



DESENVOLVIMENTO E CONTROLE DE UMA PRÓTESE ATIVA DE JOELHO PARA AMPUTADOS TRANSFEMORAIS

Pedro Henrique Fabriz Ulhoa^[0000-0003-1164-8518], Universidade Federal do Espírito Santo, pedro.ulhoa@edu.ufes.br
Guilherme Gomes Fiorezi^[0000-0003-1964-3957], Universidade Federal do Espírito Santo, guig.fiorezi@gmail.com
Rafhael Milanezi de Andrade^[0000-0002-2839-3649], Universidade Federal do Espírito Santo, rafhael.andrade@ufes.br

Resumo. A reabilitação de pessoas que sofreram amputação transfemoral ainda é limitada a dispositivos passivos, isto é, a prótese não é capaz de gerar a energia necessária envolvida na marcha humana. Nesse sentido, próteses ativas, que possuem atuadores capazes de armazenar, dissipar e gerar energia controladamente estão sendo pesquisadas como uma alternativa à tecnologia atualmente empregada. Esse artigo aborda o desenvolvimento e o controle de uma prótese ativa de joelho utilizando um motor sem escovas controlado por um microcontrolador embarcado que implementa algoritmos responsáveis por reproduzir a marcha de um indivíduo saudável. Testes de bancada foram realizados utilizando um controle de posição e os dados obtidos por sensores instalados na prótese foram registrados para análise de desempenho. Os testes de bancada apresentam resultados satisfatórios validando o protótipo para a próxima etapa de testes em pessoas saudáveis.

Palavras chave: Prótese. Joelho. Biomecatrônica. Robótica. Controle.

1. INTRODUÇÃO

Estima-se um total de 969.060 novos casos de amputações transfemorais, a cada ano, em países de média e baixa renda em todo o mundo, segundo análise de dados da Organização Mundial da Saúde (Equalize Health, 2018). Só no Brasil, o DATASUS (2020) registra um número de 590.426 hospitalizações por conta de amputações de membros inferiores entre 1992 e 2019.

A maioria da população que necessita de prótese para reabilitação após uma amputação transfemoral depende de dispositivos passivos, os quais utilizam mecanismos como molas e amortecedores de forma a armazenar e dissipar a energia envolvida durante a marcha. No entanto, eles carecem da capacidade de gerar energia ativa suficiente durante as atividades de forma a reproduzir um movimento saudável. A falta de movimento ativo da prótese influencia a biomecânica do indivíduo, resultando em marchas assimétricas, carga elevada na parte intacta do membro devido a ações compensatórias, o que colabora para uma reabilitação demorada e desconfortável (Wolf *et al.*, 2013). Dessa forma, próteses ativas microcontroladas, as quais também são capazes de entregar energia ativa durante a marcha são preferíveis para retornar as funções do membro ao indivíduo amputado (Hafner *et al.*, 2007). Tais próteses implementam algoritmos que dividem a marcha em fases, identificando-as durante o uso da prótese por meio de sensores instalados. Uma vez identificada a fase, o atuador consegue reagir de maneira adequada (de Andrade *et al.*, 2021).

Para atingir o objetivo de reproduzir movimentos saudáveis em amputados transfemorais, muitos pesquisadores investiram na pesquisa e desenvolvimento de próteses de membro inferior ativa com diferentes tipos de atuadores e abordagens de controle (Fluit *et al.*, 2020). Apesar de todas as pesquisas desenvolvidas, ainda só existem 2 próteses de joelho disponíveis no mercado, sendo que o preço elevado e a disponibilidade em apenas alguns territórios limita o acesso a essa tecnologia por grande parte da população amputada. Nesse sentido, este trabalho apresenta o desenvolvimento e o controle de uma prótese ativa de joelho microcontrolada (Fig. (1)), a qual foi projetada para auxiliar o usuário a reproduzir os movimentos saudáveis durante atividades como andar, subir e descer escadas e rampas, levantar-se e sentar.



Figura 1. Protótipo digital da prótese ativa de joelho com eletrônica embarcada.



2. METODOLOGIA

2.1. Desenvolvimento da mecânica, eletrônica e software

A prótese desenvolvida possui um motoredutor coaxial como atuador, o qual é coberto por uma estrutura fabricada em alumínio 7075-T6 responsável por proteger as peças, suportar as forças de reação do solo durante as atividades e também promover o movimento relativo entre o coto e a prótese de tornozelo de forma a executar o movimento do joelho (Fiorezi *et al.*, 2021). Para conectar o joelho ao tornozelo, inicialmente utilizado como o pé protético comercial Trias 1C30 (Ottobock®, Alemanha), há uma estrutura formada por um tubo de alumínio e adaptadores piramidais para conexão com ambas as próteses. Uma estrutura feita em PLA por uma impressora 3D é fixa ao tubo e à prótese de joelho para suportar os componentes do sistema de controle. A utilização da prótese por indivíduos saudáveis é permitida através de um encaixe laminado preso à perna do indivíduo dobrada em 90° (Fig. (2)).

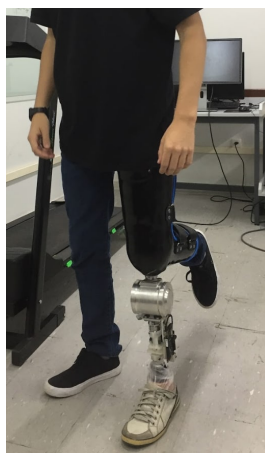


Figura 2. Encaixe laminado fabricado para testes preliminares em indivíduos saudáveis.

O motoredutor foi dimensionado para suprir, principalmente, os requisitos de torque e velocidade ao andar no plano e rampas, e auxiliar o indivíduo a levantar-se, subir e descer escadas. Para tanto, considerou-se as necessidades de um indivíduo de 71,6 kg. Sendo assim, para o motor foi utilizado o EC60 Flat 200 W 24 V (Maxon Motor, Suíça) junto com o redutor harmônico CSG 17-50-2A-R (Harmonic Drive AG, Alemanha) com redução de 51:1 para melhorar a transparência do atuador e também permitir a operação no sentido reverso, isto é, a própria dinâmica do sistema movimentar o motor em seu eixo, tornando-o mais *backdrivable* (Andrade, Sapienza e Bonato, 2019). Montado, o motoredutor pode fornecer 27 N.m operando em 64 rpm e picos de torque até 65.6 N.m por até 5,5 s ao se considerar 80% de eficiência do sistema. Ao todo, o protótipo digital da prótese de joelho pesa 1,559 kg e o protótipo da prótese de membro inferior considerando do joelho ao pé e a bateria embarcada pesa aproximadamente 3,6 kg. Fiorezi *et al.*, 2021 abordam maiores detalhes do projeto digital do sistema.

Para a implementação dos algoritmos de controle da prótese, foi utilizado como microcontrolador a placa de desenvolvimento BeagleBone Black Rev.C (BeagleBoard.org, EUA), a qual envia por meio de USB comandos de corrente para o driver EPOS4 Compact 50/15 CAN (Maxon Motor, Suíça) que por sua vez controla o motor com um controlador PI. Em adição, sensores baseados em extensômetros foram instalados na prótese para captar valores de força de reação do solo e de torque, e sensores fins de curso foram inseridos na estrutura principal para informar os limites mecânicos da prótese por meio de *software*. Para conectar toda a eletrônica na Beaglebone Black, fabricou-se uma *shield* para a placa de forma que outros dispositivos também possam ser conectados futuramente, como sensores mioelétricos, sensores inerciais e encoders.

Todo o *software* de controle foi implementado por meio do *Simulink Coder* (conhecido formalmente como *Real-Time Workshop*) (MathWorks Inc, EUA). O modelo criado no computador é transformado em código C/C++ e enviado para a BeagleBone Black, sendo possível ler os sensores por meio das portas de propósito geral (GPIO) e também executar uma máquina de estados para realização do controle de posição.

2.2. Controle e testes

O primeiro teste visa a entender a capacidade da prótese de seguir uma trajetória de posição pré-determinada. Para isso, foi implementado um controlador PD discreto no qual a curva da marcha de um indivíduo saudável serviu de entrada.



Os ganhos, proporcional e derivativo, foram regulados até encontrar o menor valor para a Integral Absoluta do Erro (IAE) (Eq. (1)).

$$IAE = \int_0^t |e(t)| dt \quad (1)$$

Em cascata com o controlador de posição, um PI foi implementado para que o comando de corrente fosse traduzido para tensão elétrica nos terminais do motor. Dados de posição e corrente no motor foram gravados para comparar com o desejável e avaliar a performance do sistema de controle. Figura (3) ilustra o controlador completo.

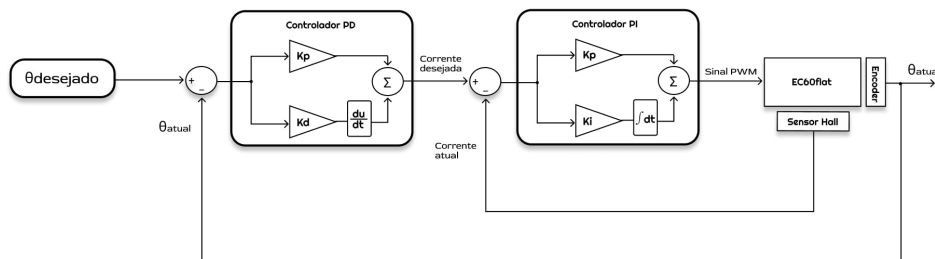


Figura 3. Diagrama simplificado do sistema de controle implementado.

O segundo teste visou medir se o atuador é *backdrivable*. Sendo assim, a prótese foi colocada em uma posição de aproximadamente 90° de flexão para que, assim que liberada, pudesse retornar à posição que representa um joelho estendido. Após todos os experimentos, os dados dos sensores instalados foram salvos para análise.

3. RESULTADOS

A prótese de membro inferior completa utilizada nos testes em bancada tem massa de 3,14 kg, desconsiderando bateria. Para os testes de bancada, a posição. Os ganhos do controlador PD implementado para o controle de posição com a prótese presa à bancada foram $K_p=0,29$ $K_d=0,054$, em uma taxa de amostragem igual a 15 milissegundos. Essa configuração permitiu que a integral do erro absoluto (Eq. (1)) minimizasse até um valor de 3,7713, quando utilizada a curva da marcha saudável como referência.

Além disso, a montagem mecânica da prótese permitiu um atuador *backdrivable* durante operação. Uma vez que a prótese foi liberada do ângulo inicial de 90°, ela retornou para uma posição menor que 8° em 0,7962 segundo.

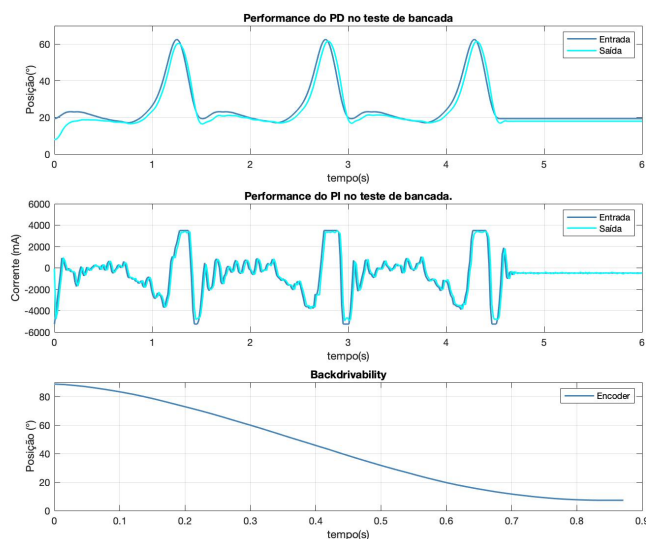


Figura 4. Gráficos dos resultados dos experimentos feitos em bancada.



4. CONCLUSÃO

Esse artigo apresentou o desenvolvimento do protótipo físico, sistema de controle e testes preliminares de uma prótese ativa de joelho para amputados transfemorais. Os testes preliminares mostraram que é possível realizar um controle de posição no eixo do atuador, reproduzindo o ciclo da marcha de forma bem próxima à trajetória desejada para o sistema. Entretanto, o controle atual mostra-se interessante apenas para validação do protótipo físico, uma vez que se faz necessário uma prótese que responda a interações e distúrbios do ambiente, dessa forma também, respondendo ao movimento do usuário.

Os próximos passos incluem implementação de um controle de impedância para comparar com o controle de posição e dimensionamento de uma bateria para embarcar na prótese permitindo operação independente de fonte externa.

5. REFERÊNCIAS

- ANDRADE R. M. d.; SAPIENZA S.; and BONATO P. Development of a ‘transparent operation mode’ for a lower-limb exoskeleton designed for children with cerebral palsy. In Proceedings of the IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), p. 512–517, 2019.
- DATASUS (Brasil). Informações de saúde (Tabnet). Procedimentos hospitalares do SUS. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/defthtm.exe?sih/cnv/piuf.def>>. Acesso em: 1 de julho de 2020.
- DE ANDRADE, R. M.; MARTINS, J. S. R.; PINOTTI, M.; FILHO, A. B.; VIMIEIRO, C. B. S. Novel active magnetorheological knee prosthesis presents low energy consumption during ground walking. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**. v.32, n. 4, p. 1591-1603. 2021.
- EQUALIZE HEALTH. Step-by-step:How Equalize Health (formerly D-Rev) Calculates the Impact of the ReMotion Knee (v1).Março, 2018. Disponível em: <<https://equalizehealth.org/products/remotion>>. Acesso em: 6 de fev. de 2022.
- FIGOREZI, G.; ULHOA, P. H. F.; BENTO FILHO, A.; DE ANDRADE, R. M. Digital Prototyping of an Microprocessor Controlled Active Knee Prosthesis. **2021 IEEE URUCON**, p. 517-521, 2021.
- FLUIT, R.; PRINSEN, E. C.; WANG, S.; VAN DER KOOIJ, H. A Comparison of Control Strategies in Commercial and Research Knee Prostheses. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v.67, p. 277–290, 2020.
- HAFNER, B. J.; WILLINGHAM, L. L.; BUELL, N. C.; ALLYN, K. J.; SMITH, D. G. Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v.88, p. 207–217, 2007.
- WOLF, E. J.; EVERDING, V. Q.; LINBERG, A. A.; CZERNIECKI, J. M.; GAMBEL, J. M. Comparison of the Power Knee and C-Leg during step-up and sit-to-stand tasks. **Gait & posture**, v.38, p. 397–402, 2013.

6. AGRADECIMENTOS

Este projeto foi parcialmente financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo (FAPES) TO 151/2021, projeto 2021-8GJZ6. Pedro Henrique Fabriz Ulhoa e Guilherme Gomes Fiorezi agradecem à Universidade Federal do Espírito Santo e a FAPES pela bolsa de Iniciação Científica.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.