforme observado por (MELO, 2011) e (BRONZINO, 2006), há a necessidade de se utilizar ondas bifásicas para se eletroestimar terminações neuromusculares de forma eficiente e sem que haja acúmulo de cargas no tecido, tal como ocorre no caso de se utilizar ondas monofásicas que, além de gerar desconforto e dor ao paciente, são pouco eficazes. O protótipo desenvolvido neste trabalho foi capaz de gerar ondas no formato bifásico e em pacotes tal qual o dispositivo comercial. A figura 41 a seguir mostra os pulsos bifásicos de ambos. Verifica-se que o padrão bifásico é mais evidente no protótipo.

Uma outra diferença entre os dois foi que enquanto o produto comercial gerou pacotes trapezoidais de ondas bifásicas conforme descrito por (OHALLORAN et al., 2003) e (BREEN et al., 2009), o dispositivo desenvolvido gerou pacotes retangulares (em degrau) de ondas bifásicas como mostrado na figura 40. Entretanto tal fato é vantajoso pelas razões expostas a seguir:

- No caso de pacotes trapezoidais, a intensidade da eletroestimulação aumenta em rampa e decresce em rampa permanecendo algum tempo em degrau;
- No caso de pacotes em degrau, a intensidade da eletroestimulação aumenta quase que instantaneamente e decresce no mesmo padrão, permanecendo algum tempo em degrau.

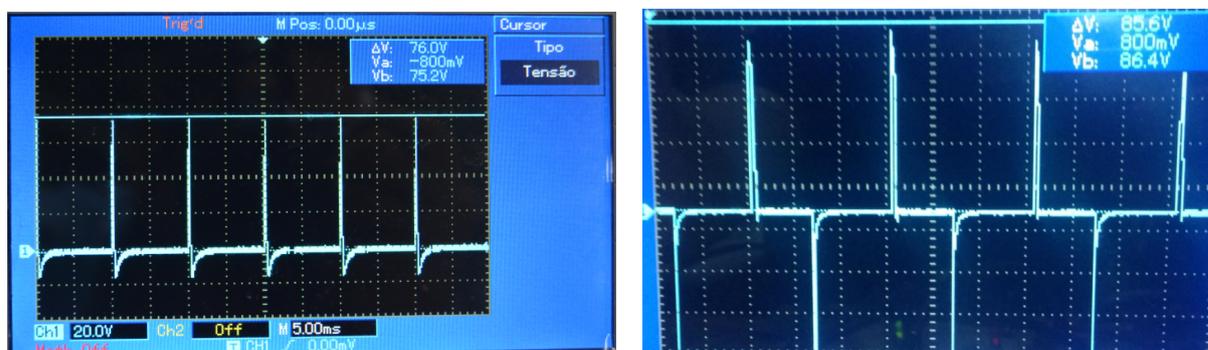
Figura 40 – Pacotes de eletroestimulação. À esquerda um pacote com formato trapezoidal gerado pelo dispositivo comercial e à direita um pacote com formatos degrau gerado pelo protótipo.



Fonte: Autor

Estas duas observações são importantes uma vez que no primeiro caso, a contração muscular ocorre de forma lenta visto que a intensidade de estimulação cresce e decresce em rampa. Diferentemente do que ocorre no segundo caso, a contração muscular é mais rápida devido o pacote ter formato degrau. Essa contração mais rápida é vantajosa pois, dependendo da cadência da marcha do paciente, essa contração tem que ser rápida o suficiente para que o dorso do pé se eleve e não arraste no chão. Entretanto o fato de a contração gerada pelo pacote em degrau ser rápida se comparada à rampa, isso pode desencadear reações de espasticidade no músculo antagonista ao músculo agonista estimulado (BREEN, 2009).

Figura 41 – Padrão bifásico dos pulsos eletroestimuladores. À esquerda apresenta-se o padrão gerado pelo dispositivo comercial e à direita apresenta-se o padrão gerado pelo protótipo



Fonte: Autor

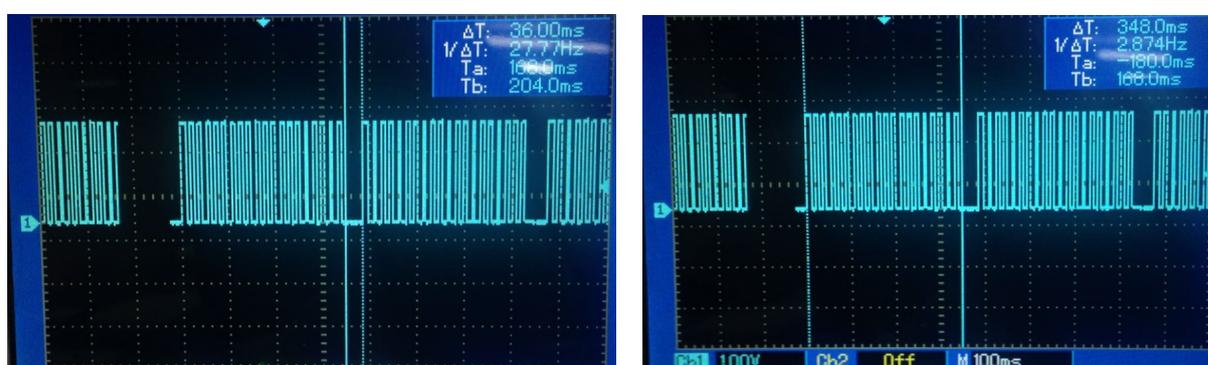
Durante o processo de ajuste dos parâmetros do circuito, utilizou-se um potenciômetro

que era o regulador da intensidade de estimulação e setou-se essa intensidade como aquela capaz de desencadear uma contração eficaz e rápida do músculo TA.

Um outro parâmetro importante de ser considerado é a modulação da largura do pulso (PWM) o que em si determinará os tempos ativo e inativo do sistema, ou seja, T_{on} e T_{off} . Esses valores são importantes pois determinam o tempo de contração e relaxamento muscular além de impedirem a instalação de fadiga, característica muito comum em pacientes com disfunções motoras e espasticidade decorrentes de patologias neuromotoras.

A modulação do PWM foi realizada pelos potenciômetros 1 (500 k Ω) e 3 (100 k Ω). Esse parâmetro é importante pois determina os tempos de estimulação (T_{on}) e sem estimulação (T_{off}) conforme descrito por (MELO et al., 2015a). A figura 42 mostra esses parâmetros medidos durante os testes. Observa-se um (T_{on}) de 348 ms e um (T_{off}) de 36 ms. Esta medição foi feita na saída no segundo 555, antes de o trem de pulsos fosse enviado ao amplificador de tensão (TIP e transformador). O sistema foi capaz de gerar um T_{on} máximo de 336 ms e mínimo de 272 ms e um T_{off} máximo de 84 ms e mínimo de 16 ms.

Figura 42 – Trens de pulsos gerados pelo protótipo na saída do segundo CI 555 mostrando o T_{on} à direita e T_{off} à esquerda.



Fonte: Autor

É importante notar que o grau de movimento artificial gerado por pacientes saudáveis e pacientes portadores de hemiplegia é diferente. Quando eletroestimulados, os membros de pessoas saudáveis apresentam movimentos com amplitude total e intensidade de força superiores àqueles apresentados por pacientes portadores de algum tipo de seqüela neurológica. Além do mais, a intensidade do estímulo elétrico necessário à geração do movimento é menor em pacientes hígidos do que em pacientes que portam algum tipo de patologia motora de qualquer classe.

Quanto aos mecanismos de sensoreamento, o sistema será ativado toda vez que o sensor FSR 402 sofrer ativação devido a atenuação da pressão sobre si. Ou seja, toda vez que houver deslocamento (marcha em andamento) e o calcanhar elevar-se do chão, na fase de

balanço da marcha (*swing phase*), haverá ativação do dispositivo e subsequente contração do músculo TA.

No caso do sensor de vibração SW420, acoplado à PCI do protótipo, haverá ativação deste sensor todas as vezes que ocorrer elevação do joelho e subsequente vibração do sensor, indicando que esta articulação está em elevação e, portanto, será necessário contrair o músculo TA para proceder à elevação do dorso e dedos do pé.

Em se tratando do acelerômetro/giroscópio MPU-6050, todas as vezes que este dispositivo detectar alterações nas coordenadas espaciais (x, y e z) e alterações nas acelerações em seus respectivos eixos, haverá habilitação do sistema de FES, operando em conjunto com os demais sensores.

Entretanto, o funcionamento dos sensores deverá obedecer algumas condições de forma a evitar ativação do dispositivo desnecessariamente ou inadequadamente. Abaixo são descritas algumas destas condições:

- Quando o pé estiver suspenso, teoricamente o FSR habilitaria o dispositivo a eletroestimular o TA. Entretanto, o sensor estaria desabilitado visto que os outros sensores não sofreriam alteração de seus estados.

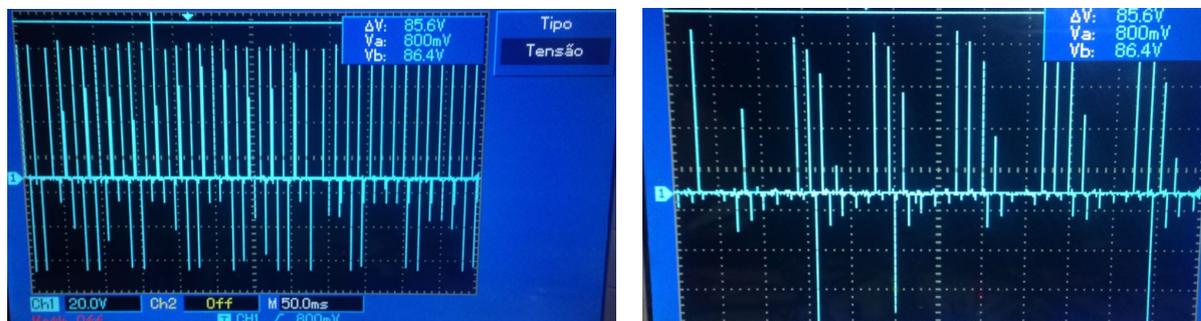
- Mesmo que o pé esteja suspenso e o joelho em vibração (balançando), o processo de estimulação estaria desabilitado pois o giroscópio/acelerômetro não teria variação significativa em seu eixo Y e em suas respectivas acelerações.

Tais ideias estão de acordo com a programação descrita na figura 37.

Um fator a se considerar é a intensidade de corrente de FES. Dependendo da constituição orgânica do indivíduo e do grau de comprometimento das terminações nervosas e constituição muscular, pode ser necessário uma maior corrente (*i*). Teoricamente, conforme (GUYTON; HALL, 2011), a pele apresenta uma resistividade da ordem de 1 MΩ mas esse valor pode sofrer alterações devido a quantidade de tecido adiposo presente, que poderia funcionar como um isolante local, e do grau de integridade do tegumento onde se aplica a eletroestimulação. Tecnicamente o protótipo é capaz de gerar uma *i* que pode variar entre 0 e 140 mA, cujo valor é setado para cada paciente. Tal valor de *i* é obtido aplicando-se FES ao paciente e aumentando-se gradativamente a intensidade até um ponto em que houver uma contração muscular e geração satisfatória de movimento. Neste trabalho, a intensidade de corrente capaz de gerar movimento muscular satisfatório foi de 90 mA.

A figura 43 apresenta trens de pulsos bifásicos na saída do dispositivo eletroestimulador. A característica bifásica dos pulsos está de acordo com o verificado por (CHENG et al., 2004). Tal característica é importante por não favorecer o acúmulo de cargas nos

Figura 43 – Trens de pulsos gerados pelo protótipo. À esquerda um trem constante de pulsos de amplitude 86,5 V. À direita diversos trens de pulsos individualizados de mesma amplitude de tensão.



Fonte: Autor

tecidos musculares e nervosos bem como não ocasionar desconforto no processo de eletroestimulação neuromuscular. Estas saídas apresentam trens constante de pulsos quando o sistema operava constantemente sem ser desativado pelos sensores e trens de ondas separados quando o sistema era controlado pelos sensores. Nestas, é possível observar a tensão (85,6 V) na saída do dispositivo, suficiente para o procedimento de FES. Desta forma, de um modo gera o dispositivo foi capaz de atender ao proposto em todos os parâmetros necessárias ao processo de estimulação.

4.1 Custos do Projeto

Para a construção do sistema foi necessário um investimento de aproximadamente R\$ 425,00, que evoluiu a compra dos dispositivos descritos na figura 44. Como tal, o sistema proposto se mostra como uma alternativa viável, se comparados com outros dispositivos comerciais cujos valores podem atingir até R\$ 20.000,00 como é o caso do dispositivo *Walkaide*[®].

Figura 44 – Custos dos dispositivos e materiais usados no projeto.

Itens	Custo (R\$)
Arduino UNO	85,00
Microcontrolador ATMEGA 328-P	36,00
Sensor FSR 402	18,00
Sensor SW420	26,00
Sensor MPU 6050	37,00
CI's diversos	78,00
Componentes eletrônicos diversos	85,00
Insumos diversos	60,00
Total	425,00

Fonte: Autor

5 CONCLUSÕES

5.1 Considerações Finais

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo de estimulação neuromuscular para pessoas portadoras de desordens neuromotoras relacionadas ao mecanismo da marcha, especificamente o problema denominado pé caído decorrente de AVC, mas que também pode ser utilizado por pacientes que sofram algum tipo de disfunção muscular, de causas patológicas ou traumáticas, que possa interferir no bom funcionamento deste tecido. O dispositivo é composto por uma unidade de geração de trens de pulsos bifásicos que são disparados de acordo com o estado dos sensores acoplados ao circuito eletroestimulador por meio do *software* embarcado num microcontrolador ATMEGA 328-P.

O desenvolvimento do protótipo atendeu aos requisitos de se elaborar um dispositivo de baixo custo destinado ao processo terapêutico voltado a população de baixa renda.

Em vista dos resultados obtidos com os testes, pode-se concluir que o que foi proposto pode ser considerado um sistema de eletroestimulação confiável para pessoas que sofrem de deficiências relacionadas a desordens motoras principalmente a marcha.

Pelo fato de o protótipo possuir apenas um canal de eletroestimulação, somente um grupo muscular pode ser ativado e por tal motivo optou-se por eletroestimular apenas o músculo TA que por si é o principal envolvido no mecanismo de elevação do dorso do pé durante a fase de balanço da marcha.

É interessante notar uma vantagem do dispositivo frente aos demais produtos comerciais. Diversos equipamentos necessitam que os parâmetros sejam inseridos por um profissional fisioterapeuta ou médico que primeiramente avaliam o grau de dificuldade de deambulação para cada paciente e só então determinam quais parâmetros serão setados em um computador acoplado ao dispositivo. Esta situação prende o paciente que constantemente precisa passar por avaliações de profissionais especializados, o que demanda custos adicionais ao paciente. Além do mais, o processo de recuperação requer que o paciente passe por situações desafiadoras o que de alguma forma acelera a recuperação. O equipamento ora desenvolvido pode ser facilmente operado e manuseado pelo paciente sem que seja necessária a supervisão de um profissional especializado.

O equipamento é alimentado por uma bateria de 9 V, o que o torna portátil, diferentemente de dispositivos comerciais que são, em sua maioria, alimentados por energia proveniente da rede elétrica convencional.

Alguns pontos apresentam oportunidades de melhorias, porém o sistema criado seguindo os métodos propostos neste trabalho atingiu os objetivos provando as suposições apresentadas.

A responsabilidade que os estudos desenvolvidos na área de engenharia voltados para a medicina são imensuráveis. A integração entre estas áreas do conhecimento tem sido cada vez maior. O objetivo de tal integração reside no fato de se ter em mente uma preocupação constante de poder contribuir com o bem estar da sociedade buscando soluções simples, de baixo custo e aplicáveis às dificuldades enfrentadas pelo ser humano no mundo atual.

Pensando neste paradigma, observou-se a necessidade de se desenvolver o aparato proposto neste projeto de pesquisa haja visto o grande apelo para solucionar o problema da dificuldade de caminhar que enfrentam os pacientes que sobrevivem a um AVC mas muitas vezes desenvolvem disfunções motoras, principalmente aquelas relacionadas à marcha, tornando-os muitas vezes dependentes do auxílio de outras pessoas e desta forma, limitando o direito fundamental de acessibilidade.

O projeto apresentado tem a preocupação de desenvolver um dispositivo de auxílio à marcha para pacientes portadores de hemiplegia que possa ser utilizado em tempo integral, diferentemente dos dispositivos usados nas terapias de reabilitação como é o caso dos eletroneuroestimuladores funcionais usados apenas no momento em que o paciente desenvolve exercícios supervisionados por um profissional fisioterapeuta no ambiente da clínica o que, em parte limita o processo de recuperação, aumentando o tempo de tratamento do paciente. Além do mais, há também a necessidade de se desenvolver um produto de baixo custo que possa ser disponibilizado para a população de baixa renda.

5.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

Apesar de o trabalho desenvolvido ter atingido os objetivos propostos e fornecer um dispositivo confiável e útil no processo de FES, há alguns pontos de melhoria observados para serem contemplados em trabalhos futuros, tais como:

- Implementar um controlador capaz de autoajustar a intensidade do pulso eletroestimulador por meio de um sistema de avaliação do grau de contratilidade do músculo TA;
- Incorporar sistemas de captação, avaliação e processamento de sinais eletromiográficos como forma de avaliar, em tempo real, o grau de funcionamento de grupos musculares estimulados, tanto dos membros superiores quanto inferiores, envolvidos no mecanismo de deambulação;
- Possibilitar a eletroestimulação de outros grupos musculares do membro inferior parético para possibilitar uma marcha o mais natural possível e que aumente o grau de

estabilidade e equilíbrio do paciente;

- Implementar um sistema de geração de energia capaz de carregar a bateria de 9 V que alimenta o dispositivo. Tal sistema ser composto por uma palmilha dotada de componentes piezoelétricos que produzam energia por meio da compressão da palmilha durante o processo da marcha;

- Confeccionar outro dispositivo baseado no projeto atual utilizando, entretanto, componentes eletrônicos tipo SMD visando a miniaturização do protótipo objetivando melhor portabilidade do mesmo;

- Incorporar ao protótipo outros canais de eletroestimulação dedicados aos grupos musculares do membro parético superior cujo balançar se relaciona ao processo do equilíbrio durante a marcha. Além do mais, esse procedimento incorreria em melhoria e fortalecimento da musculatura do ombro que muitas vezes sofre luxação devido ao enfraquecimento desta musculatura;

- Desenvolver uma HMI para possibilitar ao paciente a escolha digital dos parâmetros envolvidos tais como frequência (f), tempo ativo (T_{on}) e inativo (T_{off}) e intensidade de tensão (V) que favoreça maior comodidade e facilidade ao usuário.

Referências

- ANDRADE, N. A. *Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de superfície para a utilização no controle de próteses motoras ativas*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, 2007. Citado 3 vezes nas páginas 20, 22 e 25.
- ARDUINO. *Arduino UNO*. 2016. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/>>. Citado na página 46.
- BECK, E. K. et al. Efeitos da estimulação elétrica funcional no controle neuromuscular artificial. *Revista de Neurociência*, n. 19(3), p. 530–541, 2011. Citado 4 vezes nas páginas 26, 43, 54 e 58.
- BENSENOR, I. M. et al. Prevalence of stroke and associated disability in brazil: National health survey - 2013. *Arquivos de Neuropsiquiatria*, n. 73(9), p. 746–750, 2015. Citado na página 15.
- BREEN, P. et al. A programmable and portable nmes device for drop foot correction and blood flow assist applications. *Medical Engineering Physics*, n. 31, p. 400–408, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 40, 41 e 58.
- BRONZINO, J. *The Biomedical Engineering Fundamentals*. [S.l.]: CRC Press, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 58.
- BRUXEL, Y. *Sistema para análise de impacto na marcha humana*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010. Citado na página 23.
- CHENG, K. W. E. et al. Development of a circuit for functional electrical stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 12, n. 1, p. 43–47, March 2004. Citado 4 vezes nas páginas 47, 48, 55 e 61.
- CORREIA, F. I. et al. Atividade muscular durante a marcha após acidente vascular encefálico. *Arq Neuropsiquiatria*, n. 63, p. 847–851, 2005. Citado na página 24.
- DAVOODI, R.; ANDREWS, B. Fuzzy logic control of fes rowing exercise in paraplegia. *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 51, p. 541–544, 2004. Citado na página 43.
- ELETRÔNICA, F. *Apostila Arduino: Aplicações baseadas na placa Arduino UNO*. [S.l.], 2012. Disponível em: <www.facebook.com/fbseletronica>. Citado na página 28.
- FERNANDES, M. R.; CARVALHO, L. B. C.; PRADO, G. F. A functional electric orthosis on the paretic leg improves quality of life of stroke patients. *Arquivos de Neuropsiquiatria*, v. 64, n. 1, p. 20–23, 2006. Citado 4 vezes nas páginas 15, 27, 28 e 44.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. Décima segunda. [S.l.]: Editora Elsevier, 2011. Citado 4 vezes nas páginas 20, 21, 43 e 61.
- LIBERSON, W. et al. Functional electrotherapy of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of gait in hemiplegic patients. *Arch Phys Medical Rehabilitation*, n. 42, p. 202–205, 1961. Citado na página 39.

LYONS, G. M. et al. A review of portable fes-based neural orthosis for the correction of drop foot. *IEEE Transaction on neural Systems and rehabilitation engineering*, 2002. Citado na página 27.

MELO, J. L. G. de. *Minicurso Microcontrolador PIC 18F452/Proteus*. [S.l.], 2011. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 58.

MELO, P. L. et al. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies. *Clinical Biomechanics*, n. 30, p. 101–113, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 60.

MELO, P. L. de et al. A microcontroller platform for the rapid prototyping of functional electrical stimulation-based gait neuroprostheses. *International Center for Artificial Organs and Transplantation and Wiley Periodicals*, v. 5, n. 39, p. E56–E66, 2015. Citado na página 58.

MILESKI, M. E.; PASTRE, T. M.; RESENDE, T. de L. Efeitos da eletroestimulação e da facilitação neuromuscular proprioceptiva na marcha de hemiparéticos. *Ciência e Saúde*, 2013. Citado na página 23.

NUNES, L. C. B. G. *Efeitos da eletroestimulação neuromuscular no músculo tibial anterior de pacientes hemiparéticos espásticos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Campinas, 2004. Citado na página 41.

OHALLORAN, T. et al. An investigation of the effect of modifying stimulation profile shape on the loading response phase of gait, during fes-corrected drop foot: Stimulation profile and loading response. *Neuromodulation*, v. 7, n. 2, p. 113–125, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 40.

OHALLORAN, T. et al. Modified implanted drop foot stimulator system with graphical user interface for customised stimulation pul-width profiles. *Medical Biology and Computational Engineering*, n. 41, p. 701–709, 2003. Citado na página 58.

REINKENSMEYER, D. j.; BONINGER, M. L. Technologies and combination therapies for enhancing movement training for people with a disability. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012. Citado na página 16.

SAÚDE, M. da. *Manual de rotinas para atenção ao AVC*. [S.l.], 2013. Disponível em: <www.saude.gov.br/editora>. Citado na página 15.

SANCHES, M. A. A. *Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual Paulista, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 26.

SANTOS, C. S. *Proposta de órtese exoesquelética baseada no mecanismo do paralelogramo para reprodução da marcha humana*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Campinas, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 44.

SCHUSTER, R. C. *Efeitos da estimulação elétrica funcional na atividade muscular do membro afetado de pacientes pós-AVC: estudo piloto*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009. Citado na página 26.

SILVA, D. D. da; BORGES, A. C. L.; LIM, M. O. Resistência ao movimento e atividade eletromiográfica dos músculos flexores e extensores do cotovelo em pacientes hemiparéticos espásticos submetido à crioterapia e estimulação elétrica neuromuscular. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 28, n. 3, p. 248–260, 2012. Citado na página 41.

SOUZA, D. Q. de et al. Efeito da estimulação elétrica neuromuscular no músculo agonista e antagonista de indivíduos com hemiplegia espástica decorrente de disfunção vascular encefálica: revisão sistemática. *Univap*, 2011. Citado na página 15.