



PRÓTESE ATIVA DE PÉ: PROTÓTIPO DIGITAL, MODELAGEM E CONTROLE.

ENEBI 2022

Carolina Martins Cunha [0000-0002-4689-7912], **Universidade Federal do Espírito Santo**, ccarolmcunha@gmail.com

Gabriela Arrevabene Caprini [0000-0002-1563-6154], **Universidade Federal do Espírito Santo**, gacaprini@hotmail.com

Rafhael Milanezi de Andrade [0000-0002-2839-3649], **Universidade Federal do Espírito Santo**, rafhael.andrade@ufes.br

Resumo. A amputação do pé pode acontecer por diversos fatores e provocar modificações severas no padrão de marcha do indivíduo, reduzir sua mobilidade e gerar lesões. Pesquisadores têm dedicado esforços para desenvolver próteses transtibiais capazes de reproduzir o movimento saudável do pé e reabilitar o amputado. A prototipagem digital é uma abordagem eficiente para o desenvolvimento de produtos permitindo projeto, visualização e simulação de peças antes de serem fabricadas. Este trabalho apresenta o protótipo digital, a modelagem dinâmica e o controle preliminar de uma prótese ativa de pé. É composta pelo motor EC60-flat-200W (Maxon Motors, Suíça) integrado a um redutor harmônico CSG-50-20- 2UH (Harmonic Drive AG, Alemanha). Os demais componentes foram projetados encapsulados em uma estrutura adequada para função. Resultados indicam que a prótese projetada é promissora para função proposta, com 1,870kg e altura de 162,85mm e capaz de gerar em simulações 0,84N.m/kg de torque e 3,77rad/s de velocidade angular.

Palavras chave: Prótese, pé, prótese ativa, biomecânica, robótica.

1. INTRODUÇÃO

O pé é a única parte do corpo que toca o solo ao caminhar e é um sistema complexo de ossos, músculos, nervos e juntas que permitem realizar os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, essenciais para caminhar, e de eversão-inversão que trazem conforto para a adaptação do contato com o solo (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Desde 2008 o SUS realizou 5.900.162 amputações ou desarticulações de membro inferior no Brasil (SUS, 2022). Esses procedimentos provêm de traumas, doenças infecciosas, doenças parasitárias, doença do sistema vascular periférico, etc. (Ministério da Saúde Secretaria de Atenção à Saúde Departamento de Ações Programáticas Estratégicas BRASIL, 2014). A perda de um membro inferior pode provocar modificações severas no padrão da marcha de uma pessoa, reduzindo sua mobilidade, podendo gerar lesões além de comprometer a saúde da pessoa amputada, pois sem o uso de uma prótese adequada, esta poderá desenvolver o sedentarismo e agravar outras comorbidades.

As próteses transtibiais podem ser classificadas como passivas, semiativas e ativas. As próteses passivas são as mais utilizadas pelos amputados. São de baixo custo, pouca tecnologia e com os menores preços, uma vez que não possuem controles para amortecimento e fornecimento e consumo de energia. As semiativas possuem maior tecnologia agregada uma vez que vão apresentar algum tipo de controle para o amortecimento, durante a fase de apoio, o que requer um microcontrolador embarcado. Por fim, as próteses ativas possuem, além de um controle para o amortecimento, um sistema que fornece energia para suprir a potência ativa necessária para realizar os movimentos de um membro saudável (MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR, 2009; CHERELLE et al., 2014; VERSLUYS et al., 2009).

As limitações das próteses de pé atuais e o elevado custo das próteses mais tecnológicas, incentivam o desenvolvimento de novos modelos de próteses de pé mais adequados para substituir o membro amputado, ou seja, próteses ativas.

Próteses ativas publicadas em artigos, em sua maioria, apresentam um peso elevado e apenas realizam os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar. Seus testes de bancada relatam métricas satisfatórias dos parâmetros exigidos de um tornozelo saudável, entretanto, quando são aplicados os testes em pessoas amputadas, tais voluntários relatam dificuldade em utilizar a prótese e ainda apresentam gasto metabólico elevado (AU; WEBER; HERR, 2009).

Portanto, apesar das recentes evoluções tecnológicas e aumento das pesquisas na área de próteses em geral, ainda se faz necessário o progresso no desenvolvimento de dispositivos ativos para amputações de membro inferior, proporcionando o crescimento das opções disponíveis ao público. Este trabalho propõe desenvolver o protótipo digital de uma prótese ativa de pé para amputados transtibiais com características de potência, peso e volume próximos ao do tornozelo-pé saudável (CHUMACERO et al., 2018).



enebi 2022

2. PROTÓTIPO DIGITAL

2.1 Parâmetros para uma prótese de pé ativa

Sinitski et al. (2012) apresentam um grande estudo do ciclo de marcha com 12 voluntários amputados transtibiais e 12 voluntários não amputados de características físicas similares aos amputados. Nesse estudo foram comparadas as marchas dos 24 voluntários em três percursos: marcha em solo nivelado, subindo e descendo escadas. Nesses três ciclos foram observados os parâmetros de momento, velocidade angular e potência necessária na junta do tornozelo. Assim, é possível observar um comparativo entre o membro do pé saudável e as necessidades que devem ser cumpridas quando ele é amputado.

Comparando os parâmetros de referência e estabelecendo uma média dos gráficos apresentados em Sinitski et al. (2012), Richards (2018) e Au et al. (2008), os valores desejados para torque, velocidade angular e potência são: pico de torque 1,2 Nm/kg, pico de velocidade angular 56 rpm e pico de potência 2 W/kg.

Segundo Lemoyne (2015) os maiores objetivos para o design de uma prótese ativa biomimética são:

- Possuir tamanho e peso correspondentes ao usuário;
- Fornecer torque e velocidade característicos ao ciclo de marcha;
- Armazenar energia durante a fase de apoio e gerar energia para a retirada do calcanhar;
- Imitar a rigidez não linear durante a dorsiflexão controlada.

Au et al. (2008) quantificaram alguns desses objetivos, concluindo que a altura máxima deve ser de 180mm, além de possuir até 2,5% da massa total do corpo humano. Dessa forma, considerando um indivíduo com massa próxima a da média populacional e igual a 71,6 kg, a massa total da prótese não deve exceder 1,79 kg.

2.2 Mecanismo da prótese

Com o objetivo de unir à prótese ativa de joelho já fabricada e em fase de testes do Laboratório de Robótica e Biomecânica na UFES (FIOREZI et al., 2021), a prótese de pé ativa do presente trabalho, mostrada na Fig. (1), foi idealizada com um motor em série com um redutor harmônico, protegidos e fixados por uma carcaça superior. A redução é fixada junto a um disco, para delimitar os limites mecânicos do atuador, que se une a uma carcaça inferior resultando no movimento de um grau de liberdade que se assemelha ao movimento de dorsiflexão e flexão plantar desejado.

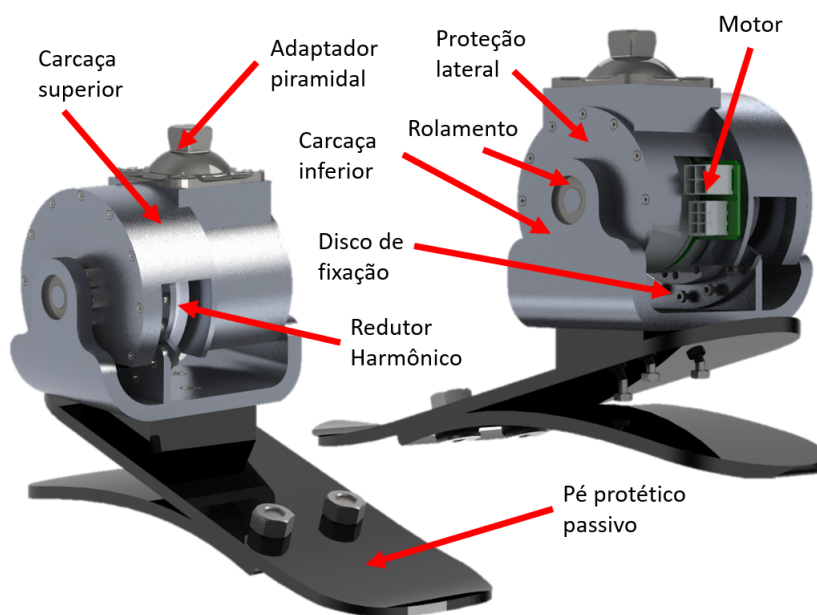


Figura 1. Protótipo digital

Por já haver um mercado consolidado de próteses passivas de pé com excelente resposta a carga, peso, durabilidade e resistência mecânica do componente, este item do protótipo foi selecionado como um componente e fixada na carcaça



enebi 2022

inferior. Portanto, como parte plantar inferior da prótese, foi selecionado o pé protético Celsus (College Park, EUA) por apresentar menor altura e massa comparado aos outros modelos disponíveis no mercado.

2.3 Seleção dos componentes

Os modelos de motor e redutor harmônico selecionados foram os EC-60-Flat-200W-V2 24V (Maxon Motors, Suíça) e CSG-50-20-2UH (Harmonic Drive AG, Alemanha). Com relação aos rolamentos e o pé protético comercial, foram escolhidos o rolamento 6900zz (NSK, Japão) e o modelo Celsus (CollegePark, EUA).

As peças a serem usinadas que compoem a prótese são as carcaças superior e inferior, as proteções laterais e o disco de fixação. O material escolhido para fabricação dos componentes citados é o Alumínio 7075-T6.

2.4 Modelagem dinâmica

Para o desenvolvimento da modelagem dinâmica, é aplicada a lei de Kirchoff no circuito elétrico da armadura do motor CC (OGATA,2010):

$$L_a \frac{di_a}{dt} + R_a i_a + V_m = V_a \quad (1)$$

L_a , i_a , R_a e V_a são a indutância, a corrente, a resistência e a tensão de alimentação da armadura do motor.

Pela 2ª Lei de Newton aplicada ao eixo do motor:

$$\sum T_{em} = T_m - T_{rp} - C_{em} \frac{d\theta_m}{dt} = J_{em} \frac{d^2\theta_m}{dt^2} \quad (2)$$

T_{em} é a somatória dos torque sobre o eixo do motor: torque desenvolvido pelo motor T_m , de reação da prótese no eixo do motor T_{rp} , C_{em} é o coeficiente de atrito viscoso no eixo do motor, θ_m é o deslocamento angular do eixo do motor e J_{em} é a soma das inércias do rotor do motor J_m e da redução J_r .

T_{rp} , por ser resultado de uma redução, pode ser calculado como o produto entre o torque da prótese como carga T_p e a razão de redução ($n= 1/(50+1)$):

$$T_{rp} = nT_p = n(J_{pc} \frac{d^2\theta_p}{dt^2} + T_{ext}) \quad (3)$$

J_{pc} é a inércia polar da prótese completa θ_p é a posição angular da prótese e T_{ext} são os torque externos que a prótese pode ser submetida.

Por fim, a equação geral da modelagem dinâmica resultante pode ser escrita da seguinte maneira:

$$k_t i_a = C_{em} \frac{d\theta_m}{dt} + (J_{em} + n^2 J_{pc}) \frac{d^2\theta_m}{dt^2} = C_{em} \frac{d\theta_m}{dt} + J_e \frac{d^2\theta_m}{dt^2} + nT_{ext} \quad (4)$$

k_t é a constante de torque do motor e J_e é a relação não linear entre J_{em} e J_{pc} .

2.5 Sistema de controle

Aplicando a transformada de Laplace na Eq. (1) e na Eq. (4) é possível relacioná-las e obter uma malha de controle fechada com o sinal de entrada sendo o ângulo de posição, um controlador PID e o torque externo considerado como um sinal de distúrbio ao sistema mostrada na Fig. (2).

Para as simulações de funcionamento da modelagem mecânica, o controlador PID foi sintonizado pelo PID Tuner do MATLAB® com um tempo de resposta de 15 ms e robustez de 0,7. Os valores dos ganhos do controlador encontrados foram $K_p = 9,11960$, $K_i = 105,44201$ e $K_d = 0,06479$.

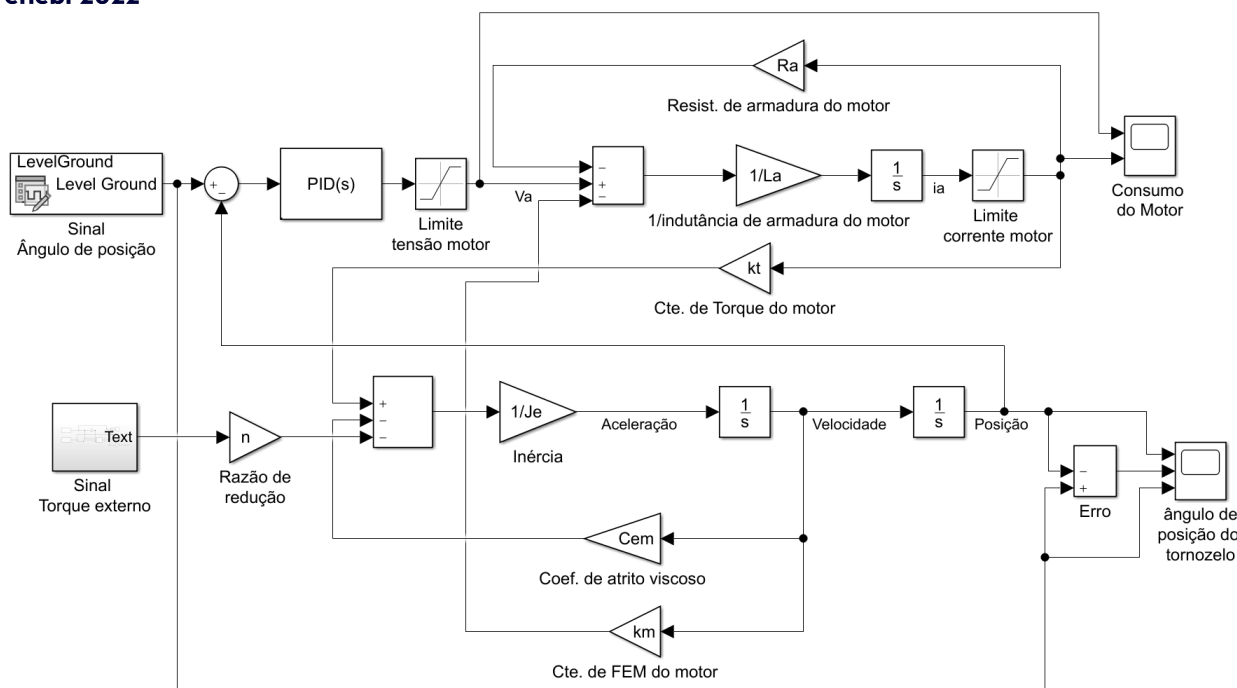


Figura 2. Malha de controle

A Figura (3) apresenta o gráfico obtido na simulação em ambiente Simulink no MATLAB®. Utilizando um tempo de 1.4s para o ciclo da marcha em solo nivelado a prótese é capaz de suportar 70% do torque externo.

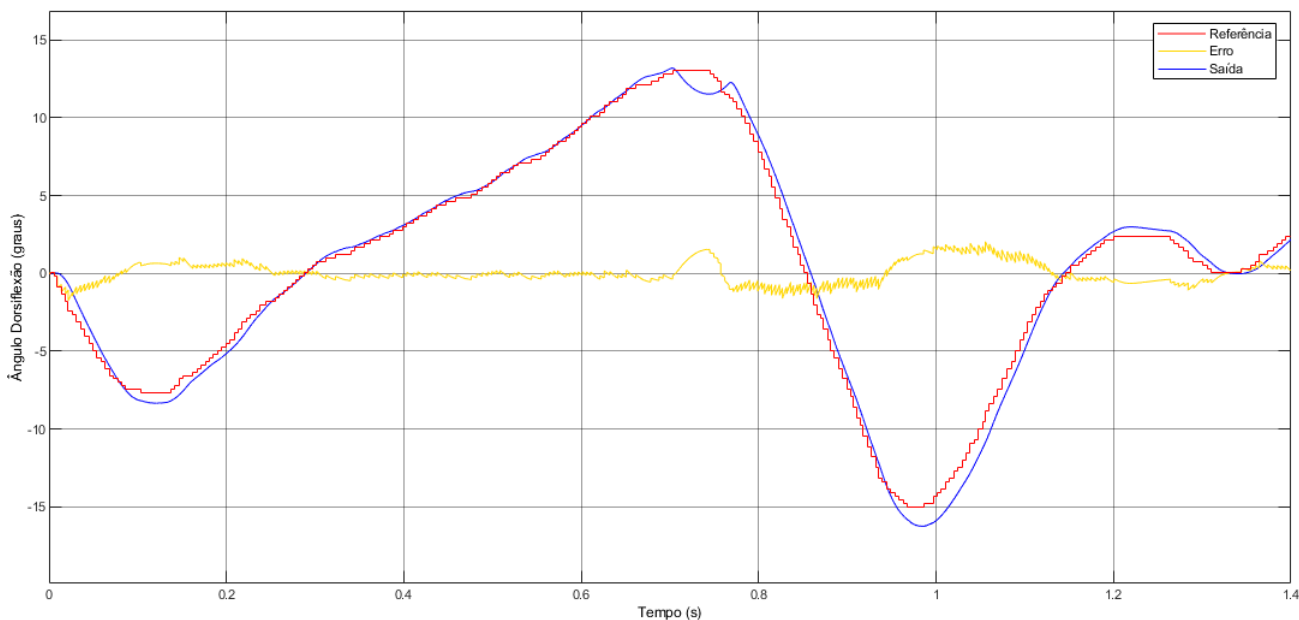


Figura 3. Resposta do modelo dinâmico para posição da prótese em solo nivelado

3. RESULTADOS E CONCLUSÕES

3.1 Dimensões

O modelo digital foi desenvolvido no programa SolidWorks onde se pode estimar a massa total da prótese e quantificar as dimensões finais da montagem de toda a estrutura. Os valores obtidos foram altura de 162,85mm, 111mm de largura e massa total de 1,870kg. O protótipo atende o limite de altura proposto de 180 mm, mas ultrapassa em 4,48% o peso



enebi 2022

máximo estabelecido para uma pessoa de 71,6 kg. Essa extrapolação do peso já era esperada e, portanto, estudos de redução de massa serão realizados com o objetivo de obter uma versão final da prótese que atenda o limite de massa.

Uma estimativa do preço total da prótese também foi realizada por meio de pesquisa no mercado nacional, resultando em um valor de R\$ 57.220,00, que configura cerca de 23,8% do preço da única prótese transtibial ativa já comercializada, a iWalk BiOM.

3.2 Simulações

A partir das simulações de funcionamento realizadas, foi constatado que o modelo digital proposto é capaz de gerar 0,84N.m/kg de pico de torque e pico de velocidade angular de 3,77rad/s. Com a implementação do controlador PID, o modelo é capaz de reproduzir tanto um ciclo de marcha saudável, quanto os movimentos de subir e descer escadas, uma vez que os resultados mostram a capacidade de reproduzir, respectivamente, 70% e 80% do torque necessário, indicando que a prótese de pé ativa projetada é, portanto, promissora para função proposta.

4. REFERÊNCIAS

- AU, S.; BERNIKER, M.; HERR, H. Powered Anklefoot Prosthesis To Assist Levelground And Stairdescent Gaits. **Neural Networks**, Epub, v. 21, n. 4, p. 654-666, 2008.
- AU, S. K.; WEBER, J.; HERR, H. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy. **IEEE Transactions on robotics**, IEEE, v. 25, n. 1, p. 51-66, 2009.
- CHERELLE, P. et al. Advances in Propulsive Bionic Feet and Their Actuation Principles. **Advances in Mechanical Engineering**, v. 6, p. 984046, 2014.
- CHUMACERO, E et al., Advances in Powered Ankle-Foot Prostheses, **Critical Reviews™ in Biomedical Engineering**, v. 46, n. 3 p.185-200, 2018.
- FIOREZI, G. et al. Digital Prototyping of an Microprocessor Controlled Active KneeProsthesis. **2021 IEEE URUCON**, IEEE, p. 517-521, 2021.
- LEMOYNE, R. Advances regarding powered prosthesis for transtibial amputation. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, World Scientific, v. 15, n. 01, p. 1530001, 2015.
- MARTINEZ-VILLALPANDO, E. C.; HERR, H. Agonist-antagonist active knee prosthesis: a preliminary study in level-ground walking. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 46 n. 3, p. 361-73, 2009.
- Ministério da Saúde Secretaria de Atenção à Saúde Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à pessoa amputada**. 2. ed. Brasília : Ministério da Saúde, 2014. 36 p.
- MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. **Anatomia orientada para a clínica**. 7. ed.Tradução Claudia Lucia Caetano de Araujo. Rio de Janeiro: Grupo Gen - Guanabara Koogan, 2014. 1137 p.
- OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. 5. ed. Tradução Heloísa Coimbra de Souza.São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010. 810 p.
- RICHARDS, J. **The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics**. 2. ed. Elsevier, 2018. 384 p.
- SINITSKI, E. H.; HANSEN, A. H.; WILKEN, J. M. Biomechanics of the ankle-foot system during stair ambulation: Implications for design of advanced ankle-foot prostheses. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 3, p. 588-594, 2012.
- SUS. **DATA SUS**. 2022. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qruf.def>>. Acesso em 10 fev. 2022.

5. AGRADECIMENTOS

Este projeto foi parcialmente financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo (FAPES) TO 151/2021, projeto 2021-8GJZ6 e pela Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) e do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações - MCTI, com recursos do FNDCT (ref: 2784/20).

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.