

# Dispositivo Eletrônico para Auxiliar na Correção da Síndrome do Pé Caído

**Autores:**  
Eloah Marvila Padrone  
Rebeca Apolinário Goulart

**Orientador:**  
Altair Martins dos Santos

Escola Técnica Estadual Henrique Lage (FAETEC)

Niterói, Rio de Janeiro

eloaherebecamg@gmail.com

## Introdução

### I. O que é

Quando se fala do pé caído ou marcha escarvante, trata-se de uma consequência de uma lesão na maioria das vezes, no nervo fibular, cuja pessoa não é mais capaz de fazer o movimento de dorsiflexão, o que acaba mudando a sua marcha, dificultando o andar e, devido a isso, provocando quedas constantes. Apesar de já ter sido desenvolvido uma órtese para que a marcha patológica escarvante se torne mais próxima da marcha humana normal, mesmo com o uso dela, o pé do usuário fica paralisado e seus movimentos limitados, sendo pouco eficiente. Pensando nisso, está sendo elaborado um dispositivo para auxiliar na correção desta síndrome que possibilitará a execução do movimento de dorsiflexão e uma maior flexibilidade para o andar do portador. Em segundo plano, também foi desenvolvido uma nova função para o dispositivo, que disponibiliza para os portadores um exercício de mobilidade do tornozelo, com o intuito de melhorar a flexibilidade.

### II. Problema

A ausência do movimento de dorsiflexão do pé nos indivíduos acometidos pela Síndrome do Pé Caído, o que prejudica a caminhada.

### III. Justificativa

A urgência de um aparelho automatizado que atenda às necessidades dos portadores da Marcha Escarvante, dito que as órteses desenvolvidas para essa disfunção, por não serem automatizadas, apresentam caráter fixo, isto é, deixam o pé numa posição única e anteriormente estabelecida pelos profissionais.

### IV. Objetivo

#### • Objetivo Geral

Realizar o movimento dorsiflexor, ausente na marcha escarvante e assim reduzir a grande elevação do joelho que os portadores realizam para não arrastar o pé no chão, melhorando a locomoção.

#### • Objetivo Secundário

Estimular a mobilidade do tornozelo por meio de um exercício, realizando o movimento de dorsiflexão e mantendo o pé nessa posição por algum tempo. Esse exercício evitará o enrijecimento decorrente do longo tempo do pé mantido em Plantiflexão.



Figura 1 – Movimento de Dorsiflexão ausente na marcha do portador (Foto tirada pelo grupo)

Figura 2 – Movimento de Plantiflexão realizada pelo portador na marcha (Foto tirada pelo grupo)



Figura 3 – Exercício usado como inspiração (Foto tirada pelo grupo)

Foi medido através de um amperímetro que, ao dar um passo, o motor consome 1 ampère de corrente. Caso seja usada uma bateria de 1 ampère hora, o tempo de duração da bateria será de 1 hora. Assim, há um problema de autonomia.

$$1Ah = 1A \times T$$

$$T = 1Ah / 1A$$

$$T = 1h$$

### • Segundo protótipo

Devido aos problemas de torque e autonomia do primeiro protótipo, foi montado o segundo e testado seu funcionamento. Para solucionar o problema de torque insuficiente enfrentado na primeira estrutura, foi necessário fazer com que a segunda tivesse uma distância de alavanca bem menor que a do primeiro, visto que quanto menor for essa distância, menor será o torque exigido para levantar o pé. Por isso, foi decidido que, ao invés de usar a rotação diretamente do eixo do motor, seria acoplada uma engrenagem que transmitiria esse movimento de rotação a uma fita de poliéster que, então, puxará a ponta do pé. Dessa maneira, o comprimento de alavanca passou a ser a distância entre o eixo do motor e a borda da engrenagem, ou seja, o raio dessa engrenagem, o qual mede, aproximadamente, 1,32 cm.

### Autonomia

No segundo protótipo, foi medida uma corrente de 75 mA a cada passo, configurando uma autonomia muito maior e duradoura, ideal para o projeto. Nesse caso, se fosse usado uma bateria de 1 ampère hora, o tempo de duração seria de 13 horas.

$$1Ah = 0,075mA \times T$$

$$T = 1Ah / 0,075mA$$

$$T = 13h$$

Para fins de demonstração, foi utilizada uma bateria de 4,8Ah. Dessa forma, o protótipo funcionará por 64 horas sem precisar ser recarregado.

$$4,8Ah = 0,075A \times \text{Tempo (h)}$$

$$\text{Tempo (h)} = 64h$$

### Motor ideal

Considerando os fatores supracitados, foi necessário achar o valor de torque ideal do motor, o que dependerá do peso ideal de cada indivíduo. Para isso, desenvolveu-se uma fórmula que associa o peso corporal do indivíduo ao torque que o motor deve ter. De acordo com o site NUTRITOTAL, o peso do pé é aproximadamente 1,5% da massa do corpo.

Fórmula demonstrada:

$$\text{Torque (kgf cm)} = \text{Força (kgf)} \times \text{Distância (cm)}$$

$$\text{Torque (kgf cm)} = \text{Força peso do pé} \times \text{Comprimento de alavanca (cm)}$$

$$\text{Torque (kgf cm)} = \text{Força peso do pé} \times 1,32\text{cm}$$

$$\text{Torque (kgf cm)} = 0,015 \times \text{massa corporal (kgf)} \times 1,32\text{ cm}$$

$$\text{Torque} = 0,0198 \times \text{massa corporal}$$

### 3º etapa: Desenvolvimento do Modo Exercício

Foi elaborada também uma segunda função para o protótipo, a qual fará com que o usuário realize exercícios contínuos de dorsiflexão - forçando o pé a ficar nessa posição por alguns segundos -, o que vai melhorar a flexibilidade da articulação e impedir que o pé enrijeça na posição de plantiflexão. Foi utilizado um botão para alternar as funções do protótipo. Dessa forma, quando o led vermelho estiver ligado, significa que o protótipo está em seu modo habitual de andar e quando o led verde estiver ligado, indica que ele está em seu modo de exercício. Também foi utilizado um potenciômetro que permitirá ao usuário ajustar o tempo de exercício de acordo com o seu tratamento.

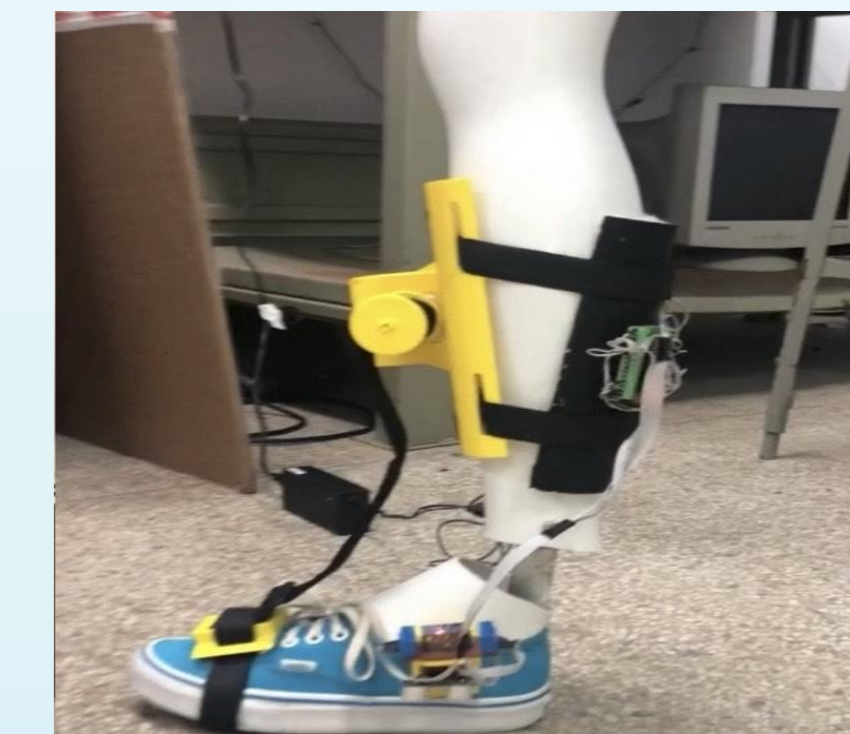


Figura 13 - Segundo protótipo sendo testado. (Foto tirada pelo grupo)



Figura 14 - Engrenagem usada a fim de diminuir a alavanca. (Foto tirada pelo grupo)

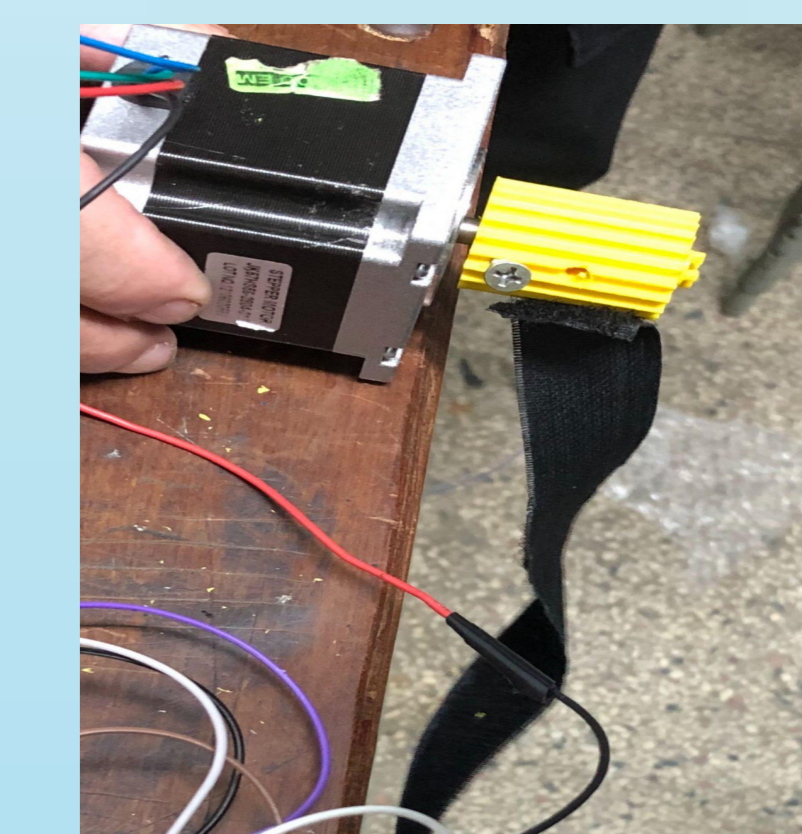


Figura 15 - Motor sendo testado com uma fita de poliéster (Foto tirada pelo grupo)

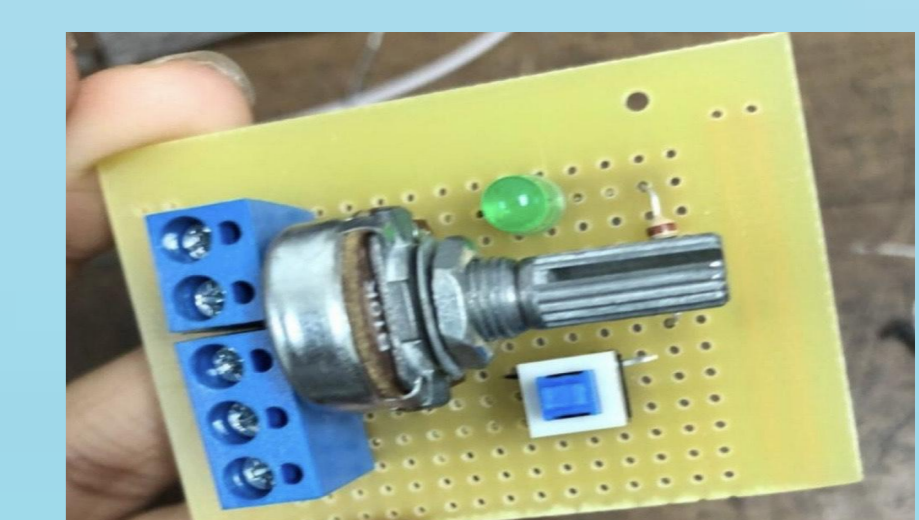


Figura 16 - Placa na qual foi montado o circuito do modo exercício. (Foto tirada pelo grupo)

## Métodos

O início do desenvolvimento do projeto se deu através de pesquisas bibliográficas sobre a doença e os possíveis componentes a serem usados, para adquirir informações. Logo após, realizou-se algumas entrevistas e pesquisas com a fisioterapeuta e engenheira biomédica Adriane Mara de Souza, para sanar as dúvidas e confirmar a pesquisa. Com todos os dados em mente, iniciou-se os testes e montagem de dois protótipos para atender o objetivo instituído.

### 1º etapa: Planejamento

A princípio, procurou-se um sensor que pudesse detectar, com precisão, o ângulo que o pé forma com o chão durante a caminhada. Em seguida, procurou-se um sensor que pudesse detectar a distância entre o pé e o chão. Com os sensores definidos, começou-se a busca pelo motor ideal acompanhado do driver e ligando todos a um microcontrolador. Ao final, foi acoplada uma bateria para que o protótipo pudesse funcionar fora da tomada.



Figura 4 – Sensor Acelerômetro (Fonte: Casa do led)



Figura 5 – Sensor de Ultrassom (Fonte: Amazon)



Figura 6 – Arduino Nano (Fonte: Wj Componentes Eletrônicos)



Figura 7 – Bateria de lítio recarregável (Fonte: Mercado Livre)

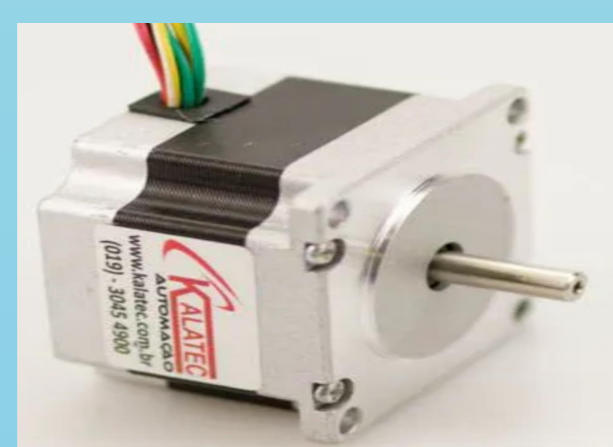


Figura 8 – Motor de passo (Fonte: Kalatec)

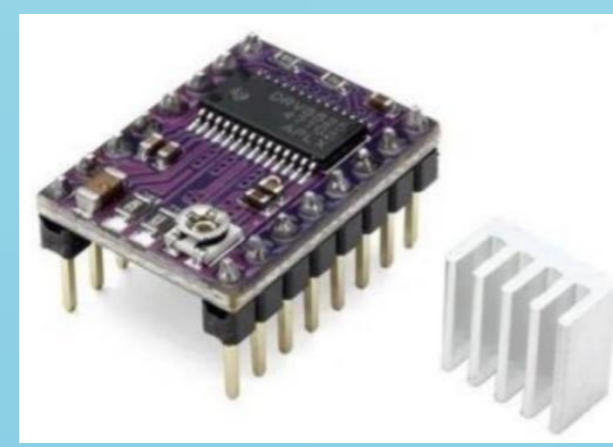


Figura 9 – Driver DRV8825 (Fonte: FilipeFlop)

### 2º etapa: Construção dos protótipos

Foi elaborado um protótipo mecânico que simula uma perna humana.

#### • Primeiro protótipo

O primeiro protótipo foi montado a partir de 3 partes principais: uma barra de madeira, representando a perna; as hastes de alumínio, que serão rotacionadas pelo motor – que se encontra fixado na parte inferior da barra de madeira –, com o intuito de simular o tornozelo; e um molde de uma sola de pé, feito em uma impressora 3D. Foram aderidos o sensor de ultrassom e o sensor acelerômetro a essa estrutura.

Após testar o protótipo, observou-se que ele consegue demonstrar o movimento de dorsiflexão, mas notou-se um problema de insuficiência de torque. Para haver rotação, o torque do motor deve ser maior do que o gerado pela força aplicada na alavanca, o que não ocorria no protótipo. Por isso, foi necessário descobrir o valor do torque real do motor usado. Assim, visando medir a força que o motor estava fazendo na ponta da alavanca de 12,5 cm, foi utilizada uma balança tarada, acionando o motor e vendo o valor no momento da colisão da haste com a balança. Verificou-se, então, que a força do motor na ponta das hastes era de aproximadamente 0,25 kgf. Com isso, foi possível calcular o torque do motor com a seguinte fórmula:

$$\text{Torque (kgf cm)} = \text{Força (kgf)} \times \text{Distância (cm)}$$

Substituindo os valores na fórmula, foi encontrado:

$$\text{Torque} = 0,25 \text{ kgf} \times 12,5 \text{ cm} = 3,125 \text{ kgf cm}$$

Dessa forma, foi definido que o motor de passo tem um torque de aproximadamente 3,125 kgf cm, bem menor do que o torque informado pelo fornecedor, que era de 12 kgf cm. Nesse caso, como um pé humano adquire peso maior que 0,25 kgf, averiguou-se que esse protótipo não teria torque suficiente para levantar um pé.

### Autonomia

Calculou-se a autonomia do protótipo através da fórmula a seguir:

$$\text{Carga} = \text{Corrente} \times \text{Tempo}$$

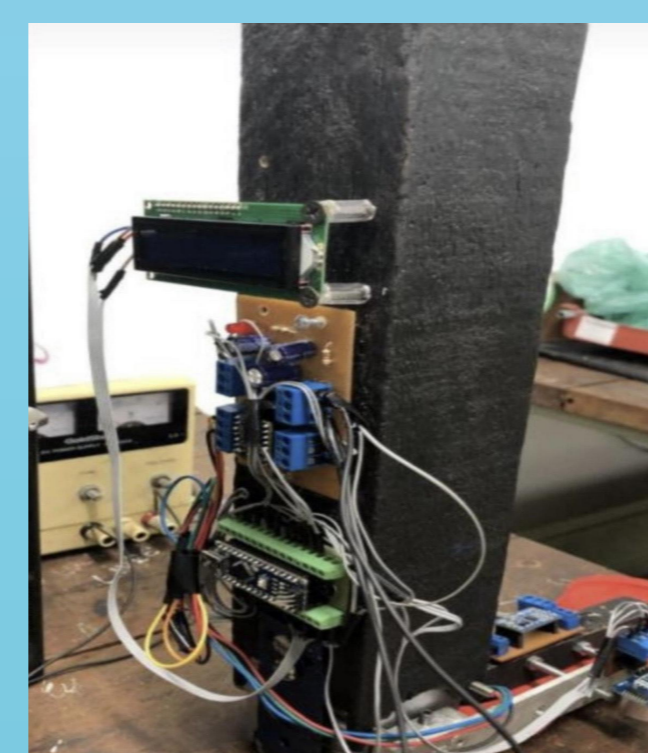


Figura 10 - Primeiro protótipo sendo testado (Foto tirada pelo grupo)



Figura 11 - Balança medindo a força do motor (Foto tirada pelo grupo)



Figura 12 - Corrente consumida pelo protótipo durante o passo (Foto tirada pelo grupo)

## Conclusões

- Em vista de todos os testes e análises, concluiu-se que a combinação do motor e dos sensores mencionados acima será, de fato, importante para a efetivação do projeto.
- A partir de reuniões feitas com a fisioterapeuta Adriane Mara de Souza, foi descoberto que o pé não deve realizar a dorsiflexão até que ele tenha saído completamente do chão, uma vez que isso poderia atrapalhar no impulso gerado pelo pé nessa fase da marcha, o qual é extremamente importante para a caminhada. Assim, a fim de fazer com que a dorsiflexão só seja realizada quando a ponta do pé não estiver em contato com o chão, será acoplado um sensor de distância a laser que detectará esse momento da marcha com precisão.
- Por fins de segurança, será adicionada uma chave de fim de curso ao protótipo, com o intuito de impedir que o motor ultrapasse o limite de rotação desejado, evitando acidentes.
- Foi cogitado a possibilidade de, no futuro – quando o projeto estiver mais desenvolvido –, ser adicionado um programa que correlacione a velocidade que o usuário anda no dia-a-dia com a velocidade da dorsiflexão, a fim de permitir que o dispositivo se adeque às necessidades de cada indivíduo.
- Será adicionado um display OLED ao segundo protótipo, que exibirá o valor do tempo em segundos a ser variado pelo potenciômetro, permitindo o usuário escolher o tempo de exercício conforme seu tratamento.
- Para realizar os testes do dispositivo em pessoas portadoras da síndrome, será enviado um email pedindo permissão ao Comitê de Ética, ressaltando que os testes não provocarão nenhum dano à saúde dos usuários.

## Referências

- LUCARELI R.G, 1993. Análise da marcha: marcha patológica. Disponível em: [http://analisedemarcha.com/marcha\\_patologica.php](http://analisedemarcha.com/marcha_patologica.php) (Acesso em 11 de novembro de 2021).
- MACEDO. R, 2020. Síndrome do pé caído. Disponível em: <https://drrodrigomacedo.com.br/2021/09/13/sindrome-do-pe-caido/#:~:text=A%20s%C3%ADndrome%20do%20p%C3%A9%20ca%C3%ADdo,ou%20marcha%20do%20p%C3%A9%20ca%C3%ADdo> (Acesso em 6 de março de 2022).
- MARCA NORMAL – CICLOS E FASES DA MARCA, Caed UFMG. YOUTUBE. 5 de abril de 2018. 1 vídeo (12 minutos e 56 segundos), disponível em <https://youtu.be/Qjj84musSpk>. (Acesso em 2 de junho).
- MARCA PATOLÓGICA ESCARVANTE, Guilherme Minatto. YOUTUBE. 13 de novembro de 2020. 1 vídeo (14 minutos e 07 segundos), disponível em: <https://beOhB58MW7ow8>. (acesso em 10 de abril de 2022).
- RUIZ L.M. Revista Unilus: Ensino e pesquisa v. 14, n 37, 2017. 191 p. Disponível em: <http://revista.unilus.edu.br/index.php/ruep/article/view/913> (acesso em 16 de maio de 2021)
- SOUZA, TAVARES. A marcha humana: uma abordagem biomecânica. Departamento de Engenharia Mecânica Portugal, 2010. 09 p. Artigo.