



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
CURSO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

ERICK RODRIGO SANTANA MENDONÇA

**PoC de Protótipo de Dispositivo de Eletroestimulação Funcional para
Pacientes com Pé Caído**

Recife
2025

ERICK RODRIGO SANTANA MENDONÇA

**PoC de Protótipo de Dispositivo de Eletroestimulação Funcional para
Pacientes com Pé Caído**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Biomédico.

Orientadora: Prof.^a Marilú Gomes Netto Monte da Silva, D.Sc.

Recife

2025

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Mendonça, Erick Rodrigo Santana.

PoC de Protótipo de Dispositivo de Eletroestimulação Funcional para
Pacientes com Pé Caído / Erick Rodrigo Santana Mendonça. - Recife, 2025.
54 p. : il., tab.

Orientador(a): Marilú Gomes Netto Monte da Silva
(Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e
Geociências, , 2025.

Inclui referências, apêndices, anexos.

1. Síndrome do pé caído (SPC).. 2. Estimulação Elétrica Funcional (FES).. 3.
Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM).. 4. Engenharia Biomédica.. 5.
Protótipo.. 6. Prova de conceito (PoC). I. Silva, Marilú Gomes Netto Monte da.
(Orientação). II. Título.

620 CDD (22.ed.)

ERICK RODRIGO SANTANA MENDONÇA

**PoC de Protótipo de Dispositivo de Eletroestimulação Funcional para
Pacientes com Pé Caído**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Engenharia
Biomédica da Universidade Federal de
Pernambuco, como requisito parcial para
obtenção do título de Engenheiro
Biomédico.

Aprovado em: 16/05/2025

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a Dr.^a Marilú Gomes Netto Monte da Silva (Orientadora)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof.^a Dr.^a Marilú Gomes Netto Monte da Silva (Examinadora interna)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof.^o Dr.^o Abner Corrêa Barros (Examinador externo)
Universidade Federal Rural de Pernambuco

A todos aqueles que sonham com um mundo melhor.

Agradecimentos

À DEUS pelas oportunidades, experiências de vida e a força que me dá diariamente para continuar na jornada da vida.

À minha mãe Lalinha, que nunca deixou faltar o essencial em casa, O AMOR.

À minha irmã Silvana pela atenção, carinho e amor incondicional, e ao seu marido Robson e a minha quase irmã Bia que resignificaram o sentido de família para mim.

Aos meus demais irmãos, podemos brigar por tudo, mas sempre estaremos aqui um pelo outro.

À minha orientadora Prof. Dr Marilú Gomes Netto Monte da Silva, que sempre demonstrou carinho, atenção e preocupação com a formação dos alunos, visando sempre a qualidade de ensino, sempre a disposição para auxiliar cada um dos alunos.

Aos meus amigos que são como irmão de coração: Emillie, Well, Áurea, Filipe, Mariana, Rogério, os quais são apoio incondicional e fonte contínua de aprendizado e experiências de vida.

“Quando um animal ou um homem orienta toda a sua atenção e toda sua força de vontade para determinado fim, acaba por consegui-lo”. (HESSE, 1946, p. 72).

Resumo

A síndrome do pé caído (SPC) ou pé equino é um distúrbio que dificulta ou gera uma incapacidade na movimentação do tornozelo e nos dedos dos pés, uma vez que há uma dificuldade na realização de dorsiflexão nos músculos do pé diminuindo significativamente a qualidade de vida. A SPC está associada a diferentes tipos de lesões do sistema nervoso central e periférico, destacando-se: infarto da artéria cerebral anterior, infartos lacunares localizados na cápsula interna ou nos pedúnculos cerebrais, acidente vascular cerebral (AVC), lesão medular incompleta, fístulas arteriovenosas durais espinhais e hérnia discal na junção toracolombar. A Estimulação Elétrica Funcional (FES) pode ser empregada na execução de atividades motoras, como a marcha, por meio da aplicação de eletrodos posicionados na superfície da pele, visando à estimulação do nervo fibular para promover a dorsiflexão do tornozelo. Esse recurso induz contrações musculares que reproduzem o movimento voluntário da marcha, por meio do envio de pulsos elétricos ao sistema nervoso para ativação muscular. Neste trabalho foi desenvolvido uma Prova de Conceito (PoC) de um FES com tensão de entrada de 36V em seis etapas: espelho de corrente, circuito conversor tensão-corrente, ponte H, oscilador como temporizador, circuito de alimentação e controle de pulsos. O protótipo demonstrou um erro percentual dentro da faixa do permitido para resistências maiores nas suas fases de testes, que é de $\pm 5\%$ segundo normativas. Dessa forma, os resultados obtidos indicam que o protótipo desenvolvido apresenta desempenho satisfatório e potencial para aplicações futuras em terapias de reabilitação voltadas ao tratamento da síndrome do pé caído.

Palavras-chaves: Síndrome do pé caído (SPC); Estimulação Elétrica Funcional (FES); Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM); Protótipo; Prova de conceito (PoC).

Abstract

Drop foot syndrome or equinus foot is a disorder that makes it difficult or impossible to move the ankle and toes, as there is difficulty in performing dorsiflexion in the foot muscles, significantly impairing quality of life. Drop foot syndrome is associated with different types of lesions of the central and peripheral nervous system, including: anterior cerebral artery infarction, lacunar infarctions located in the internal capsule or cerebral peduncles, stroke, incomplete spinal cord injury, spinal dural arteriovenous fistulas and disc herniation at the thoracolumbar junction. Functional Electrical Stimulation (FES) is employed to perform motor activities, such as gait, through the application of electrodes placed on the skin surface, aiming to stimulate the fibular nerve to promote ankle dorsiflexion. This technique induces muscle contractions that replicate the voluntary movement of gait by delivering electrical pulses to the nervous system for muscle activation. In this study, a Proof of Concept (PoC) of a Functional Electrical Stimulation (FES) device with a 36V input voltage was developed in six stages: current mirror, voltage-to-current converter circuit, H-bridge, oscillator as a timer, power supply circuit, and pulse control. The prototype demonstrated a percentage error within the allowed range for higher resistance values during its testing phases, which is $\pm 5\%$ according to normative. Thus, the results indicate that the developed prototype demonstrates satisfactory performance and potential for future applications in rehabilitation therapies aimed at treating foot drop.

keywords: Drop foot syndrome; Functional Electrical Stimulation (FES); Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES); Prototype; Proof of concept (PoC).

Índice de Ilustrações

Figura 1. Conexões dos sistemas nervosos.	18
Figura 2. Segmento da transmissão de comando.	19
Figura 3. Ciclo da marcha humana.	20
Figura 4. Caminhada de uma pessoa com SPC.	21
Figura 5. Formato de onda Bifásica Síncrona	24
Figura 6. Diagrama geral do protótipo.	26
Figura 7. Configurações do espelho de corrente Wilson.	27
Figura 8. Configurações do espelho de corrente Wilson simulado no LTSpice.	27
Figura 9. Circuito de um conversor Tensão - Corrente.	28
Figura 10. Sentido da corrente variando de acordo com a configuração da Ponte H. 29	
Figura 11. Saída lógica de cada estado.	31
Figura 12. Módulo Step-Up XL6009.	32
Figura 13. Esquema elétrico do Step-Up XL6009	32
Figura 14. .Esquema elétrico Final.	36
Figura 15. Formato final do pulso.	39
Figura 16. Visualização da largura de pulso no osciloscópio.	40
Figura 17. Análise do trem de Pulso.	41
Figura 18. Pulso controlado pelo gerador de onda.	41

Índice de Tabelas

Tabela 1. Origem da SPC em pessoas.	22
Tabela 2. Lista de componentes	35
Tabela 3. Variação de RRef x tensão no RCarga	37
Tabela 4. Variação de Rcaga x tensão no RRef	38

Lista de Símbolos e Siglas

A	Ampére
AFO	Órtese tornozelo pé
AmpOp	Amplificador Operacional
AVC	Acidente vascular cerebral
EENM	Eletroestimulação neuromuscular
Hz	Hertz
KΩ	Quilo-ohm
mA	miliampere
ms	milissegundos
PoC	Prova de Conceito
uF	microfaraday
FES	Estimulação elétrica funcional
SPC	Síndrome do pé caído
V	Tensão Elétrica

Sumário

Capítulo 1	
Introdução	14
1.1. Objetivos	15
1.2. Estrutura do trabalho	16
Capítulo 2	17
Fundamentação teórica	17
2.1. Análise da Marcha humana	17
2.2. Síndrome do pé caído	21
2.3. Eletroestimulador Funcional	22
Capítulo 3	
Materiais e Métodos	24
3.1. Espelho de corrente de Wilson	26
3.2. Circuito conversor tensão - corrente	28
3.3. Ponte H	29
3.4. Sistema de acionamento com temporizador	30
3.5 Circuito de alimentação - Circuito DC-DC	31
3.6. Controle de Pulsos	32
Capítulo 4	
Resultados	34
4.1. Protótipo	34
4.2. Análises e testes	36
Capítulo 5	
Conclusão	43
Referências	45
Apêndice A -	
Programação do microcontrolador.	51
Apêndice B -	
Simulação de parte do protótipo no TinkerCad	52
Apêndice C -	
Projeto final	53
Apêndice D -	
Layout do projeto	54

Capítulo 1

Introdução

A síndrome do pé caído (SPC) é conhecida como um distúrbio que dificulta ou gera uma incapacidade na movimentação do tornozelo e nos dedos dos pés, uma vez que há uma dificuldade na realização de dorsiflexão nos músculos do pé (Zollo et al., 2015). Para evitar que o antepé fique fixo no solo, indivíduos com pé caído adotam uma compensação pela hiperflexão nas articulações do quadril e joelho, acompanhada de uma rotação interna do pé no plano transversal. Com o tempo, esse padrão de locomoção gera uma carga inadequada para todo o sistema esquelético (Vlahovic, 2000).

Uma das alternativas mais comuns para a correção da SPC é o uso de órteses de tornozelo-pé (AFO) para a adaptação do paciente a doença, mas segundo STEVENS (2006), o uso da AFO diurna pode enfraquecer o músculo quadríceps e aumentar sua suscetibilidade a lesões permanentes por ação de contrações excêntricas. Em 2010, Bushby et al., a partir de um estudo multicêntrico, destacaram que o uso diurno da AFO deve ficar restrito aos pacientes cadeirantes.

A busca por métodos eficazes de reabilitação e melhoria da qualidade de vida desses pacientes tem motivado a pesquisa por dispositivos inovadores, como os Sistemas de Eletroestimulação Funcional (FES). O primeiro relato de equipamento de eletroestimulação foi desenvolvido por Liberson et al. (1961) (STEIN, 2008). A FES foi desenvolvida para reabilitar pacientes por meio de estímulos elétricos com o objetivo de ativar seletivamente grupos musculares específicos, promovendo a restauração de padrões de movimento e a prevenção de atrofia muscular. O sistema FES pode auxiliar pacientes com SPC, visto que funciona produzindo contrações musculares, que imitam o movimento voluntário natural da marcha. Esse dispositivo pode gerar estímulos através da pele ou diretamente por meio de implante (Horsley, 2012).

Diversas pesquisas sobre FES têm evidenciado sua eficácia na reabilitação de pacientes com SPC. Esses estudos, realizados por diferentes autores ao longo dos anos, destacam benefícios significativos, tais como o aumento da velocidade da caminhada (Wilkie, 2012), a redução do esforço durante a locomoção, a diminuição

da incidência de quedas e um impacto positivo nas atividades diárias, assim como na qualidade de vida (Bulley, 2011). Além disso, observou-se que essa técnica promove um efeito de treinamento na velocidade de caminhada em indivíduos com histórico de acidente vascular cerebral e condições neurológicas não invasivas (Stein, 2009).

Diversos modelos de dispositivos de FES têm sido desenvolvidos para a reabilitação da marcha em pacientes com SPC. Dentre eles, destaca-se o WalkAide (BioSpace, 2006), um sistema portátil que utiliza sensores para analisar a caminhada e com isso promover a dorsiflexão do pé. O Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS), desenvolvido em 2008 conforme a publicação do National Institute for Health and Care Excellence – NICE (2008), atua na estimulação dos músculos dorsiflexores por meio de eletrodos externos. O MyGait (ACNR, 2013) é um dispositivo que dispensa o uso de fios em seu uso, já que os eletrodos já estão inseridos na parte posterior do equipamento, que visa melhorar a mobilidade de pacientes com dificuldades na dorsiflexão. Já o Bioness L300 Go (Prnewswire, 2017) representa um sistema mais avançado, incorporando sensores giroscópicos e conectividade sem fio para otimizar tanto a funcionalidade quanto a aceitação por parte do paciente.

Cabe ressaltar que nenhum desses dispositivos é fabricado no Brasil. No mercado nacional, apenas os produtos da marca WalkAide estão disponíveis por meio de sites especializados em produtos ortopédicos. Os demais dispositivos requerem importação para aquisição.

Tendo em vista os benefícios da FES na reabilitação de pacientes com SPC e considerando as dificuldades de acesso a esses dispositivos devido ao seu alto custo, este trabalho busca contribuir neste cenário por meio do desenvolvimento de uma solução alternativa e acessível.

1.1. Objetivos

Este trabalho tem por objetivo o desenvolvimento de uma prova de conceito (PoC) de um protótipo de FES bifásico, para melhorar a marcha e reabilitar indivíduos com a síndrome do pé caído. Ainda, com o desenvolvimento desse PoC,

será iniciada a criação de uma plataforma experimental que viabilize a pesquisa e a avaliação de aplicações práticas de eletroestimulação funcional em contextos diversos. Com esse propósito, os objetivos específicos do projeto são:

- Desenvolvimento do projeto elétrico do dispositivo utilizando um simulador;
- Analisar a frequência da corrente elétrica de saída, levando em consideração os requisitos fisiológicos e de segurança;
- Construção e testes do circuito na bancada.

1.2. Estrutura do trabalho

Este trabalho está organizado em cinco capítulos. Neste Capítulo 1, é apresentada uma introdução que apresenta a motivação do trabalho e seus objetivos.

O Capítulo 2 traz a fundamentação teórica de como ocorre a condução neuromuscular na região dos membros inferiores responsáveis pelo movimento plantar, uma análise maior sobre os aspectos da SPC e por fim uma breve análise das causas que a acarretam.

O Capítulo 3 abrange a elaboração do PoC do protótipo, com os materiais utilizados e seus dimensionamentos.

O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos, a análise e discussões após os testes do protótipo, analisando o seu desempenho e suas limitações.

Por fim, no Capítulo 5 é apresentada a conclusão deste estudo e considerações para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fundamentação teórica

Neste capítulo são abordados conceitos básicos e características da marcha normal humana, e como ocorre a marcha de um indivíduo com a síndrome do pé caído, bem como a utilização da eletroestimulação funcional na reabilitação de pacientes com esse acometimento motor.

2.1. Análise da Marcha humana

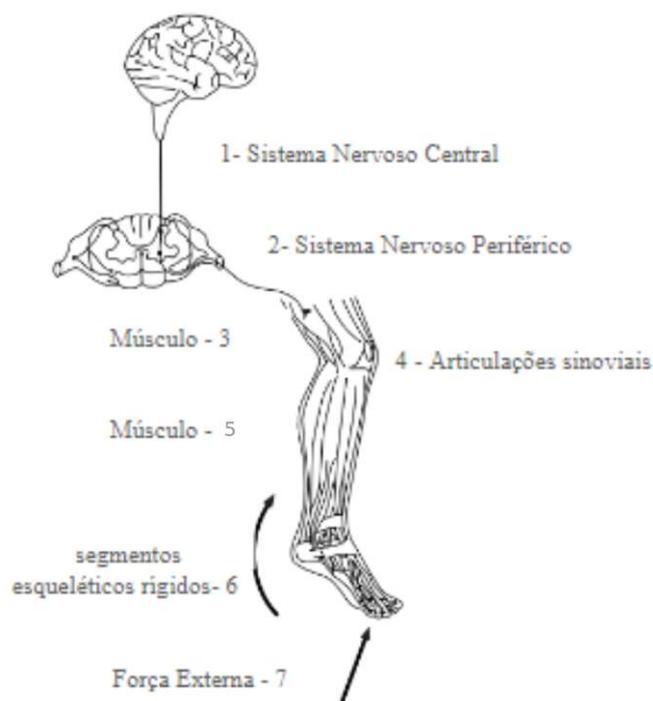
A programação locomotora ocorre nos níveis superiores do sistema nervoso, ou seja, envolve a conversão de uma ideia no padrão de atividade muscular necessário para caminhar e em seguida a ação, conforme discutido por (Enoka, 1988). A saída neural resultante dessa “programação” pode ser compreendida como um comando locomotor central transmitido ao tronco cerebral e à medula espinhal (Vaughan, 1999). Pode ser observada na Figura 1 uma representação da interação entre os sistemas nervoso central, nervoso periférico e efetor musculoesquelético.

Para a execução do movimento é necessário a aplicação de forças e momentos articulares que em conjunto desempenham um papel crucial na movimentação dos segmentos esqueléticos rígidos, tais como coxa, panturrilha, pé, entre outros, e na aplicação de forças no ambiente circundante. A sequência de eventos necessários para a ocorrência da caminhada pode ser resumida da seguinte maneira (Vaughan, 1999):

1. Inicialmente, ocorre o registro e ativação do comando de marcha no sistema nervoso central;
2. Em seguida, os sinais da marcha são transmitidos ao sistema nervoso periférico;
3. Os músculos contraem-se, gerando tensão;

4. Forças e momentos são gerados através das articulações sinoviais;
5. As forças e momentos articulares são regulados pelos segmentos esqueléticos rígidos com base em sua antropometria;
6. Os segmentos deslocam-se de maneira reconhecida como marcha funcional;
7. Finalmente, ocorre a geração de forças de reação no solo.

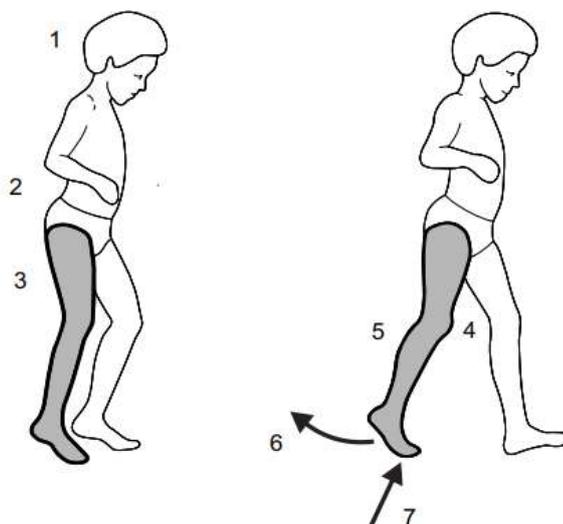
Figura 1. Conexões dos sistemas nervosos.



Fonte: Adaptada de Jacobsen (1977).

A Figura 2 ilustra o ponto em que ocorre a transmissão de sinal, fundamentada nos sete comandos mencionados, visando a execução do movimento humano.

Figura 2. Segmento da transmissão de comando.



Fonte: Sutherland (1984).

O ciclo de marcha compreende duas fases distintas: a fase de apoio, representando aproximadamente 60% da duração total do ciclo, refere-se ao período em que o pé mantém contato com o solo, impulsionando o corpo para frente e a fase de balanço, correspondendo a 40% do ciclo, ocorre quando o pé está no ar, avançando para a posição inicial, preparando-se para o recomeço do ciclo. (PERRY, 2004).

A fase de apoio inicia-se com o contato inicial do calcanhar no solo e encerra-se quando o pé perde completamente o contato com a superfície. Esta fase pode ser subdividida em três etapas distintas: primeiro duplo apoio, onde ambos os pés mantêm contato com o solo; apoio simples, quando o membro oposto reposiciona-se e apenas um pé mantém contato com o solo; segundo duplo apoio, quando ambos os pés novamente mantêm contato com a superfície.

Já a fase de balanço compreende o intervalo entre o despregamento dos dedos e o contato inicial, caracterizando-se como o período da cadeia cinética. Isso significa que nesse momento, segmentos articulados, como ossos e articulações, e os músculos que os movem atuam em conjunto para realizar um movimento (Steindler, 1973). Durante essa fase, o membro se reposiciona para iniciar a próxima passada. (PERRY, 2010).

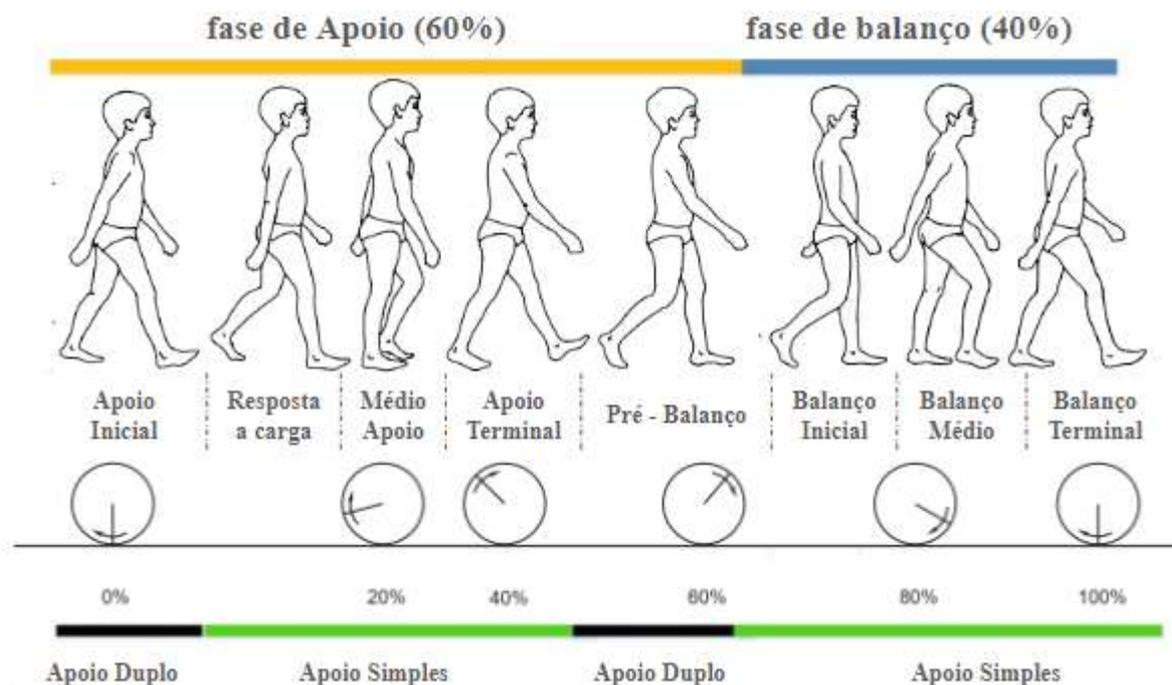
Para Cochran (1982) a nomenclatura convencional que descreve a marcha humana não é capaz de abranger de uma forma mais detalhista quando é

necessário realizar a análise de um indivíduo com algum tipo de enfermidade (com o pé caído, por exemplo) e com isso ele definiu a seguinte terminologia:

1. Apoio inicial (0%)
2. Resposta à carga (0-10%)
3. Médio Apoio (10-30%)
4. Apoio terminal (30-50%)
5. Pré-balanço (50-60%)
6. Balanço inicial (60-70%)
7. Balanço médio (70-85%)
8. Balanço terminal (85-100%)

Nesse contexto, as porcentagens indicam em qual estágio do ciclo da marcha encontra-se o indivíduo em análise. A Figura 3 demonstra as fases da marcha correlacionando com a descrição de Cochran e com o momento em que cada passo ocorre em relação ao ciclo de caminhada.

Figura 3. Ciclo da marcha humana.



Fonte: Adaptado de Vaughan (1999).

A Tabela 1 mostra o percentual de indivíduos que desenvolveram a SPC por algum tipo de lesão no sistema nervoso.

Tabela 1. Origem da SPC em pessoas.

Percentual	Condições	Autor
20%	Infarto da artéria cerebral anterior.	
20%	Infartos lacunares na área da cápsula interna ou dos pedúnculos cerebrais.	Johnson (2004)
14%	Acidente Vascular Cerebral (AVC).	Jakubowitz (2007)
76%	Lesão medular incompleta.	Van der Salm (2005)
78 - 100%	Fístulas arteriovenosas durais espinhais.	Jellema (2003)
Não especificado*	Hérnia de disco na junção toracolombar.	Tokuhashi (2001)

Fonte: Elaborada pelo autor (2024).

Através do estudo multicêntrico realizado por (Aprile et al., 2005), foi constatado que pacientes portadores da SPC enfrentavam significativa redução na qualidade de vida, refletida por escores substancialmente mais baixos nos âmbitos físico e psicossocial. Notavelmente, 69% dos indivíduos analisados necessitaram de auxílio para se locomover, destacando a importante limitação enfrentada por essa condição.

2.3. Eletroestimulador Funcional

A aplicação de eletroestimulação neuromuscular (EENM) (Sbruzzi e Plentz, 2015) tem por objetivo induzir contrações musculares e reflexos por meio da aplicação de corrente elétrica utilizando eletrodos ativos diretamente nos pontos motores das regiões corporais. Isso resulta em contrações mais eficazes.

A aplicação da estimulação para desempenhar atividades funcionais do corpo, como caminhar ou pedalar, é identificada como estimulação elétrica funcional (FES). Seu potencial beneficia de maneiras diversas indivíduos com lesões medulares, capacitando-os para atividades cotidianas e promovendo reabilitação física e funcional (POPOVIC e SINKJÆR, 2000).

Para a aplicação da FES utilizam-se eletrodos, que podem ser posicionados na superfície da pele ou implantados, com o propósito de estimular o nervo fibular com a fim de induzir a dorsiflexão do tornozelo durante a fase de balanço (Kesar et al., 2010). Esse dispositivo produz contrações musculares que imitam o movimento voluntário natural da marcha, fornecendo pulsos elétricos ao sistema nervoso para estimular os músculos paralisados (Horsley, 2012). Segundo (Kesar et al., 2010), a utilização da FES demonstrou uma melhoria imediata na dorsiflexão do tornozelo durante a fase de balanço, assim como uma redução na flexão plantar do tornozelo durante a retirada dos dedos.

O primeiro relato de equipamento de eletroestimulação foi desenvolvido por Liberson et al. (1961) (STEIN, 2008). A FES foi desenvolvida para ajudar pacientes com distúrbios neurológicos, incluindo pé caído, a se movimentarem com mais facilidade e conforto (Horsley, 2012).

No estudo de (Chisholm, 2012) alguns pacientes relataram preferir uso da FES, por ser fácil e confortável de calçar e não restringir o movimento do tornozelo, em comparação com o uso de órteses (Bulley et al., 2011). Os benefícios da utilização desse tipo de dispositivo vai além do auxílio à locomoção, visto que também promove a contração muscular ativa, ocorre o aprimoramento da força muscular (Embrey et al., 2010), a redução do tônus muscular (Gerritset al., 2000) e a otimização do uso de energia pelos músculos proximais dos membros inferiores (Winchester et al., 1994).

Para o uso da FES é necessário que o paciente deva ser capaz de ficar de pé e andar sozinho ou com assistência mínima, além de ter o sistema nervoso periférico intacto (Kottink et al., 2004). A preservação da função muscular nos segmentos proximais dos membros inferiores é essencial para favorecer o equilíbrio e a postura durante a marcha (Popovic et al., 2001).

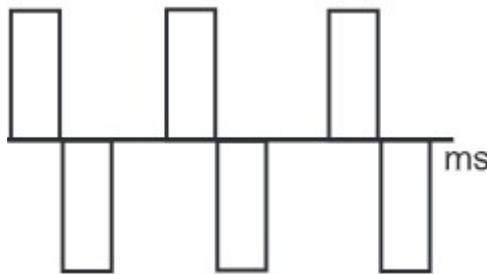
O ato de caminhar representa uma atividade essencial para a condição humana. A privação da habilidade de locomover-se pode exercer impacto significativo na capacidade de um indivíduo participar de diversas atividades.(Paul, 2001)

Capítulo 3

Materiais e Métodos

Pesquisas indicam que os parâmetros de estimulação utilizados na metodologia para avaliar a eficácia dos sistemas de Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) no tratamento do pé caído consistem em uma onda retangular bifásica com *Width Pulse* (parte ativa da corrente) de 0,1 a 0,4 ms e frequência de estimulação - frequência de Burst, entre 20, 50 e 100 Hz. Webster (1985) explica que esses parâmetros fazem com que os níveis de dor sejam o mais baixos possíveis nas áreas de aplicação e que se tenha pouca dissipação de calor. Dessa forma, um pulso bifásico (Figura 5) com formato retangular e simétrico é considerado ideal para aplicações de EENM (Maffiuletti, 2010).

Figura 5. Formato de onda bifásica retangular simétrica e balanceada.



Fonte: Maffiuletti (2010).

A FES é uma técnica utilizada para restaurar ou melhorar funções motoras em pacientes com disfunções neuromusculares, por meio de impulsos elétricos aplicados diretamente sobre os músculos ou nervos. O circuito de um equipamento de FES é responsável por gerar e controlar esses estímulos de forma precisa, garantindo a segurança e a eficácia do tratamento. Os circuitos mais comumente empregados nesses dispositivos incluem fontes de corrente controlada, que asseguram a entrega de um estímulo constante e adequado à necessidade terapêutica, e configurações de Ponte H, que permitem o controle bidirecional da corrente, possibilitando a reversão da polaridade para ativar diferentes grupos musculares. Essas tecnologias são fundamentais para proporcionar flexibilidade no

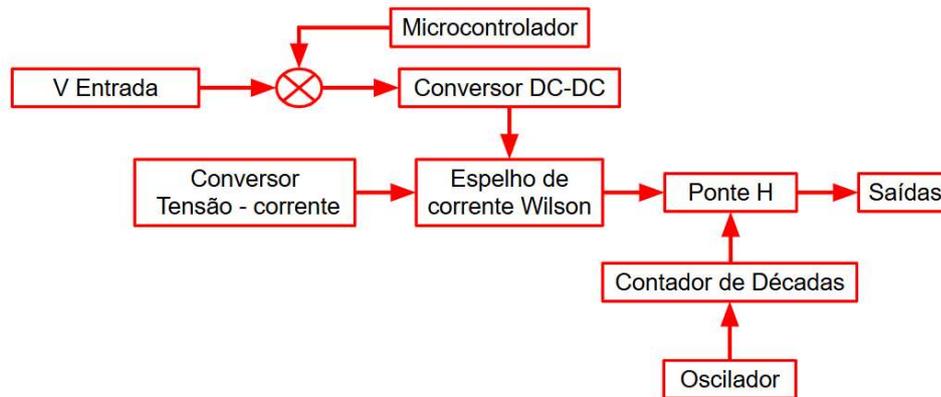
ajuste dos parâmetros de estimulação, como intensidade, frequência e duração do pulso, de acordo com as condições clínicas específicas de cada paciente.

Este trabalho tem como base o projeto de Estimulador Elétrico Funcional desenvolvido por Rodriguez (2016), que utiliza uma fonte de corrente no estágio de alimentação do circuito e uma configuração de Ponte H para obter o sinal bifásico. A partir deste referencial, foram realizadas modificações para o desenvolvimento do PoC do presente trabalho. O dispositivo de FES utiliza alta tensão de entrada (150V), por questões de segurança optou-se por desenvolver o PoC com nível de tensão dentro de valores seguros e disponíveis no laboratório. Dessa forma, a tensão de entrada que era de 150V passou a 36V, que resultou na modificação de todos os valores de resistências para obter a corrente desejada, e por fim foi adicionado um sistema de auxílio para a comutação configurado como um Clock da ponte H - todos esses pontos são detalhados nas subseções a seguir.

Com isso, o protótipo desenvolvido não possui aplicações práticas por duas razões principais. Primeiramente, sua operação requer uma fonte de alta tensão, indisponível no laboratório, para atingir uma corrente adequada que segundo Melo et al. (2015) fica em torno de 100 mA. Além disso, as opções de ponte - H comercialmente disponíveis não suportam tensões elevadas, tornando necessária a construção de uma versão personalizada, utilizando transistores de potência dimensionados com precisão. Dessa forma, o estudo se trata de um PoC de protótipo para FES com valores de tensão e corrente menores.

O projeto foi inicialmente simulado nos softwares LTSpice e Tinkercad. Em seguida, o protótipo foi desenvolvido em seis etapas: espelho de corrente, circuito conversor tensão-corrente, ponte H, oscilador como temporizador (NE555 associado a um contador de décadas), circuito de alimentação e controle de pulsos. A Figura 6 apresenta o diagrama de blocos do sistema.

Figura 6. Diagrama geral do protótipo.



Fonte: Autor (2024).

3.1. Espelho de corrente de Wilson

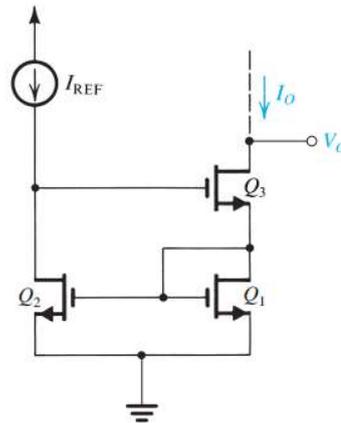
Sedra e Smith (2007) define que, espelho de corrente desempenha a função de replicar a corrente que o alimenta, conhecida como corrente de referência (I_{ref}), e distribuir essa mesma corrente para outros ramos do circuito. Esse mecanismo é amplamente utilizado em sistemas eletrônicos para garantir que a corrente replicada seja proporcional à corrente de referência original, proporcionando uma operação estável e controlada em diversos componentes do circuito.

A aplicação do espelho de corrente de Wilson (Figura 7), especificamente, reside na sua alta precisão e capacidade de minimizar erros decorrentes de variações na tensão dos transistores que o compõem. Isso é obtido pela sua configuração diferenciada, que compensa as imperfeições e torna o dispositivo mais robusto e confiável. (Sedra e Smith, 2007).

A Figura 8 apresenta o esquema elétrico do espelho de corrente empregado neste projeto. Conforme mencionado anteriormente, a tensão de entrada foi ajustada para 36 V. Optou-se por transistores MOSFET de canal N, devido à sua capacidade de suportar correntes elevadas no terminal de dreno. O modelo utilizado foi o IRFZ44N, que possui uma tensão máxima dreno-fonte (V_{ds}) de 55 V e suporta corrente de dreno (I_d) de até 49 A a 25 °C, podendo operar com valores ainda maiores quando resfriado adequadamente. Para garantir a condução total, a tensão de gate-fonte (V_{gs}) deve estar entre 10 V e 20 V, sendo 10 V o valor típico. O

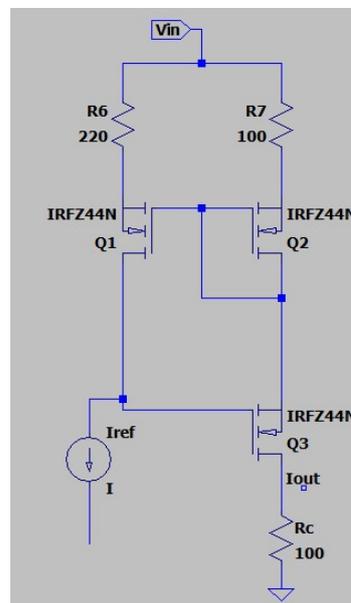
componente opera em uma faixa de temperatura de $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $170\text{ }^{\circ}\text{C}$, o que o torna adequado para diferentes ambientes. Além disso, sua capacidade de comutação rápida o torna ideal para aplicações em fontes de alimentação, conforme especificado em seu datasheet (ALLDATASHEET, 2024a).

Figura 7. Configuração do espelho de corrente Wilson.



Fonte: Sedra e Smith(2007).

Figura 8. Esquema elétrico do espelho de corrente de Wilson construído no LTSpice.

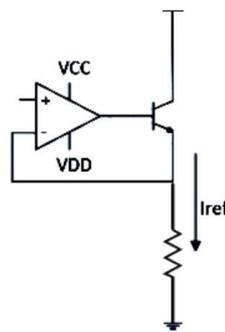


Fonte: Autor (2024).

3.2. Circuito conversor tensão - corrente

Conforme mencionado anteriormente, para o funcionamento do espelho de corrente é necessária uma corrente de referência. Para isso, utilizou-se um conversor tensão-corrente com retroalimentação negativa, conforme proposto por Sanches (2013), operando com sinal de entrada e alimentação de 5V.

Figura 9. Circuito de um conversor Tensão - Corrente.



Fonte: Autor(2024).

O amplificador operacional (AmpOp) oferece alta precisão, baixo erro de offset e elevada impedância de entrada, permitindo controlar a corrente de saída de forma linear e proporcional à tensão de entrada. Além disso, ele garante a estabilidade do sistema e minimiza o ruído, essencial em aplicações sensíveis.

A inclusão de um transistor no circuito aumenta a capacidade de corrente, uma vez que o AmpOp não pode fornecer correntes elevadas diretamente. O AmpOp controla o transistor, que modula a corrente com base na tensão de entrada, isolando a carga e protegendo o AmpOp de variações bruscas e dissipação de calor.

O valor de I_{ref} é calculado usando a lei de Ohm, conforme Equação 1:

$$V = R * I_{ref}, \quad (1)$$

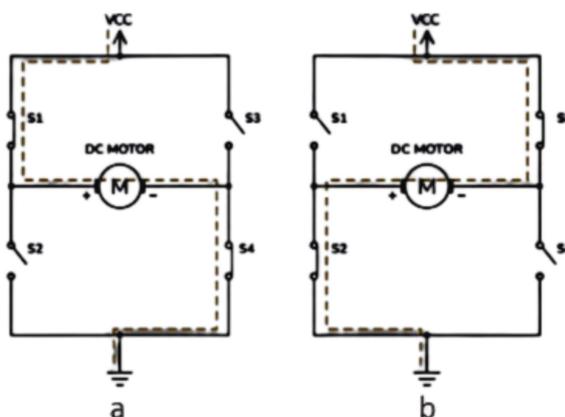
onde, V é a tensão aplicada na entrada não inversora do AmpOp e R a resistência presente entre a retroalimentação negativa e o terra.

3.3. Ponte H

A ponte H é um circuito eletrônico que possibilita a inversão da direção da corrente elétrica que atravessa uma carga, ou seja, a alteração da polaridade da tensão aplicada. Para seu funcionamento, o circuito deve dispor de um caminho para condução da corrente em uma direção e outro para o sentido oposto, além de permitir o controle de ativação e desativação da corrente de saída. Esse tipo de circuito viabiliza o controle bidirecional da carga, sendo essencial em aplicações que exigem a reversão do sentido da corrente elétrica (BOSON, 2021).

A estrutura da ponte H é composta por quatro interruptores (que podem ser transistores, MOSFETs, relés, etc.), dispostos em uma configuração que lembra a letra "H". Os interruptores são geralmente denominados S1, S2, S3, e S4, e a carga (R_c) é conectada entre o ponto médio das duas "pernas" da ponte (Sedra e Smith, 2010). A Figura 10 apresenta exemplos de aplicação de ponte H no controle de motor. No esquema (a), o acionamento dos interruptores S1 e S2 faz com que a tensão de alimentação (VCC) seja aplicada no polo positivo do motor, com o retorno pelo polo negativo, resultando em um movimento no sentido anti-horário. No esquema (b), o acionamento de S3 e S4 inverte a polaridade da tensão aplicada, com a corrente entrando pelo polo negativo e saindo pelo positivo, promovendo a rotação no sentido horário.

Figura 10. Esquema com Ponte H para acionamento de motor em ambos os sentidos: (a) no anti-horário e (b) no sentido horário.



Fonte: Build electronic circuits (2018).

A ponte H utilizada neste trabalho foi o modelo L298D, com os seguintes parâmetros técnicos: tensão de alimentação lógica (V_{ss}) de 5V e tensão de alimentação (V_s) entre 4,8V e 36V. Suporta corrente máxima de 2A por canal com dissipação térmica adequada, sendo recomendada uma corrente contínua de 600 mA para operação segura. A potência total de dissipação é de 25W, conforme o datasheet do componente (ALLDATASHEET, 2024b).

3.4. Sistema de acionamento com temporizador

O contador de décadas é um dispositivo digital que realiza a contagem de 0 a 9, ou seja, uma década composta por dez estados distintos. Ao atingir o valor 9, o contador reinicia automaticamente, retornando ao estado 0 e reiniciando o ciclo. No entanto, é possível configurar o reinício do ciclo em um estado anterior ao 9, conectando a saída correspondente ao pino de reinicialização (RESET) (Tocci, 2011). Esse procedimento foi adotado no presente projeto para que o contador opere com apenas três estados distintos: positivo, negativo e neutro.

A comutação dos estados do contador de décadas é controlada por um sinal de clock gerado por um oscilador configurado no modo astável, o qual produz pulsos contínuos com frequência ajustável. O contador utilizado foi o circuito integrado CD4017 (ALLDATASHEET, 2024e), amplamente empregado em aplicações que exigem saídas sequenciais. O sinal de clock foi fornecido pelo NE555N (ALLDATASHEET, 2024c).

No modo astável, o NE555 gera uma onda quadrada, cujas frequências e ciclos de trabalho podem ser ajustados pelos valores do capacitor e dos resistores conectados ao circuito, conforme a equação 2.

$$f = \frac{1,44}{C \cdot (R_A + 2R_B)} \quad (2)$$

Cada transição do pulso de saída do NE555 é interpretada pelo contador de décadas como um incremento da contagem. Dessa forma, o contador de décadas avança uma posição para cada pulso recebido, ativando sequencialmente cada uma de suas dez saídas, correspondendo aos dígitos de 0 a 9 em uma contagem binária.

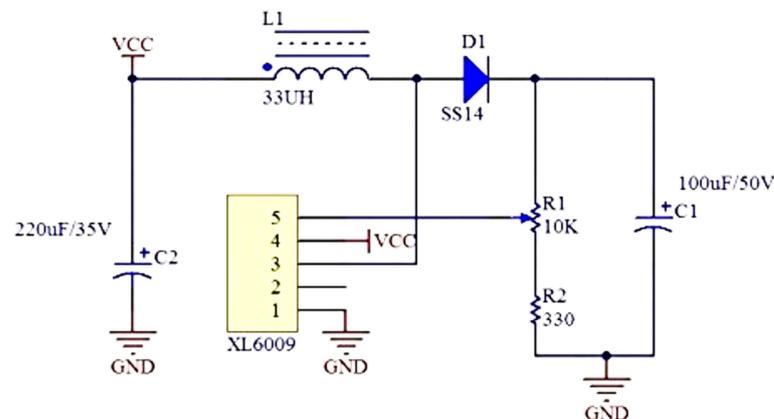
módulo trabalha com corrente nominal de 2A e máxima de 4A. Observando que, para o correto funcionamento do circuito, a tensão de entrada deve ser inferior à tensão de saída. Apresenta eficiência de até 94%, com baixa resistência de saída, garantindo boa estabilidade e baixo ripple (Sumrom, 2024). O esquema elétrico do módulo pode ser visualizado na Figura 13, onde percebe-se a presença de um resistor variável para o ajuste da tensão de saída (36V para esse projeto).

Figura 12. Módulo Step-Up XL6009



Fonte: Sumrom (2024)

Figura 13. Esquema elétrico do Step-Up XL6009.



Fonte: Sumrom (2024).

3.6. Controle de Pulsos

O sistema de controle de pulsos é composto por um transistor do tipo TBJ (TIP41C) e um microcontrolador, o ATmega328P, presente na placa de desenvolvimento Arduino UNO. O controle do transistor por meio do Arduino é realizado utilizando um sinal digital emitido por uma de suas portas de saída. O sinal de controle é aplicado à base do transistor, permitindo o chaveamento do componente entre os estados de corte e saturação. Quando a porta digital do

Arduino é ativada em nível alto (5V), a corrente flui para a base do TIP41C, conduzindo a corrente entre coletor e emissor e, conseqüentemente, acionando a carga conectada. No nível baixo (0V), o transistor permanece em corte, interrompendo o fluxo de corrente.

Capítulo 4

Resultados

Neste capítulo estão apresentados e discutidos os resultados obtidos na montagem e testes do PoC do protótipo desenvolvido.

4.1. Protótipo

O protótipo foi dividido em duas partes, com base nas tensões de alimentação utilizadas: uma operando com 5V e outra com 36V. De modo geral, os circuitos integrados (CIs), como a ponte H, o temporizador NE555N e o contador de décadas, funcionam adequadamente com a alimentação de 5V. Embora o amplificador operacional usado para a transformação tensão - corrente, possa operar com tensões de até 15V, optou-se por alimentá-lo também com 5V, visando maior praticidade e uniformidade no sistema.

A segunda parte do circuito é alimentada por uma tensão de 36V, obtida por meio de um conversor DC-DC. A partir dessa etapa, inicia-se o circuito responsável pelo controle de corrente, com destaque para o espelho de corrente, cuja função é gerar e regular a corrente de saída.

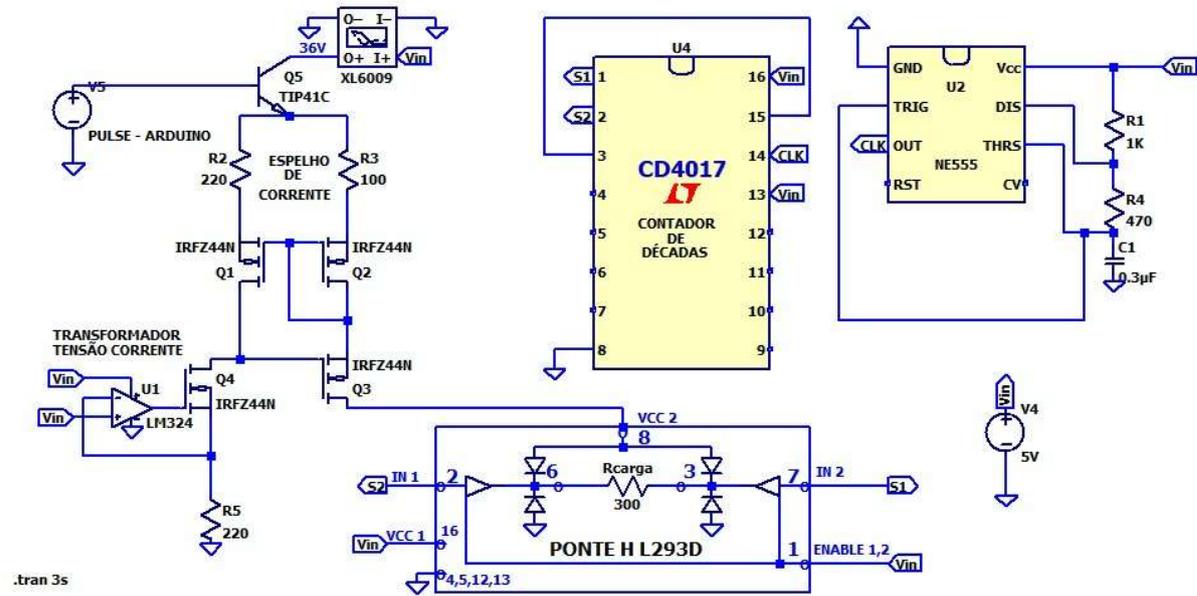
A Figura 14 mostra o esquema elétrico completo do protótipo e a Tabela 2 a lista de componentes utilizados. Vale salientar, que os valores das resistências considerados foram aqueles medidos com o multímetro.

Tabela 2. Lista de componentes.

Componentes	Quantidade	Aplicação
Transistor IRFZ44N	4	Espelho de corrente
Resistência $R_1 = 115 \Omega$	1	Espelho de corrente
Resistência $R_2 = 210 \Omega$	1	Espelho de corrente
Contador de décadas CD4017	1	Oscilador
Oscilador NE555n	1	Oscilador
Resistência $R_1 = 2,2K \Omega$	1	Oscilador
Resistência $R_1 = 1K \Omega$	1	Oscilador
Capacitor - $C_1 = 1\mu F$	3	Oscilador
Ponte H L293D	1	Oscilador
AmpOP LM324	1	Conversor tensão-corrente
Resistência $R_{Iref} = 192 \Omega$	1	Conversor tensão-corrente
Transistor TIP41C	1	Controle de Pulso
Arduíno Uno	1	Controle de Pulso
Potenciômetro $1K \Omega$	1	Aplicado nos testes
Conversor DC-DC XL6009	1	Alimentação

Fonte: Autor (2025).

Figura 14. Esquema elétrico do protótipo.



Fonte: Autor (2025).

4.2. Análises e testes

4.2.1. Circuito conversor tensão - corrente e espelho de corrente

O espelho de corrente pode operar como simples condutor de corrente, contribuindo para a manutenção da constância da corrente de saída mesmo em condições de variação de carga. No entanto, no presente projeto, o espelho de corrente foi configurado com ganho, que pode ser obtido por meio da inserção de resistores nas fontes (em transistores MOSFET), o que permite controlar a proporção entre a corrente de referência e a corrente espelhada. Essa técnica explora a relação entre a queda de tensão nos resistores e a tensão base-emissor (ou porta-fonte), permitindo ajustes precisos no espelhamento de corrente (SEDRA, 2014). Foram utilizados resistores de 100Ω e 220Ω , resultando em uma corrente final de 36 mA aplicada a uma carga resistiva de $1\text{ k}\Omega$.

Para avaliar a capacidade do espelho de corrente em manter a corrente de saída I_{OUT} estável frente a variações no sistema, foi utilizado um potenciômetro de até $1\text{ k}\Omega$ no lugar do resistor de referência R_{Ref} . Variou-se seu valor, observando a

tensão na carga R_{Carga} , fixada em 115Ω , a tensão de entrada do sistema em 36V e de 5V para a geração de I_{Ref} . Conforme apresentado na Tabela 3, o sistema manteve a tensão de saída com variação mínima de $35,87 \pm 0,06V$. Paralelamente, foi monitorada a tensão de referência V_{Ref} que apresentou um valor de $3,23 \pm 0,09V$.

Tabela 3. Variação de R_{Ref} x tensão no R_{Carga}

R_{Ref} (Ω)	Tensão em R_{Ref} (V)	Tensão em R_{Carga} (V)	Corrente Ideal (mA)	I_{OUT} (mA)	Erro percentual de corrente (%)
90,20	3,28	35,76	313,04	310,96	0,67
200,70	3,30	35,82	313,04	311,48	0,50
292,00	3,10	35,82	313,04	311,48	0,50
315,49	3,15	35,88	313,04	312,00	0,33
394,54	3,30	35,94	313,04	312,52	0,17
470,00	3,10	35,88	313,04	312,00	0,33
555,90	3,38	35,91	313,04	312,26	0,25
717,80	3,25	35,91	313,04	312,26	0,25
891,70	3,21	35,91	313,04	312,26	0,25
1000,00	3,28	35,91	313,04	312,26	0,25

Fonte: O autor (2024).

Em seguida, foi mantido a R_{Ref} constante com um valor de 115Ω e o potenciômetro como o R_{Carga} variando-o e mantendo todos os outros parâmetros citados anteriormente, como consta na Tabela 4, aqui o sistema manteve a tensão de saída com variação mínima de $34,97 \pm 2,14V$. e a tensão de referência V_{Ref} que apresentou um valor de $3,18 \pm 0,07V$.

$$E(\%) = \left(\frac{I_{OUT} - I_{ideal}}{I_{ideal}} \right) * 100 \quad (3)$$

Para analisar os valores obtidos foi calculado o erro percentual (Equação 3) que é uma métrica utilizada para expressar a diferença entre um valor obtido

experimentalmente e o valor teórico esperado. Essa medida é amplamente empregada na avaliação da precisão de resultados experimentais. Quanto menor os valores do erro, maior a proximidade entre os dados medidos e o valor de referência, refletindo, assim, maior precisão na medição realizada (Cumming, 2016).

Tabela 4. Variação de R_{Carga} x tensão no R_{Ref}

R_{Carga} (Ω)	Tensão em R_{Ref} (V)	Tensão em R_{Carga} (V)	Corrente Ideal (mA)	I_{OUT} (mA)	Erro percentual de corrente (%)
130,60	3,12	33,51	275,65	256,58	6,92
286,70	3,09	33,47	125,57	116,74	7,03
305,00	3,15	30,51	118,03	100,03	15,25
479,60	3,18	35,11	75,06	73,21	2,47
545,20	3,13	35,53	66,03	65,17	1,31
665,80	3,17	36,13	54,07	54,27	-0,36
754,00	3,17	36,50	47,75	48,41	-1,39
841,20	3,23	36,79	42,80	43,74	-2,19
998,70	3,34	37,21	36,05	37,26	-3,36

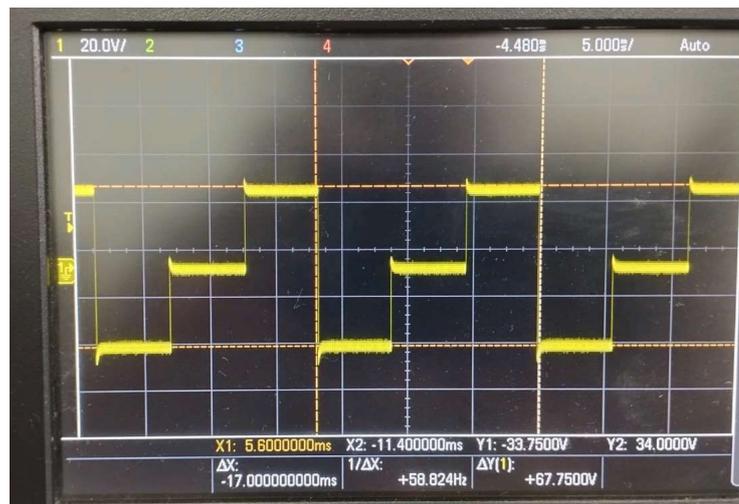
Fonte: O autor (2024).

A adoção de um erro percentual de até $\pm 5\%$ como critério de aceitação em ensaios de equipamentos eletromédicos é respaldada por diversas normas técnicas nacionais e internacionais. A ABNT NBR IEC 60601-1:2023 admite variações de até $\pm 5\%$ em parâmetros como corrente, tensão e tempo de pulso durante testes funcionais, garantindo segurança e desempenho essencial. De forma complementar, a ABNT NBR ISO/IEC 17025:2017 estabelece que os métodos de ensaio e calibração devem apresentar erros compatíveis com a finalidade da medição, desde que dentro de limites tecnicamente justificados, sendo o valor de $\pm 5\%$ amplamente aceito para equipamentos de precisão intermediária. Além disso, a norma ISO 5725 reconhece que margens de erro nessa ordem são aceitáveis em procedimentos de controle de qualidade e validação de desempenho, salvo quando a aplicação exigir critérios mais rigorosos. Dessa forma, o limite de $\pm 5\%$ demonstra-se tecnicamente coerente e normativamente fundamentado.

4.2.2. Frequência

Conforme mencionado no início do Capítulo 3, a largura do pulso (*pulse width*) deve ser entre de 0,1 ms a 0,4 ms. Para garantir simetria na forma de onda, estipula-se que o tempo em nível alto (estado "on") seja equivalente ao tempo em nível baixo (estado "off") em ambas as fases — positiva e negativa — do sinal. Adicionalmente, estabelece-se uma pausa em 0 V entre cada oscilação, com duração igual à largura do pulso como mostrado na Figura 15. Em decorrência dessa configuração, o período total de cada semi-ciclo torna-se equivalente ao triplo da largura de pulso. Assim, o período total do sinal estará entre 0,3 ms e 1,2 ms.

Figura 15. Formato final do pulso.



Fonte: O autor (2024).

Para atender a esses requisitos de largura de pulso e período, foi implementado um circuito com o temporizador NE555, conforme descrito a seguir. Como o circuito se baseia no fenômeno de divisão de frequência, é necessário dimensionar os parâmetros do NE555 com o dobro da frequência desejada na saída. No modo astável, utilizou-se um arranjo de três capacitores de 1 μF em série, resultando em uma capacitância equivalente adequada para o circuito. Para garantir um ciclo de trabalho (duty cycle) próximo de 50%, os resistores R1 e R2 foram definidos como 1 k Ω e 470 k Ω , respectivamente. Com essa configuração, a frequência obtida foi de aproximadamente 1,056 kHz, com largura de pulso em torno

de 0,31 ms, valor que se encontra dentro da faixa recomendada, conforme ilustrado na Figura 15.

Figura 16. Visualização da largura de pulso no osciloscópio.



Fonte: O autor (2024).

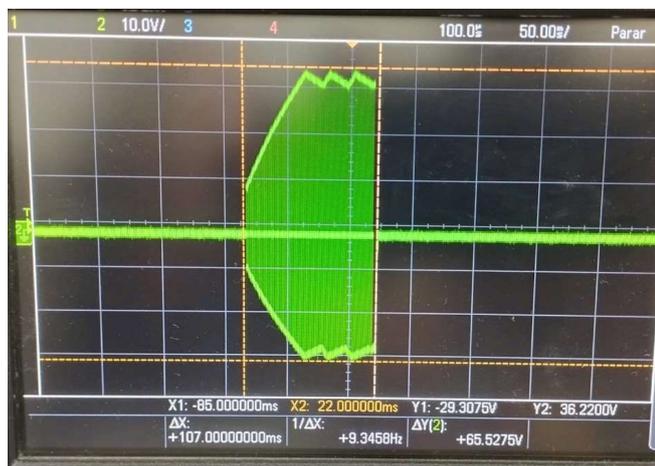
4.2.3. Controle de pulso

Neste trabalho, empregou-se o transistor TIP41C como elemento de chaveamento, controlado por meio de um microcontrolador Arduino. Foi aplicado um pulso a cada intervalo de 1 s, com tempo de pulso variável em função da frequência de burst de 100 Hz (Maffiuletti, 2010). Considerando-se um período de 0,95 ms para cada ciclo da onda, a duração total do burst foi fixada em 100 ms. Com essa configuração, cada burst compreende aproximadamente 105 ciclos, atendendo, assim, aos parâmetros estabelecidos para o estímulo.

Foi observado que o Arduino utilizado não conseguiu enviar pulsos constantes inferiores a 50ms. Como pode ser visualizado na Figura 16, ocorre um tempo de subida necessário para atingir o valor de +Vcc, algo não esperado, visto as características técnicas do microcontrolador. Na Figura 17 pode-se observar o acionamento do sistema com um gerador de ondas em substituição a placa do Arduino, com uma frequência de acionamento menor para melhor visualização, e percebe-se a redução do tempo de subida.

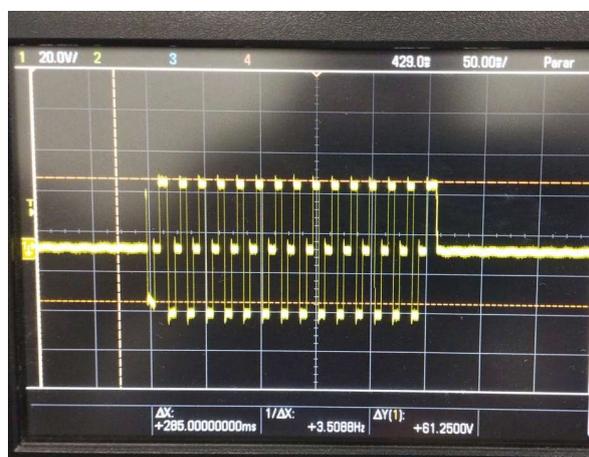
Durante todo o período de testes e análise dos parâmetros, apenas o microcontrolador apresentou algum nível de perda por efeito Joule.

Figura 17. Análise do trem de Pulso.



Fonte: Autor (2025).

Figura 18. Pulso controlado pelo gerador de onda.



Fonte: Autor (2025).

Como proposta para trabalhos futuros, sugere-se o desenvolvimento de uma fonte de alimentação capaz de fornecer uma tensão de entrada mais elevada (entre 100V e 150V). Recomenda-se também a construção de uma ponte H utilizando transistores de potência que suportem correntes significativamente superiores à 100mA, que é o valor recomendado para conseguir a eletroestimulação na região do nervo fibular e assegurando-se de que a tensão de acionamento desses transistores

seja de 5V para que o sistema formado pelo contador de décadas e o NE555 seja aplicável. Além disso, a realização de testes com diferentes microcontroladores para a geração dos pulsos.

Capítulo 5

Conclusão

Neste projeto foi desenvolvida uma prova de conceito (PoC) de um protótipo para Eletroestimulação Funcional (FES), com o propósito de aplicação em pacientes com síndrome do pé caído - dificuldade de levantar a parte frontal do pé. Para tanto, foi desenvolvido um sistema de eletroestimulação usando um amplificador operacional configurado como transformador de tensão - corrente responsável por gerar uma corrente de referência, em seguida, foi construído um espelho de corrente que além de elevar a corrente de referência é responsável por assegurar que o sinal enviado não sofra com perturbações nas impedâncias de entrada e da saída. Para condicionar esse sinal foi usada uma ponte H que tem a função de alternar o sinal tornando-o bifásico, e para determinar a frequência de oscilação deste sinal foi adicionado um oscilador que gera a frequência de aproximadamente 1,056 kHz necessária para acionar a inversão do sinal, isso associado a um contador de décadas que ajuda no controle da ponte H, acionando as saídas alternadamente. Por fim, utilizou-se um transistor como chave eletrônica, sendo seu acionamento controlado por um microcontrolador. Este, por meio de sinais digitais, determina precisamente o momento e a duração dos pulsos aplicados ao transistor, controlando assim a condução de corrente no circuito.

O protótipo apresentou um erro percentual máximo de 15,25% ao testar cargas com baixa resistência (inferiores a 305Ω). Para cargas com resistência entre $479,6\Omega$ e $998,7\Omega$, o erro foi significativamente menor, alcançando no máximo 2,47%. Observou-se que, à medida que o valor da resistência de carga aumenta, o erro percentual diminui, mantendo-se dentro do limite permitido nas fases de teste ($\pm 5\%$), conforme especificado pelas normas ABNT NBR IEC 60601-1:2023, ABNT NBR ISO/IEC 17025:2017 e ISO 5725. No entanto, a limitação na tensão de saída impediu que a corrente necessária para a ativação muscular fosse atingida. Apesar disso, a frequência de 100 Hz e a duração do pulso na fase ON (0,31 ms) mantiveram-se dentro dos parâmetros recomendados, favorecendo o conforto do paciente durante o uso.

Dessa forma, sugere-se que o protótipo gerado poderá ser utilizado como base para tecnologias assistivas em diversos projetos que tenham como objetivo principal a reabilitação de indivíduos com disfunções neuromusculares - como a síndrome do pé caído.

Referências

ACNR. Latest implantable and external neurostimulation technology for drop foot correction and gait rehabilitation. 24 de set. de 2013. Disponível em: <<https://acnr.co.uk/latest-implantable-and-external-neurostimulation-technology-for-drop-foot-correction-and-gait-rehabilitation/>>. Acesso em 8 de Abril de 2025

ALLDATASHEET. Datasheet do Transistor IRFZ44N. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/68619/IRF/IRFZ44N.html>> Acesso em: 2 out. 2024a.

ALLDATASHEET. Datasheet da Ponte H L293D Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/22432/STMICROELECTRONICS/L293D.html>> Acesso em: 2 nov. 2024b.

ALLDATASHEET. Datasheet do timer NE555N Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/html-pdf/17977/PHILIPS/NE555N/745/3/NE555N.html>> Acesso em: 10 nov. 2024c.

ALLDATASHEET. Datasheet do XL6009 Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/html-pdf/1132228/XLSEMI/XL6009/1792/7/XL6009.html>> Acesso em: 2 nov. 2024d.

ALLDATASHEET. Datasheet do contador de décadas CD4017 Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/50844/FAIRCHILD/CD4017.html>> Acesso em: 10 nov. 2024e.

Aprile I, Caliandro P, La Torre G, et al.: Multicenter study of peroneal mononeuropathy: clinical, neurophysiologic, and quality of life assessment. *J Peripher Nerv Syst*; 2005; 10: 259–68. Disponível em: <<https://doi.org/10.1111/j.1085-9489.2005.10304.x>>

Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR IEC 60601-1:2023. Equipamento eletromédico - Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial. Rio de Janeiro: **ABNT**, 2023.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR ISO/IEC 17025:2017. Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração. Rio de Janeiro: **ABNT**, 2023.

BioSpace. Innovative Neurotronics, Inc. Receives CE Mark Approval For The WalkAide System. 2 de nov. de 2006. Disponível em: <<https://www.biospace.com/innovative-neurotronics-inc-receives-ce-mark-approval-for-the-walkaide-system>> Acesso em: 08 Abril. 2025.

Build electronic circuits. What Is an H-Bridge?. 5 de dez. de 2018 Disponível em: <<https://www.build-electronic-circuits.com/h-bridge/>> Acesso: 08 de abril de 2025.

Bulley, C.; Shiels, J.; Wilkie, K.; Salisbury, L. User experiences, preferences and choices relating to functional electrical stimulation and ankle foot orthoses for foot-drop after stroke. **Physiotherapy** 2011, 97, 226–233.

BÓSON. Como funciona uma Ponte H. Disponível em: <
<http://www.bosontreinamentos.com.br/electronica/curso-de-eletronica/como-funcionau-ma-ponte-h-controle-direcional-de-motores-dc/>> Acesso em: 02 out. 2024.

Cochran, G.V.B. A primer of orthopaedic biomechanics. New York: **Churchill Livingstone**. 1992.

Chisholm, A. E., & Perry, S. D. (2012). Ankle-foot orthotic management in neuromuscular disorders: Recommendations for future research. **Disability and Rehabilitation Assistive Technology**, 2012.

Cumming, G.; Calin-Jageman, R. Introduction to the New Statistics: Estimation, Open Science, and Beyond, 1st ed.; Routledge: **Oxford**, UK, 2016.

Enoka, R.M. Neuromechanical basis of kinesiology. Champaign, IL: **Human Kinetics**. 1988

Embrey, D. G., Holtz, S. L., Alon, G., Brandsma, B. A., & McCoy, S. W.. Functional electrical stimulation to dorsiflexors and plantar flexors during gait to improve walking in adults with chronic hemiplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 91(5), 687-696. 2010

Gerrits, H. L., de Haan, A., Sargeant, A. J., Dallmeijer, A., & Hopman, M. T.. Altered contractile properties of the quadriceps muscle in people with spinal cord injury following functional electrical stimulated cycle training. **Spinal Cord**, 38(4), 214-223. 2000.

Hart, Daniel W., Eletrônica e Potência, Análise e projetos de circuitos. **McGraw Hill** 2012.

Hesse, Hermann. DEMIAN. Rio de Janeiro: **Nova Fronteira**, 1983; 72.

Horsley, William. "Orthotic functional electrical stimulation for drop foot of neurological origin." 2012.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 5725-1 a 6**. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results. Geneva: ISO, 1994–1998.

Jacobsen, B., & Webster, J.G. . Medicine and clinical engineering. Englewood Cliffs, NJ: **Prentice Hall**. 1977

Jakubowitz E, Jao D, Windhagen H, Stukenborg-Colsman C, Thomann A, Daniilidis K: Treatment options for neurogenic foot drop: a systematic literature research. **Z Orthop Unfall** 2017; 155: 402–8 Disponível em:
 <https://eref.thieme.de/ejournals/1864-6743_2017_04#/10.1055-s-0043-100760>

Jellema K, Canta LR, Tijssen CC, van Rooij WJ, Koudstaal PJ, van Gijn J: Spinal dural arteriovenous fistulas: clinical features in 80 patients. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**. 2003; 74: 1438–40 Disponível em: <<https://jnnp.bmj.com/content/74/10/1438>>

Johnson CA, Burridge JH, Strike PW, Wood DE, Swain ID: The effect of combined use of botulinum toxin type A and functional electric stimulation in the treatment of spastic drop foot after stroke: a preliminary investigation. **Arch Physical Medicine and Rehabilitation** 2004; 85: 902–9 Disponível em: <[https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)01024-4/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)01024-4/fulltext)>

Kesar T M, Perumal R, Jancosko A, Reisman D S, Rudolph K S, Higginson J S, BinderMacleod S A 2010. Novel patterns of functional electrical stimulation have an immediate effect on dorsiflexor muscle function during gait for people poststroke. **Physical therapy**, 90, 55-66. 2010.

Kormitart. Interruptor para 20 Leds. Disponível em: <<https://www.komitart.ru/radiolubitel/209-running-20-led-komitart.html>> Acesso em: 10 nov. 2024.

Kottink, A. I., Hermens, H. J., Nene, A. V., Tenniglo, M. J., Groothuis-Oudshoorn, C. G., & IJzerman, M. J. (2008). Therapeutic effect of an implantable peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop: A randomized controlled trial. **Physical Therapy**, 88(4), 437-448.

MAFFIULETTI, Nicola A.. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European Journal Of Applied Physiology*, [s.l.], v. 110, n. 2,, 15 maio 2010, p.223-234. **Springer Nature**. Disponível em : <<http://dx.doi.org/10.1007/s00421-010-1502-y>>

NICE. ODFS Pace and Pace XL functional electrical stimulation devices for treating drop foot. Disponível em <<https://www.nice.org.uk/advice/mib56/resources/odfs-pace-and-pace-xl-functional-electrical-stimulation-devices-for-treating-drop-foot-pdf-63499229886661>> Acesso em: 08 de Abril de 2025.

P.L. Melo, M.T. Silva, J.M. Martins, D.J. Newman,.technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies, *Clinical Biomechanics*, Volume 30, Issue 2, 2015, Pages 101-113, ISSN 0268-0033, <<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007>>

Paul S L, Sturm J W, Dewey H M, Donnan G A, Macdonell R A, Thrift A G 2005. Longterm outcome in the North East Melbourne Stroke Incidence Study: predictors of quality of life at 5 years after stroke. **Stroke**, 36, 2082-2086.

Perry J. Análise de marcha. Vol. 1: Marcha normal. **Ed. Manole**, 2004.

Perry J, Burnfield J.. Gait analysis: normal and pathological function. 2nd. Thorofare, NJ: **Slack Incorporated**. 2010

Petrofsky JS. Electrical stimulation: neurophysiological basis and application. *Basic Appl. Myol*; 14:205-13. 2004.

Popovic, M. R., Curt, A., Keller, T., & Dietz, V. (2001). Functional electrical stimulation for grasping and walking: Indications and limitations. **NATURE - Spinal Cord**, 39(8), 403-412.

Prnewswire. Bioness Receives FDA Clearance for the L300 Go™ System. 7 de Fev. de 2017. Disponível em: <<https://www.prnewswire.com/news-releases/bioness-receives-fda-clearance-for-the-l300-go-system-300402927.html>> Acesso em 08 de Abril de 2025.

Rooney JG, Currier DP, Nitz AJ. Effect of variation in the burst and carrier frequency modes of neuromuscular electrical stimulation on pain perception of healthy subjects. **Phy Ther** 72:800 - 6. 1992.

Rabischong E. Surface action potentials related to torque output in paraplegics' electrically stimulated quadriceps muscle. **Med Eng Phys** 18:538-547. Disponível em <[http://dx.doi.org/10.1016/1350-4533\(96\)00001-X](http://dx.doi.org/10.1016/1350-4533(96)00001-X)> 1996.

SANCHES, M. Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos. Ilha Solteira: UNESP, 2013

SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth C. Microeletrônica. 5. ed. São Paulo: **Pearson**, 2007.

SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth C. *Microelectronic Circuits*. 7. ed. **New York**: Oxford University Press, 2014.

Sharrard, W.J.W. The distribution of the permanent paralysis in the lower limb in poliomyelitis; a clinical and pathological study. *J. Bone Jt. Surg. Br. Vol.* 1955, 37-B, 540–558. Disponível em: <<https://doi.org/10.1302/0301-620X.37B4.540>>

Stein, Richard B. et al. Surface electrical stimulation for foot drop: Control aspects and walking performance. *Journal Of Automatic Control*, [s.l.], v. 18, n. 2, p.47-52, 2008. **National Library of Serbia**. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.2298/jac0802047s>>

STEVENS, P. M. Lower Limb Orthotic Management of Duchenne Muscular Dystrophy: A Literature Review. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 18, n. 4, p. 111-119, 2006.

Stein RB, Everaert DG, Thompson AK, Chong SL, Whittaker M, Robertson J, et al. Long-Term therapeutic and orthotic effects of a foot drop stimulator on walking performance in progressive and nonprogressive neurological disorders. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. 2009;24(2):152-167. Disponível em: <[doi:10.1177/1545968309347681](https://doi.org/10.1177/1545968309347681)>

Steindler A. Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions. Springfield, IL: **Charles C. Thomas**; 1973.

STMICROELECTRONICS. Datasheet da Ponte H L298N. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/html-pdf/22440/STMICROELECTRONICS/L298N/1619/1/L298N.html>> Acesso em: 2 out. 2024.

STROJNIK, P.; ACIMOVIC, R.; VAVKEN, E.; SIMIC, V.; STANIC, U. Treatment of drop foot using an implantable peroneal underknee stimulator. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 19, n. 1, p. 37–43, 1987. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7036729/>> Acesso em: 18 maio 2025.

Sutherland, D. H. Gait Disorders in Childhood and Adolescence (p.130) by, 1984, Baltimore: **Williams & Wilkins**. 1984

Sumrom Group. DC-DC Step Up Boost 4A - XL6009. Disponível em: <<https://www.sunrom.com/p/step-up-dc-dc-based-on-xl6009>> Acesso em: 2 nov. 2024.

TOCCI, Ronald J. Sistemas digitais: princípios e aplicações. 10ª ed. São Paulo: **Pearson Prentice Hall**, 2011.

Tokuhashi Y, Matsuzaki H, Uematsu Y, Oda H. Symptoms of thoracolumbar junction disc herniation. **Spine**. 2001;26:E512–E518. Disponível em: <https://journals.lww.com/spinejournal/abstract/2001/11150/symptoms_of_thoracolumbar_junction_disc_herniation.21.aspx>

Van der Salm A, Nene AV, Maxwell DJ, Veltink PH, Hermens HJ, IJzerman MJ: Gait impairments in a group of patients with incomplete spinal cord injury and their relevance regarding therapeutic approaches using functional electrical stimulation. **Artificial Organs** 2005; 29: 8–14 Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1525-1594.2004.29004.x>>

Vaughan, C. L., Davis, B. L., O'Connor, J. C.. Dynamics of Human Gait (2nd ed.). Cape Town, South Africa: **Kiboho Publishers**. 1999

Vlahovic TC, Ribeiro CE, Lamm BM, et al.: A case of peroneal neuropathy-induced footdrop. Correlated and compensatory lower-extremity function. **American Podiatric Medical Association**. 2000; 90: 411–20. Disponível em: < DOI: 10.7547/87507315-90-8-411>

VODOVNIK, L. *Collected works*. Ljubljana, Slovenia: Fakulteta za elektrotehniko, 2003. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7036729>> Acesso em: 18 maio 2025.

Wilkie K, Shiels J, Bulley C, Salisbury L. Functional electrical stimulation (FES) impacted on important aspects of my life - A qualitative exploration of chronic stroke patients' and carers perceptions of FES in the management of dropped

foot. **Physiotherapy: Theory and Practice** 2011;28(1):1-9. Disponível em:
<doi:10.3109/09593985.2011.563775>

Winchester, P., Carollo, J. J., & Habasevich, R.. Physiologic costs of reciprocal gait in FES assisted walking. **Paraplegia**, 32(10), 680-686. 1994

Webster, J. G. Electronic devices for rehabilitation. **Jonh Wiley & Sons inc.** 1985

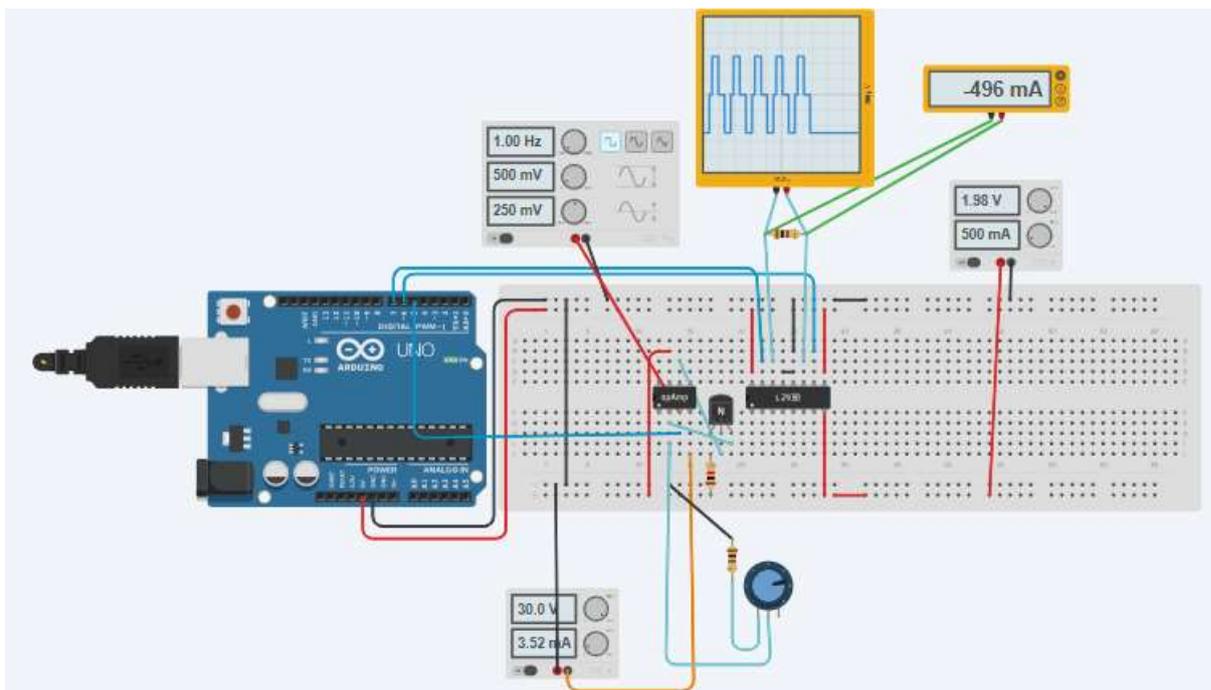
Zollo L, Zaccheddu N, Ciancio AL, Morrone M, Bravi M, Santacaterina F, et al. Comparative analysis and quantitative evaluation of ankle-foot orthoses for foot drop in chronic hemiparetic patients. **Eur J Phys Rehabil Med** 2015;51:185-96. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25184801>>

Apêndice A - Programação do microcontrolador.

```
1  
2  const int outputPin = 9; // Pino de saída do pulso  
3  const int intervalo = 10000; // Tempo entre pulsos em milissegundos (1,1s)  
4  const float pulseDuracao = 100; // Duração do pulso em ms  
5  // - considerando o Trem de pulso de 100Hz  
6  
7  void setup() {  
8      pinMode(outputPin, OUTPUT);  
9      Serial.begin(115200); // Inicializa a comunicação serial  
10 }  
11  
12 void loop() {  
13  
14     digitalWrite(outputPin, HIGH); // Envia o pulso HIGH  
15     delayMicroseconds(pulseDuracao);  
16     digitalWrite(outputPin, LOW); // Retorna para LOW  
17  
18 }
```

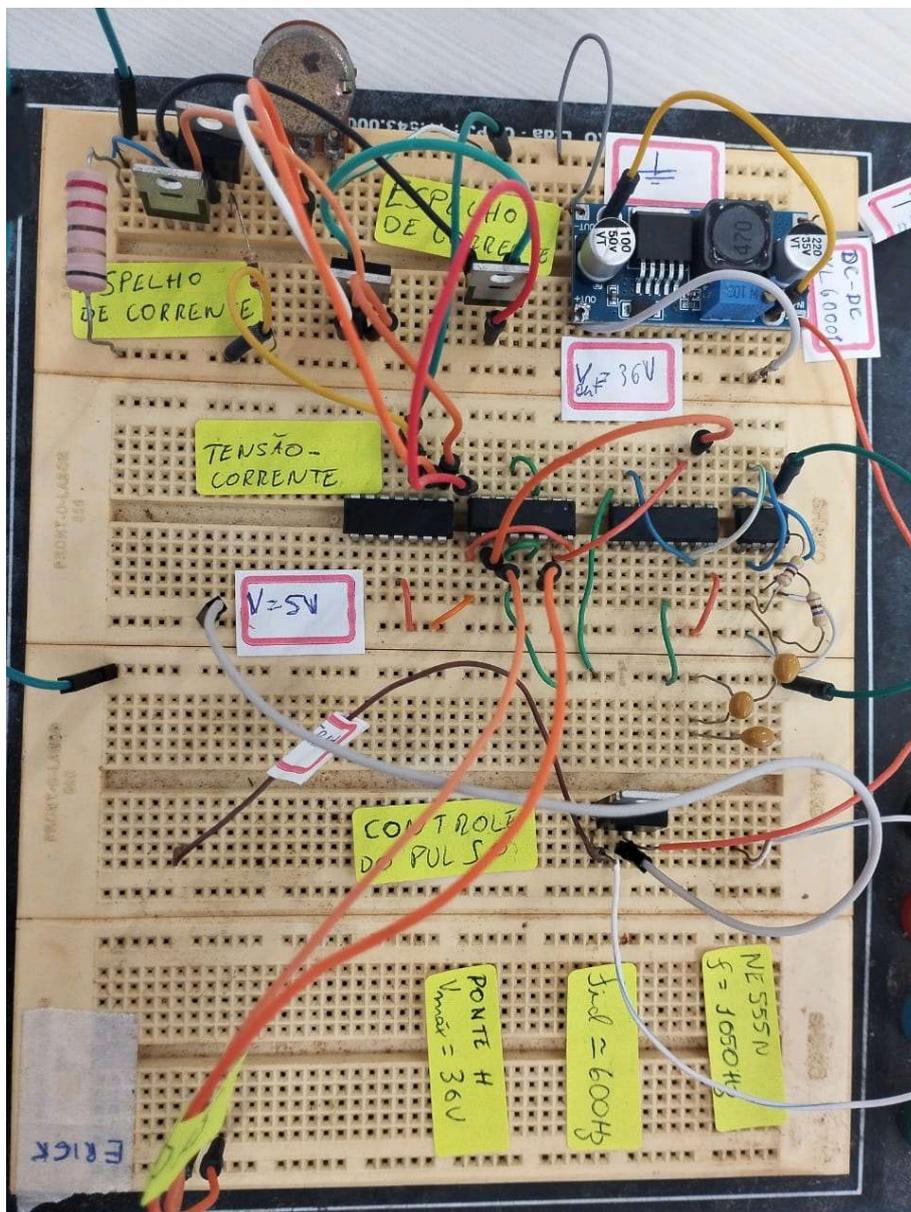
Fonte: Autor (2025).

Apêndice B - Simulação de parte do protótipo no TinkerCad



Fonte: Autor (2025).

Apêndice C - Projeto final



Fonte: Autor (2025).

