

AValiação da Transmissão da Potência no Ciclismo para Amputados Transtibiais

Karina Alves Fernandes, Universidade Federal de Uberlândia, karinaengmec@gmail.com

Cleudmar Amaral Araújo, Universidade Federal de Uberlândia, cleudmar.araujo@gmail.com

Fernando Lourenço Souza, Universidade Federal de Uberlândia – Campus Pontal, fernandosouza@ufu.br

Larissa Rocha Pereira, Universidade Federal de Uberlândia, larissarop@gmail.com

Resumo. Atualmente são comercializados diversos modelos de pé protético para esportes, no entanto, nenhum deles são específicos para o ciclismo. A escolha dessas próteses é realizada de acordo com a opção do ciclista sem uma análise de performance ou melhor transmissão de potência. O resultado disso, segundo a literatura, é uma pedalada assimétrica, uma vez que o membro intacto tende a compensar a perda de energia do membro amputado. Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi avaliar a transmissão de potência das pernas de um ciclista amputado transtibial, por meio da análise biomecânica comparativa entre o membro não amputado e amputado com um pé protético. Para tanto, foram utilizados dois sensores de potência e um sistema de resistência eletromagnético, cuja função é gerar o torque resistivo nos pedais da bicicleta. Verificou-se que 64% da potência total é desenvolvida pela perna sem amputação. Esta diferença demonstra uma ineficiência da prótese e da execução do movimento de pedalada do ciclista.

Palavras chave: Pé protético. Amputação Transtibial. Ciclismo. Biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

Hoje estão disponíveis no mercado vários modelos de pé protético para esportes, todavia, nenhum deles são específicos para o ciclismo, cabendo ao atleta optar pela utilização de uma prótese de corrida/caminhada ou pela remoção do pé protético, conectando a haste da prótese diretamente ao pedal. Estas próteses são projetadas para imitar um pé saudável durante a caminhada, ou seja, permitindo-lhe compactar e armazenar energia em um contato inicial e em seguida, descomprimir e libera-la em *toe-off*, instante no qual os dedos do pé perdem contato com o chão (Souza, 2014).

Dividindo o ciclo de pedalada em quatro etapas (Fig. 1): curso superior do pedal, fase de propulsão, curso inferior do pedal e fase de recuperação, verifica-se que na fase de propulsão, as forças musculares utilizadas para girar o pedivela acabam sendo utilizadas para comprimir o pé protético, absorvendo a energia que deveria ser transferida ao pedal. Em seguida, no curso inferior do pedal, as forças verticais são removidas a fim de permitir que o pé descomprima e libere energia. O resultado disso é uma pedalada assimétrica, uma vez que o membro intacto tende a compensar a perda de energia do membro amputado (Childers; Kistenberg; Gregor, 2009).

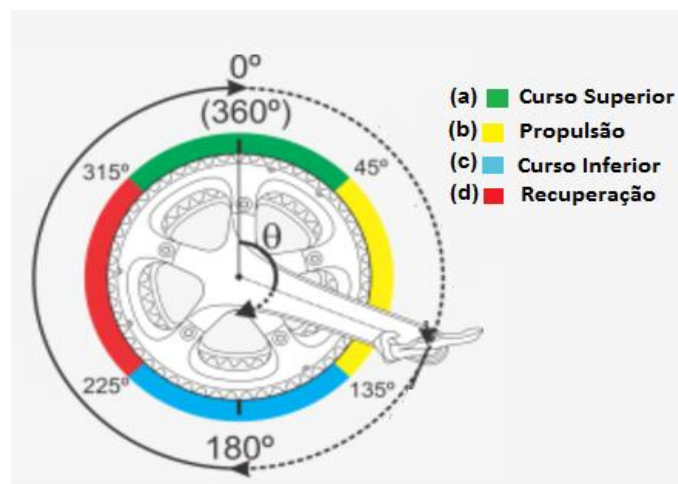


Figura 1. Etapas do ciclo de pedalada: (a) curso superior do pedal; (b) fase de propulsão; (c) curso inferior do pedal e (d) fase de recuperação (Di Alencar, 2010).

Childers (2011) realizou uma comparação entre oito ciclistas amputados transtibiais unilaterais utilizando um pé protético rígido (barra azul) e um pé protético flexível (barra cinza), com um grupo de nove ciclistas sem amputação (barra laranja), a fim de avaliar a assimetria do trabalho e da força. Estes valores em percentagem são apresentados na Fig. (2).

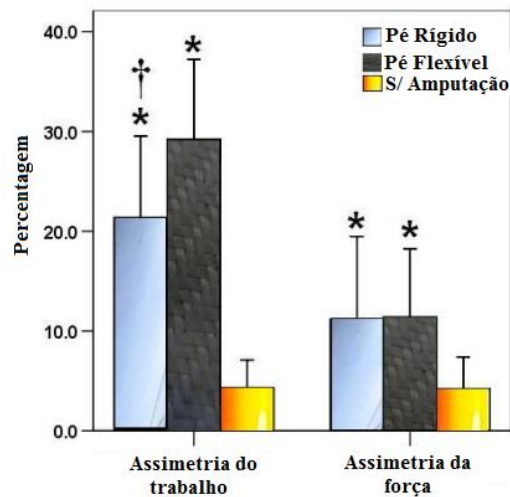


Figura 2. Comparação da assimetria do trabalho e da força em percentual para um grupo de oito ciclistas amputados transtibiais utilizando um pé protético rígido (barra azul) e um pé protético flexível (barra cinza), com um grupo de nove ciclistas (barra laranja) sem amputação (adaptado de Childers, 2011).

Verifica-se que a assimetria do trabalho do grupo de ciclistas com amputação foi aproximadamente sete vezes maior do que o grupo de ciclistas sem amputação. No entanto, a assimetria da força foi aproximadamente apenas duas vezes maior para o grupo de ciclistas com amputação (Childers, 2011). Este fato pode ser explicado analisando o direcionamento das forças aplicadas no pedal (Fig. 3). Mesmo que a força resultante $\vec{F}_R$ desenvolvida por ambos os grupos sejam iguais, somente a força efetiva $\vec{F}_e$ realizara trabalho. A perda de um membro, logo a perda da sensibilidade e a utilização da prótese podem reduzir o controle sobre o direcionamento das forças aplicadas no pedal, afastando a força resultante da força efetiva e, conseqüentemente, aumentando a assimetria do trabalho. De acordo com os resultados, os valores dessa assimetria são elevados quando utiliza-se uma prótese flexível, corroborando os resultados obtidos por Childers, Kistenberg e Gregor (2009).

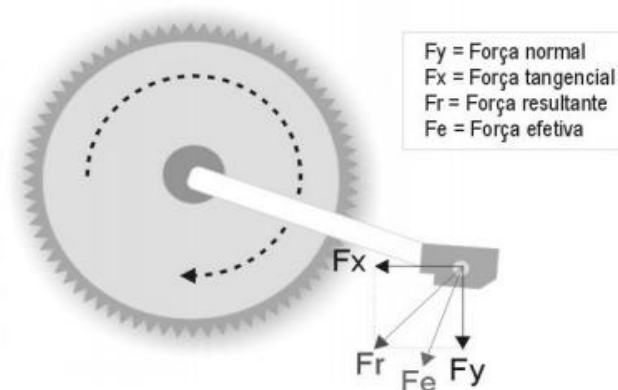


Figura 3. Forças aplicadas no pedal e no pedivela durante o ciclo de pedalada (Adaptada de Burke, 1996).

Devido à complexidade de análise e desenvolvimento de próteses específicas, poucos trabalhos têm sido desenvolvidos em relação a biomecânica no ciclismo para amputados de membro inferior, limitando-se inclusive, à amputados transtibiais unilateral.

Neste sentido, o objetivo deste trabalho é avaliar a transmissão de potência das pernas de um ciclista amputado transtibial, por meio da análise biomecânica comparativa entre o membro não amputado e amputado com um pé protético.

2. METODOLOGIA

Foram utilizados dois sensores de potência, modelo Garmin Vector 2 (Fig. 4a) acoplados aos pedais da bicicleta (Fig. 5), um ciclo-computador modelo Garmin Edge Bundle 1000 (Fig. 4b), que acompanha um sensor de velocidade e um sensor de cadência, ambos do fabricante Garmin. Os dados de saída dos sensores são informados em função do tempo (por segundo).



Figura 4. Sensores de potência, modelo Vector 2 (a) e o ciclo-computador, modelo Edge Bundle 1000 (b), ambos do fabricante Garmin.



Figura 5. Montagem dos sensores de potência no pedal da bicicleta.

A fim de gerar um torque resistivo nos pedais da bicicleta, foi utilizado um sistema de resistência eletromagnético desenvolvido por Vieira (2012), projetado para fornecer até 7 níveis diferentes de carga. Este sistema apresenta um eixo responsável por transmitir o torque resistivo (cada nível apresenta um torque resistivo múltiplo de 5 N.m), no qual foi adaptado uma roda dentada e uma corrente a fim de transferir o movimento ao cassete da bicicleta (Fig. 6). Os testes foram realizados por um voluntário utilizando uma prótese flexível do fabricante Ottobock, para os níveis de 1 à 4 de carga em um intervalo de tempo igual aos 20 segundos. Não foi possível realizar os testes com os demais níveis de carga devido ao elevado torque resistivo produzido no eixo, impedindo que o ciclista pediasse. Durante o teste o conjunto de transmissão de potência não foi alterado, cuja rotação instantânea foi mantida pelo ciclista em 60 rpm. Para permitir a rotação livre da roda traseira da bicicleta, a mesma foi suspensa com o auxílio de um rolo de treinamento, cuja montagem final do sistema pode ser observado na Fig. (7).



Figura 6. Conjunto de engrenagens para transmissão de potência entre a bicicleta e o eixo com torque resistivo.



Figura 7. Montagem final da bicicleta com o sistema de transmissão de potência e sensores.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

São apresentados na Fig. (8) os valores de potência mensurados para o primeiro nível de carga. Verifica-se que a potência média da perna intacta (direita) foi de 128 W, com desvio-padrão (68,27% de confiabilidade) de 16 W, enquanto que para a perna amputada (esquerda) o valor médio da potência foi de 73 W com desvio-padrão (68,72%) de 10 W, indicando que 64% da potência media total foi desenvolvida pela perna intacta do ciclista (direita). No entanto, a maior repetibilidade dos valores de potência foi observado para a perna amputada, exibindo uma melhor precisão.

Os resultados obtidos para o nível 2 foram similares aos obtidos para o nível 1 e por este motivo não são aqui apresentados.

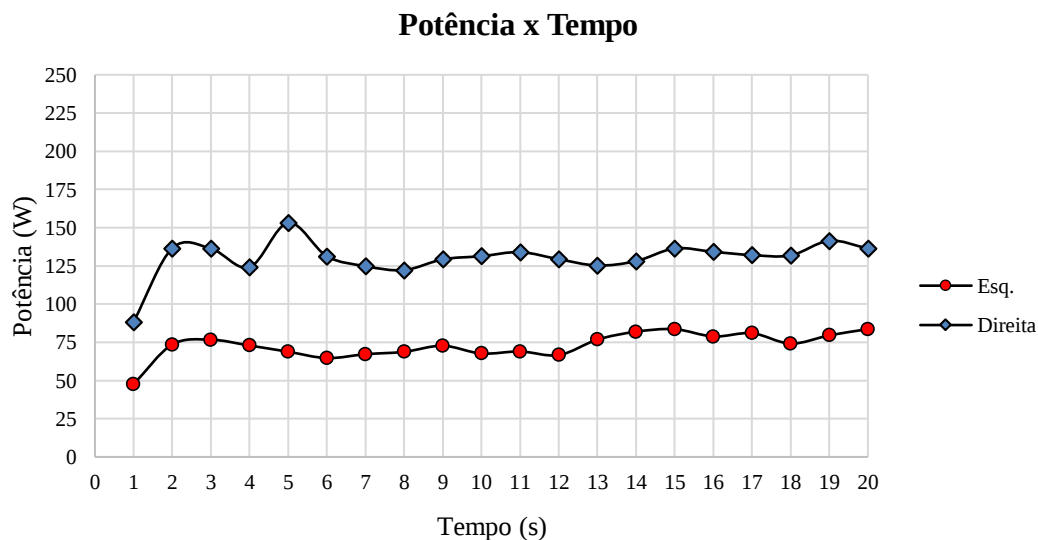


Figura 8. Valores de potência mensurados para o primeiro nível de carga do sistema de resistencia eletromagnetico.

Na Figura (9) observa-se que a potência media das pernas intacta (direita) e amputada (esquerda) foi igual a 129 W e 73 W, respectivamente, para o terceiro nível de carga. Estes resultados foram similares aos obtidos para o primeiro e segundo nível de carga. Todavia, a melhor precisão neste nível foi verificada para a perna intacta, com desvio-padrão (68,27%) igual a 9 W. Já a perna amputada, apresentou um desvio-padrão (68,27%) igual a 15W.

Constata-se que inicialmente (tempo igual a um) a potência da perna amputada foi nula, mostrando que o ciclista iniciou o movimento aplicando força nos pedais somente com a perna intacta..

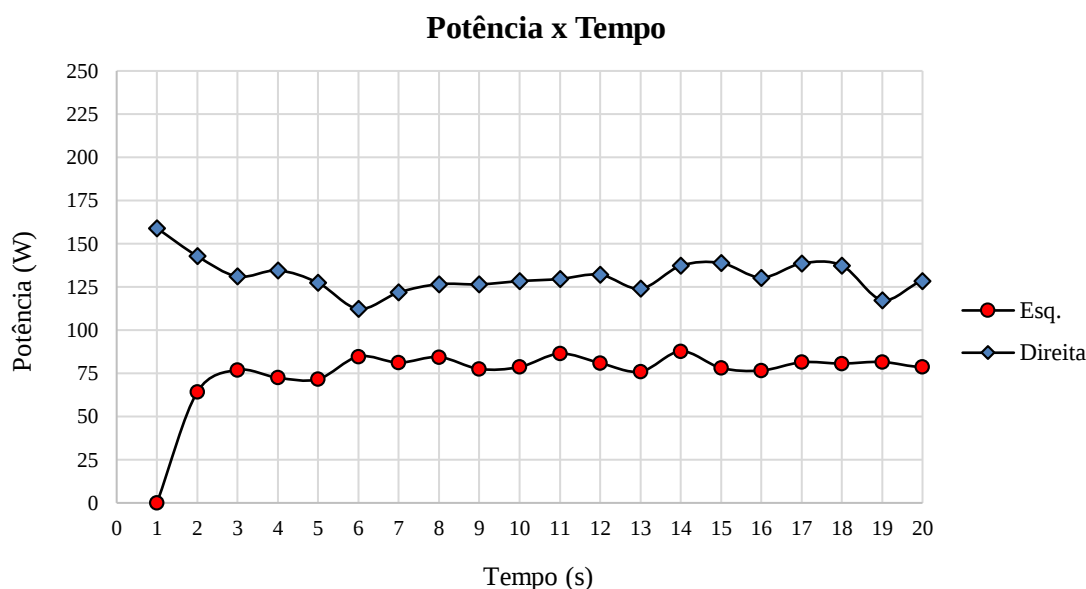


Figura 9. Valores de potência mensurados para o nível 3 de carga do sistema de resistencia eletromagnetico.

4. CONCLUSÃO

A diferença percentual de potência entre as pernas intacta (64%) e amputada (36%), indica uma ineficiência da prótese e da execução do movimento de pedalada do ciclista.

Os grupos musculares da articulação do tornozelo, são os principais responsáveis pela transferência de energia no ciclismo (Broker; Gregor; 1994), podendo ser associados então ao torque máximo produzido no pedivela (Childers; Kistenberg; Gregor, 2009). Uma vez que a potência pode ser calculada multiplicando-se o torque pela cadência, pode-se concluir a partir dos resultados que a prótese não permite transferir eficientemente a energia gerada pela perna para o pedal.

Segundo Childers et al (2009), as próteses destinadas à caminhada são projetadas para armazenar energia e em seguida libera-la. Portanto, na fase de propulsão, as forças musculares utilizadas para girar o pedivela acabam sendo utilizadas para comprimir o pé protético, absorvendo a energia que deveria ser transferida ao pedal. Em seguida, no curso inferior do pedal, as forças verticais são removidas a fim de permitir que o pé descomprima e libere energia. A consequência disso é uma pedalada assimétrica, uma vez que o membro intacto tende a compensar a perda de energia do membro amputado reduzindo assim a potência desenvolvida pela perna amputada.

5. REFERÊNCIAS

- BURKE, E. R. **High-tech cycling**. Colorado Springs. Human Kinetics. 1996
- BROKER, J. P.; GREGOR, R. J. (1994) **Mechanical energy management in cycling: Source relations and energy expenditure**. Med Sci Sport Exerc. 26:64–74.
- CHILDERS, L.W. **Motor control in persons with a trans-tibial amputation during cycling**. 2011. 214f. Dissertação de Mestrado. Georgia Institute of Technology. 2011.
- CHILDERS, L. W.; KISTENBERG, S. R.; J. R. GREGOR. **The biomechanics of cycling with a transtibial amputation: Recommendations for prosthetic design and direction for future research**. Prosthetics and Orthotics International. 2009.
- DI ALENCAR, T. A. M.; MATIAS, K. F. S.; OLIVEIRA, F. B. **Cinesiologia e Biomecânica do ciclismo: Uma Revisão**. Revista Movimento. vol.3. n.1, 2010.
- SOUSA, F. S. C. **Projeto de tornozelo mecânico e avaliação de joelho mecânico para amputados**. Projeto de Graduação. Universidade de Brasília. Brasília. 2014
- VIEIRA, S. A. A. **Novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes e paratletas**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Faculdade de Engenharia Mecânica e à Faculdade de Ciências Integradas do Pontal da Universidade Federal de Uberlândia, à CAPES, à CNPQ e à FAPEMIG pelo suporte financeiro e apoio à pesquisa.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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