

REABILITAÇÃO CÉLERE DA DORSIFLEXÃO POR ELETROESTÍMULOS FUNCIONAIS

Mariana Thomaz Rodrigues¹
Leonardo Violim Lemos²
Antônio Carlos da Cunha Migliano³

RESUMO

Entre os problemas de mobilidade física que afetam o ser humano, está o pé caído (*drop foot*). É uma condição sucedida de fraqueza e paralisia dos grupos musculares responsáveis pela elevação da parte frontal do pé. Observado esse processo, foi desenvolvido um gerador de pulsos, o qual excita os músculos através de eletroestimulação com parâmetros pré-definidos. Considerando uma escala para o ciclo de passo que varia de 0% a 100%, os valores obtidos entre 0% e 10% variam de 0,5 μ V a 4 μ V; entre 20% e 80%, variam de 1 μ V a 1,75 μ V; valores até 100%, variam de 0,25 μ V a 4 μ V. Com um eletromiógrafo, foram avaliados os dados resultantes do movimento de um grupo muscular saudável, comparado a um com *drop foot*, para obter um modelo matemático e de formato de onda, ambos utilizados para desenvolver o circuito elétrico. Tal circuito tem como característica simular os padrões de onda necessários na eletroestimulação muscular. O modelo físico obedece aos padrões obtidos e corrige o sinal de entrada da malha fechada com a realimentação e correção do sinal.

Palavras-chave: músculo, *drop foot*, eletromiógrafo.

1 INTRODUÇÃO

A eletroestimulação neuromuscular (EENM) é aplicada em diversos tratamentos com efeitos anti-inflamatórios, analgésicos e de contração muscular. Consiste em uma fonte de corrente elétrica modulada, seja pulsada ou alternada, com intensidade e períodos controlados de acordo com o grupo de fibras musculares desejado. Conforme a modulação do sinal que estimula o músculo ou grupo muscular é possível controlar o ângulo e o tipo de movimento executado. Entre as aplicações de EENM, a eletroestimulação funcional (EEF) é utilizada em dispositivos que executam uma sequência de estímulos predeterminados, em um modelo de malha aberta, para assistir a marcha dos pacientes com os movimentos das pernas debilitadas pós derrame vascular, também conhecidos como foot drop. No artigo “*Numerical study of patient-specific ankle-foot orthoses for drop foot patients using shape memory alloy*” [1] está ilustrado o movimento de um pé saudável e um debilitado, nas condições do pé caído. Dispositivos que utilizam um sistema de malha fechada para o controle dos movimentos do paciente, são empregados a fim de garantir o equilíbrio durante a caminhada, além de exigir menor interação com o usuário que sistemas de malha aberta. Entretanto, os sensores para a realimentação do sistema de malha fechada causam desconforto ao usuário devido ao peso.

1 Graduanda no Curso de Engenharia do Centro Universitário Brazcubas.

2 Mestrado em Engenharia Aeronáutica e Mecânica pelo Instituto Tecnológico de Aeronáutica, Brasil(2010). Professor Ingressante A da Universidade Braz Cubas , Brasil

3 Pesquisador Titular Doutor do Instituto de Estudos Avançados, S J Campos, SP e Professor Titular Doutor do Centro Universitário Brazcubas. E-mail: antonio.migliano@brazcubas.br

O processo de avaliação da marcha requer o estudo das variações do potencial elétrico que estimulam os grupos musculares durante cada passada, por meio eletromiografia. Após o processo de avaliação, é necessário validar um modelo que represente o sinal observado para reproduzir o estímulo do grupo muscular, para estruturar a construção de um sistema que seja capaz de identificar e reproduzir os mesmos resultados.

O estudo realizado por O'Keeffe, Donnelly e Lyons [2], segundo os exames procedidos em sua pesquisa, provam que o modelo atual de tratamento, aplicando estímulos trapezoidais no grupo muscular, não oferece resultados satisfatórios quanto um sistema que compara os valores de entrada e os corrige na saída do sinal. Em pacientes hemiplégicos, a energia produzida pelos grupos musculares responsáveis é cerca de 46% menor, enquanto o intervalo de tempo, entre o início e fim da dorsiflexão é 76% maior, comparando com um voluntário saudável. No modelo físico do protótipo a ser desenvolvido, os resultados dos testes finais devem apresentar valores aproximados, comprovando a sua precisão.

Conforme se observa na Tabela 1, o referido trabalho tem como temas *Electrical impulses of the human body* e *electrophysiology*, assunto que vem ganhando cada vez mais relevância na atualidade, ao analisar a quantidade de publicações ao longo dos últimos cinco anos.

Tabela 1: Número de artigos publicados em periódicos e eventos científicos considerando os temas: *Electrical impulses of the human body* e *electrophysiology* nos últimos cinco anos.

Ano	Nº de publicações
2020, março	1.748
2019	5.329
2018	5.062
2017	4.946
2016	4.649

Fonte: www.sciencedirect.com, em 02 de março de 2020.

O objetivo do presente trabalho foi desenvolver um sistema de controle em malha fechada, para auxílio da dorsiflexão durante o passo, utilizando eletroestimulação funcional (EEF) com comando de corrente elétrica modulada em frequência de até 50 Hz e amplitude de pulsos máxima de 5 V. Também, foram encontrados na literatura dados preliminares de passos saudáveis para validação do modelo criado e suporte para os sinais de EEF gerados.

Nos próximos tópicos serão apresentadas as teorias aplicadas no desenvolvimento do protótipo, a metodologia utilizada para atingir os objetivos, os resultados obtidos e a discussão, comparando todas as etapas.

2 ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR

A transmissão de sinais elétricos em tecidos vivos tem sido o objeto de estudo de pesquisadores desde o século XVI. Nesta época, acreditava-se que o fluxo da corrente em seres vivos e não vivos seria diferente, porém, provou-se o contrário. Existe diferença entre os sistemas elétricos humanos e os desenvolvidos pelo homem, como por exemplo: o sistema vivo direciona a energia das diversas concentrações iônicas que existem por todas as membranas celulares e a condutividade é proporcional a essa concentração iônica [3].

Atualmente, esse campo de estudo recebe o nome de eletrofisiologia. Como a palavra sugere, trata-se de uma área da fisiologia na qual a atividade bioelétrica das células, tecidos nervosos e tecidos musculares são pesquisados e avaliados, resultando em tratamentos para preservar, recuperar e aprimorar a massa e as funções musculares de pacientes em unidades de terapia intensivas (UTI), após longos períodos de imobilização e até mesmo em idosos e atletas [4].

Um dos ramos da eletrofisiologia é a eletroestimulação neuromuscular (EENM). Segundo um estudo realizado por Sbruzzi e Plentz [4], essa técnica visa provocar contrações e reflexos musculares ao aplicar corrente elétrica, através de eletrodos ativos, diretamente nos pontos motores das regiões corporais, assim, as contrações são mais efetivas e pode haver redução da fadiga.

A divisão de eletrofisiologia clínica da American Physical Therapy Association (uma organização profissional que representa os fisioterapeutas, assistentes e estudantes de fisioterapia, com base nos Estados Unidos da América), padronizou uma terminologia para as correntes elétricas clínicas, são elas: corrente direta, corrente alternada e corrente pulsada. A corrente direta é aplicada em fluxo contínuo e unidirecional dos elétrons por, no mínimo, um segundo. Na corrente alternada existe um fluxo bidirecional contínuo, em frequências de 1 a 10 kHz e com duração de 50 a 500 μ s. A corrente pulsada é unidirecional ou bidirecional e abrange as frequências entre 1 Hz a 1 kHz [4].

A excitação dos pontos motores durante a EENM é diferente das ocorridas voluntariamente. Além disso, outros fatores são importantes, como a amplitude dos pulsos, a polaridade do sinal, o tipo e o material do eletrodo e a impedância tecidual do indivíduo, que, com a pele seca, aproxima-se de 93 $k\Omega/cm^2$ em 60 Hz [4, 5].

O cérebro, responsável por processar os estímulos, pode sofrer diversas doenças e, entre elas, está o acidente vascular cerebral (AVC), também conhecido como acidente vascular encefálico (AVE). Essa disfunção pode ser causada por coágulo, bloqueando o fluxo sanguíneo ou pelo rompimento de vasos e, além de estar entre as doenças que mais matam no Brasil, é o maior fator de incapacidade funcional em adultos, uma vez que, aproximadamente 51% dos pacientes demonstram disfunção de marcha.

Uma das patologias envolvidas na incapacidade funcional é o pé equino (*foot drop*). Esta condição é visualmente identificada na dificuldade de realizar o movimento de dorsiflexão, isto é, dobrar o pé durante a caminhada.

Dessa forma, visando auxiliar na dorsiflexão, foi desenvolvido o gerador de pulsos, do diagrama apresentado na Figura 1. As saídas são conectadas a eletrodos transcutâneos, posicionados nas regiões dos grupos musculares afetados, para aplicar as correntes em frequência adequada ao biotipo do paciente, corrigir a marcha e evitar outras disfunções.

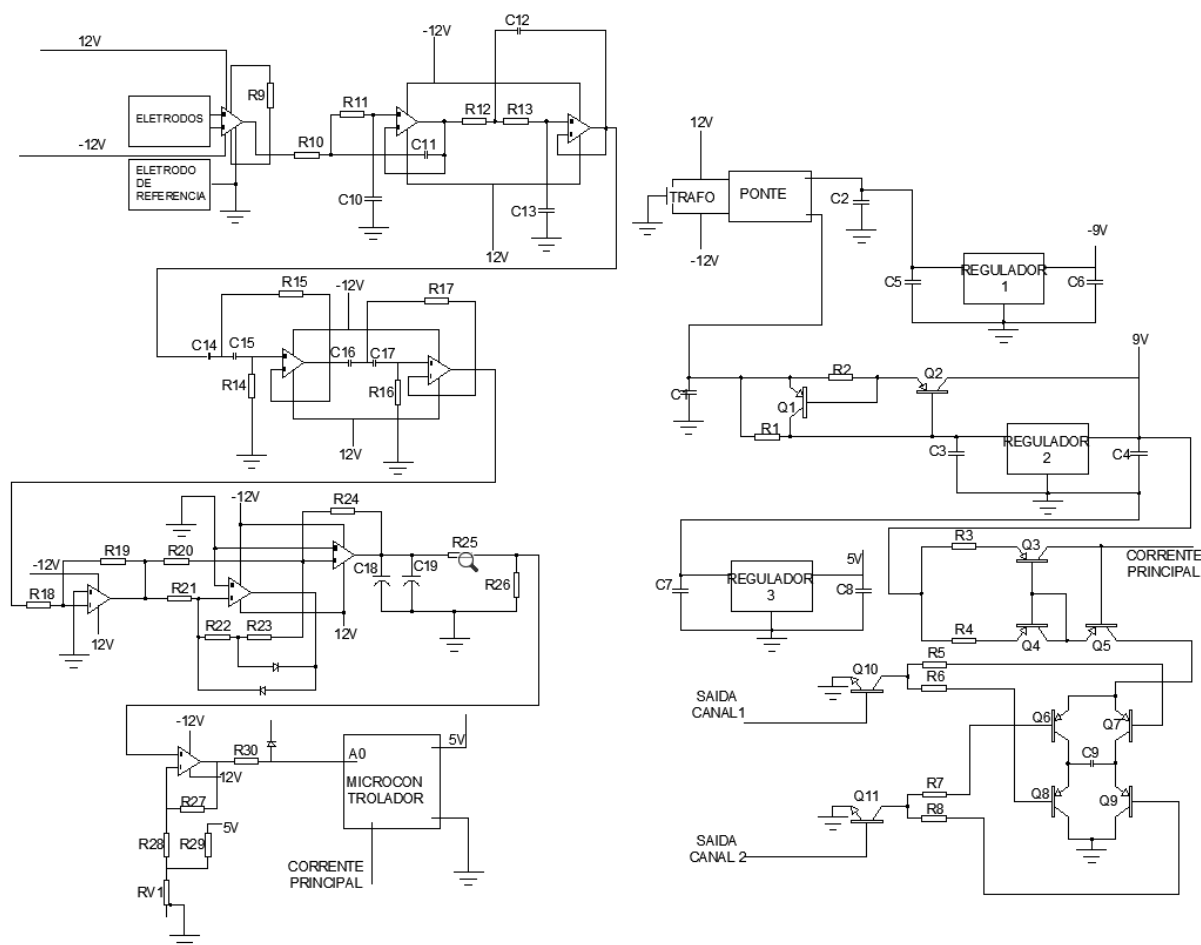


Figura 1: Diagrama do circuito geral.
Fonte: Autores.

3 METODOLOGIA

Para o desenvolvimento do circuito de desbalanceamento da corrente, os seguintes conceitos foram aplicados: análise de pulso; perfil de eletromiografia durante a marcha; respostas dos grupos musculares durante a eletroestimulação; funções de transferência; modelagem de sistemas elétricos; leis de Kirchhoff; teorema de Thevenin; teorema de Norton; ponte de Wheatstone, espelho de corrente de Wilson e circuitos RLC. E, a partir dessas informações, foram determinados os parâmetros de entrada, saída e realimentação do sistema de controle, a resolução do diagrama de bode, para estabelecer o ganho e da fase do sinal, e a simulação do sistema.

O sistema eletrônico do protótipo é composto por uma fonte de alimentação e um circuito de amplificador de potência. O módulo da fonte, Figura 2, é responsável pelas tensões reguladas utilizadas no modelo físico. O circuito de saída, Figura 3, tem a função de aplicar energia para estimulação muscular, sem causar fadiga ou outras lesões.

O módulo da fonte estreita a tensão da rede através de CIs da família 7805 e 7809, que são reguladores lineares fixos independentes. Desse modo, a tensão alternada, proveniente da tomada, passa por um transformador abaixador, por uma ponte retificadora e as duas saídas são filtradas por capacitores de 10 mF, seguindo o potencial positivo e negativo. O “Regulador 1” funciona como regulador negativo, fornecendo tensão de -9 VDC e os capacitores têm função de isolar a entrada e a saída e evitar oscilações em alta frequência. O sistema do “Regulador 2” consiste nos resistores “R1” e “R2”, nos transistores “Q1” e “Q2”, nos capacitores e no CI. Esse arranjo visa obter corrente maior de 1A e protege contra curto-circuitos na saída, uma vez que “Q1” conduz quando a queda de tensão em “R2” for maior de 0,6 V, decorrendo o corte da polarização de base do transistor. E, por fim, a tensão de +9 VDC é utilizada na entrada do “Regulador 3”, que fornece +5 VDC.

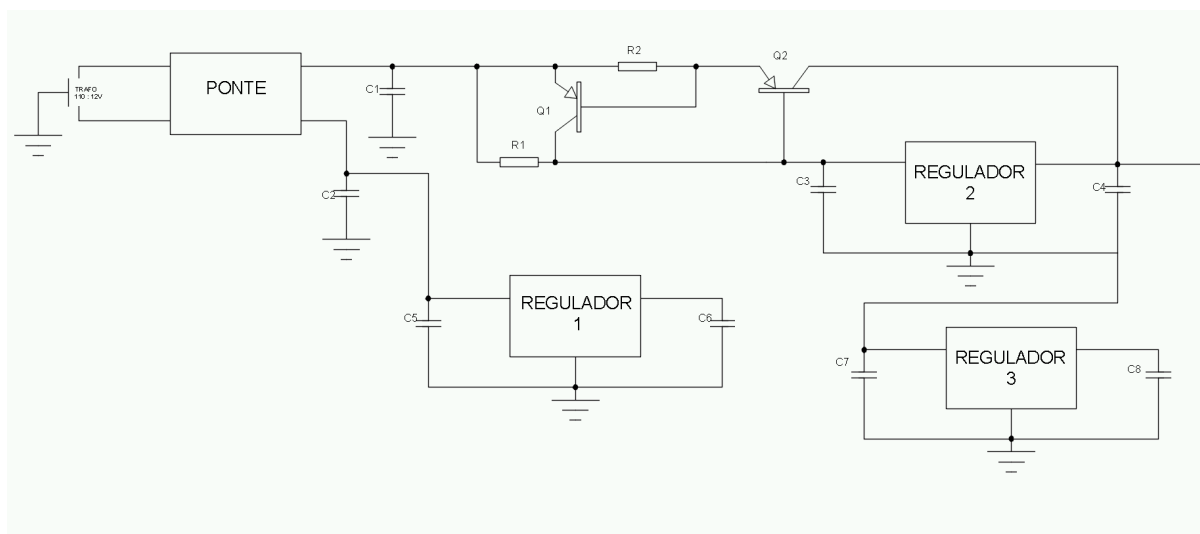


Figura 2: Diagrama do módulo da fonte de alimentação.
Fonte: Autores.

O circuito amplificador de potência tem como base o espelho de corrente (*Wilson current mirror*). No espelho de corrente, um transistor é polarizado de modo a operar como um diodo, devido a configuração de *feedback* negativo. A corrente entra no circuito, passa pelo “diodo” e gera uma tensão específica na base (conforme a curva de corrente-tensão do transistor), contanto que os dispositivos sejam iguais. Na configuração otimizada por Wilson, e adotada no protótipo, um terceiro transistor é adicionado, visando corrigir as tensões do sistema, causadas pelo *Early effect*. Na Figura 3, observa-se que tensão regulada da fonte alimenta o circuito entre os resistores R3 e R4, assim como a entrada de corrente principal. Os transistores Q3, Q4 e Q5 formam o espelho de corrente, Q6, Q7, Q8 e Q9 formam uma ponte H e Q10 e Q11 são os transistores conectados as saídas Canal 1 e 2.

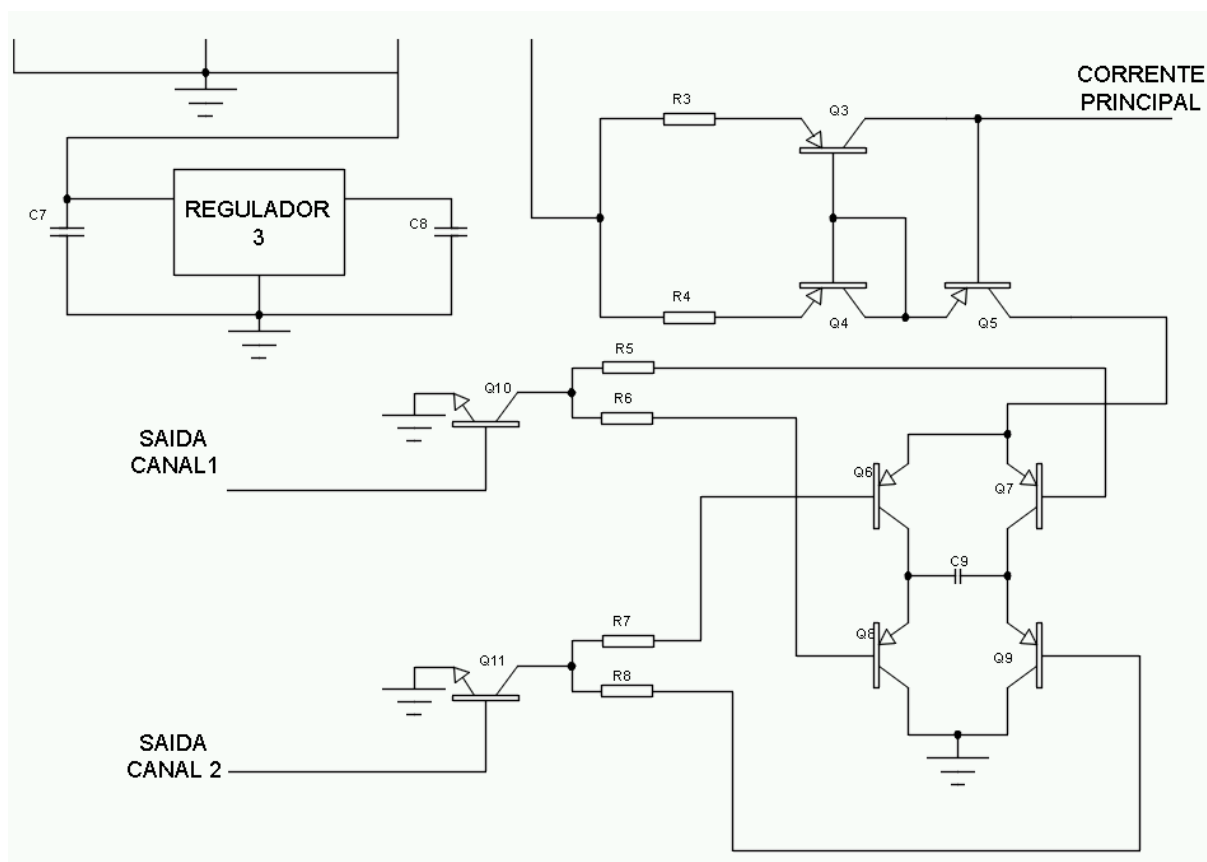


Figura 3: Diagrama do módulo do estágio de saída.

Fonte: Autores.

Como cada ser humano produz um sinal bioelétrico diferente, mas dentro de uma média, foi utilizado um módulo de sensor muscular para capturar esses dados e um Arduino Uno para processá-los. No sensor representado pelo diagrama elétrico da Figura 4, foram aplicados conceitos de filtro passa-baixa, para eliminar frequências acima de 300 Hz; filtro passa-alta, para que apenas frequências acima de 20 Hz sejam consideradas e evitar possíveis ruídos; amplificador inversor, cujo objetivo é variar a amplitude de -8 a 8 VDC; retificador de onda completa, para converter qualquer sinal negativo em positivo; filtro passa-baixa passivo, visando impedir mudanças súbitas na amplitude; amplificador diferencial para corrigir o deslocamento do sinal. Por fim, as saídas foram conectadas nas entradas analógicas do microcontrolador, que opera em 5 VDC.

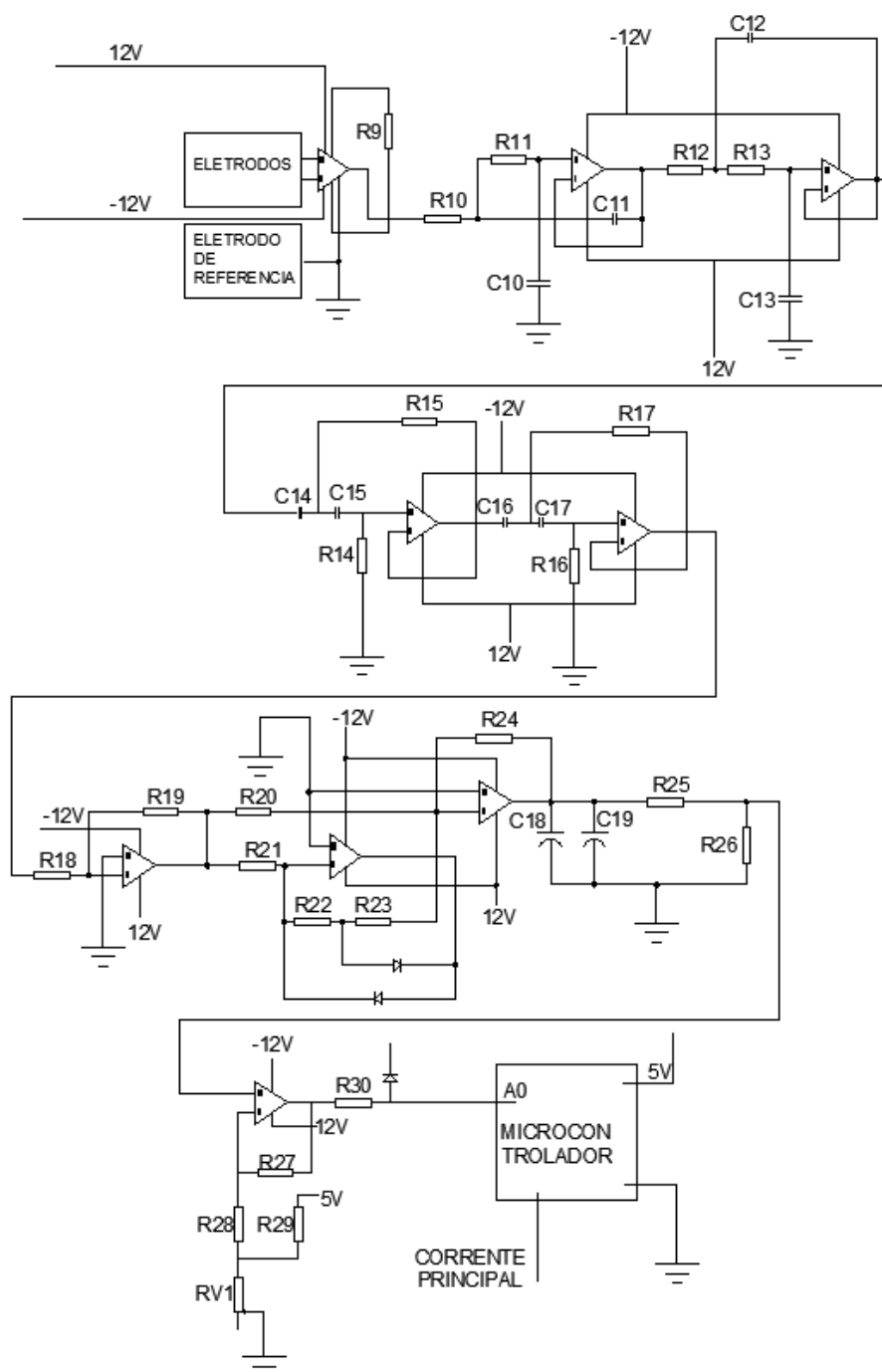


Figura 4: Diagrama do módulo do sensor muscular.
Fonte: Autores.

Assim, a tensão de entrada alternada é convertida para um sinal mais próximo do contínuo e esse valor é retificado. Sinais de -12 V e 12 V, das saídas filtradas do transformador alimentam o módulo do sensor e o sinal retificado de 5 V, da fonte, energiza o microcontrolador. A saída de 9 V segue para o circuito de espelho de corrente de Wilson, que também recebe uma grandeza na “corrente principal”, resultante dos dados obtidos pela leitura dos sinais bioelétricos e, através da ponte H, a corrente circula ora em um sentido e

ora em outro, acionando as duas saídas do circuito. Tais saídas são responsáveis por fornecer a corrente que irá entrar em contato com a pele, com isso, é de grande importância as quantidades se manterem em níveis que não causem fadiga ao músculo.

Como o sistema visa reproduzir os valores de tensão gerados por um grupo muscular saudável, num grupo muscular debilitado, considerando a resistência da pele e evitando gerar fadiga ou outro desconforto no paciente, foi considerado o fluxograma de funcionamento, apresentado na Figura 5. O primeiro procedimento é apagar possíveis dados armazenados, uma vez que cada ser humano produz um sinal diferente, em cada fase da vida. Após, é feita a leitura dos eletrodos do módulo sensor e as informações são enviadas para o aplicativo de celular e para a saída PWM do circuito. Assim, com o espelho de Wilson no módulo de saída, é possível reproduzir os sinais PWM nos canais 1 e 2 e aplicar tais grandezas.

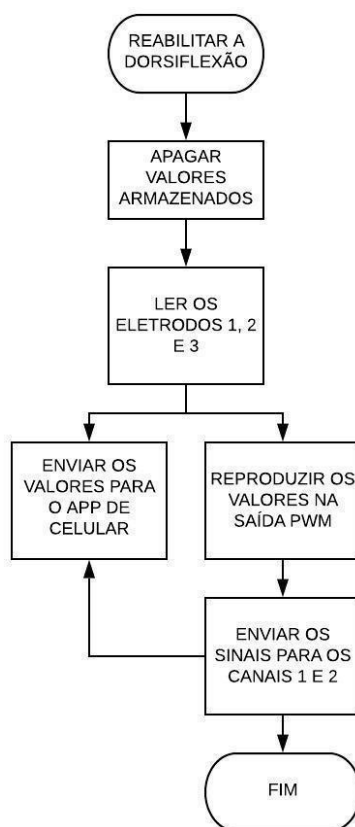


Figura 5: Fluxograma.
Fonte: Autores.

4 RESULTADOS

O ciclo da marcha, analisado pelo protótipo, está exemplificado nos conjuntos das Figuras 6 e 7. A classificação entre “Fase de apoio” e “Fase de balanço” se dá pelo período de tempo em que o pé está em contato com o solo e o grupo muscular sustenta o peso e o tempo em que o membro permanece no ar, respectivamente. Além disso, nota-se que o estágio de apoio equivale a 60%, enquanto o balanço dura 40% de todo circuito.

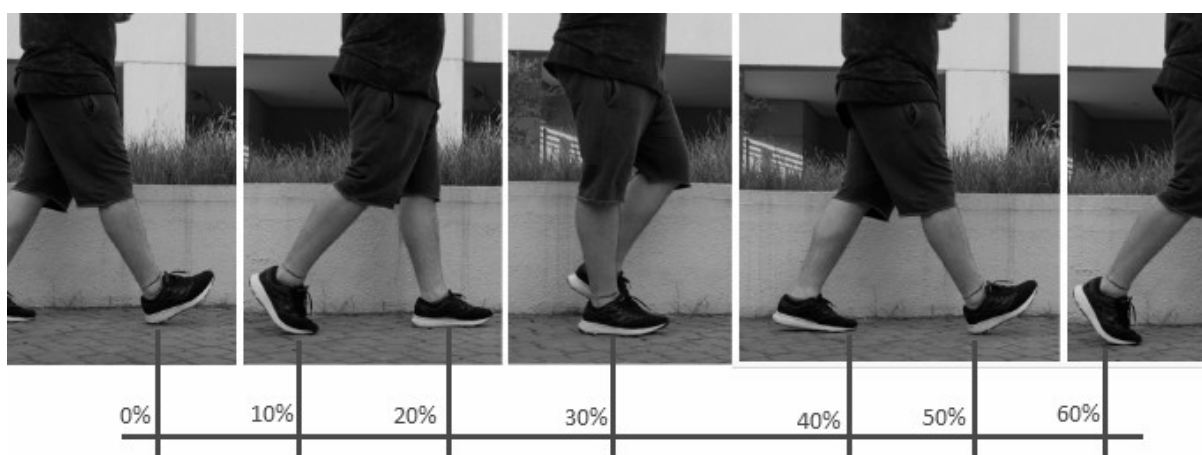


Figura 6: Fase de apoio.
Fonte: Autores.

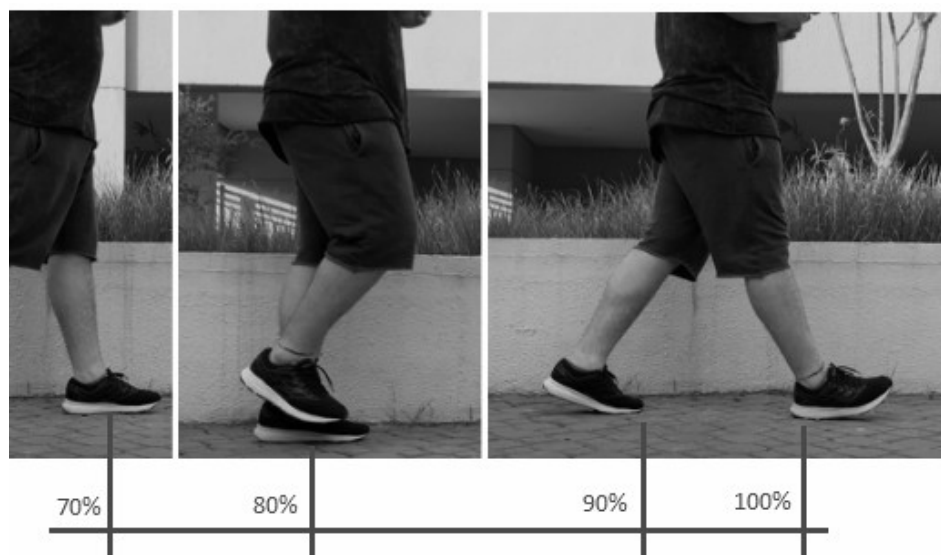


Figura 7: Fase de balanço.
Fonte: Autores.

Visando obter leitura dos sinais emitidos pelos grupos musculares, os sensores foram posicionados de acordo com a Figura 8. Os eletrodos 1 e 2, do tipo transcutâneo, estão sob o

principal grupo muscular da dorsiflexão, enquanto o 3 está sob uma referência, no caso, uma articulação.

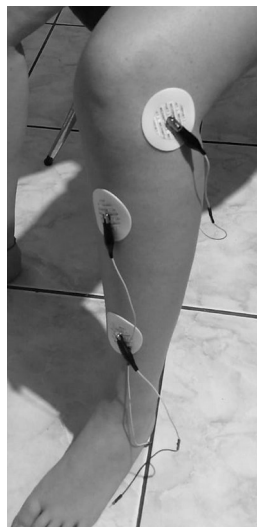


Figura 8: Eletrodos posicionados para leitura de dados.

Fonte: Autores.

O sistema gerador de pulsos, responsável por excitar os músculos através de eletroestimulação, com parâmetros pré-definidos de acordo com os sinais obtidos no pé saudável, resultou nos valores agrupados na Tabela 2. A coluna “Sinal de Entrada” apresenta os dados recebidos nos Eletrodos 1, 2 e 3, efeito dos movimentos descritos na coluna “Ciclo da Marcha” e, em “Sinal de Saída” estão os valores de tensão, medidos no módulo do estágio de saída, nos Canais 1 e 2.

Tabela 2: Resultados obtidos com os valores dos sinais de entrada dos Eletrodos e Sinais de Saída.

Ciclo da Marcha		Sinal de Entrada (aproximadamente)	Sinal de Saída	
			Canal 1	Canal 2
Fase de apoio	0%	0,53 μ V	1,19V	4,42V
	10%	3,16 μ V	4,67V	3,88V
	20%	2,11 μ V	3,32V	2,53V
	30%	0,87 μ V	2,39V	1,39V
	40%	0,59 μ V	3,42V	2,76V
	50%	0,69 μ V	4,28V	1,41V
	60%	0,55 μ V	1,73V	4,22V
Fase de balanço	70%	0,61 μ V	4,10V	3,06V
	80%	0,68 μ V	2,44V	1,12V

	90%	0,45 μ V	3,15V	2,91V
	100%	0,19 μ V	1,42V	3,34V

Fonte: Autores.

O modelo final do protótipo foi elaborado em acrílico branco. O material foi escolhido devido a durabilidade, a resistência ao impacto, ao baixo peso, a maleabilidade e as vastas opções existentes no mercado. Visando simplificar o manuseio, optou-se pelo *display* em aplicativo para *smartphone*, gratuito e disponível em todos os sistemas operacionais. O resultado está representado na Figura 9.

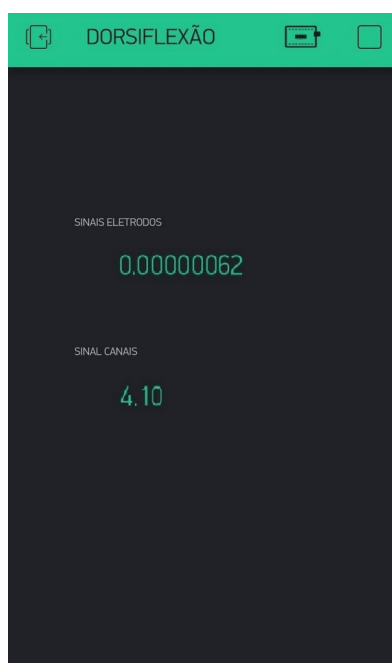


Figura 9: Visualização das grandezas no *smartphone*.

Fonte: Autores.

5 CONCLUSÃO

Diversos aspectos devem ser considerados antes, durante e depois do desenvolvimento de um sistema gerador de pulsos, voltado a eletroestimulação. Existem cuidados a serem tomados, principalmente com a escolha de componentes e com o tratamento do sinal de saída, uma vez que entrará em contato direto com um grupo muscular debilitado. Por exigir tal sensibilidade, as correntes não foram aplicadas em pacientes, necessitando de um estudo aprimorado, envolvendo membros da área de fisioterapia.

6 Referências ABNT

- [1] Farshid Sadeghian, Mohammad Reza Zakerzadeh, Morad Karimpour, Mostafa Baghani. Numerical study of patient-specific ankle-foot orthoses for drop foot patients using shape memory alloy. School of Mechanical Engineering, College of Engineering, University of Tehran, P.O.B. 11155-4563, Tehran, Iran.
- [2] C. A. Byrne, D. T. O’Keeffe, A. E. Donnelly, G. M. Lyons. Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 17, pp. 605-616, Out. 2007. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.07.008
- [3] Plonsey, R. and Barr, R.C. (2007) *Bioelectricity: A quantitative approach*. 3rd Edition, Springer, New York.
- [4] SBRUZZI, Graciele; PLENTZ, Rodrigo Della Méa. Bases da estimulação elétrica neuromuscular. *Profisio - Fisioterapia Cardiovascular e Respiratória*, Ciclo 1, Vol. 4, pp. 9 - 39. Jan. 2015.
- [5] ALVES, Jamile Tuanne Dantas. Sistema de eletroestimulação funcional em pacientes para tratamento de pé-equino. Disponível em: <<https://repositorio.ufpe.br/handle/123456789/2958>>
3> Acesso em: 30 mar. 2019.