

MEDIÇÃO DO CONSUMO ENERGÉTICO DE UMA ÓRTESE ROBÓTICA EM FUNÇÃO DO TAMANHO DO PASSO

MÁRCIO V. ARAUJO

Laboratório de robótica - DCA, Departamento de Eng. Mecânica, UFRN. E-mails: marcio@ct.ufrn.br

VANESSA G. DE S. MORAES,

Laboratório de robótica - DCA, Escola de Ciências e Tecnologia, UFRN. E-mails: anessagabi09@hotmail.com

PABLO J. ALSINA

Laboratório de robótica - DCA, Departamento de Eng. Computação, UFRN. E-mails: pablo@dca.ufrn.br

NICHOLAS DE B. MELO

Laboratório de robótica - DCA, Departamento de Eng. Comp., UFRN. E-mails: nicholas.bastos@gmail.com

Abstract— Due to, the increasing number of robotic devices for application in the mobility of people who had suffered some type of spinal cord injury, it is necessary to develop new tools for making such equipment more adaptable, safe and efficient. Robotic ortoses in order to execute their function, an analysis a they must be able to reproduce the movement with the utmost fidelity and security. This paper presents the energy consumption of robotic orthosis for lower limbs based on the step length for the movement of walking. To perform the measurement of energy consumption has been developed data acquisition a microcontrolled circuit based on hall effect current sensors. Initial results showed that energy consumption varies depending on the step length and this can be used to select a step size that consume less energy, thus increasing the autonomy of the orthosis Ortholeg.

.Keywords— Robotic orthosis, energy consumption, step length, hall sensor.

Resumo— Atualmente, com o crescente aumento de dispositivos robóticos destinados para aplicação na área de mobilidade de pessoas que sofreram algum tipo de lesão medular se faz necessário desenvolver novas ferramentas para tornar tais equipamentos mais adaptáveis, seguros e eficientes. Para que os aparelhos robóticos que auxiliam na locomoção de pessoas paraplégicas possam desempenhar sua função, estes devem ser capazes de reproduzir os movimentos perdidos com o máximo de fidelidade, eficiência energética e segurança. Este trabalho apresenta o consumo energético da órtese robótica de membros inferiores em função do tamanho do passo para o movimento de caminhar. Para realizar a medição do consumo energético foi desenvolvida uma placa microcontrolada de aquisição de dados baseada em sensores de corrente por efeito hall. Os resultados iniciais mostram que o consumo energético varia em função do tamanho do passo e isto pode ser usado para selecionar um tamanho de passo que consuma menos energia, aumentando dessa forma a autonomia de uso da órtese Ortholeg.

Palavras-chave— Órtese robótica, consumo energético, tamanho do passo, sensor tipo hall.

1 Introdução

Um ponto importante a ser considerado nos dias atuais é o aumento gradativo da expectativa de vida da população de vários países. Isto indica que o número de idosos crescerá nesses lugares nos próximos anos. De acordo com a projeção da idade da população informada pelo IBGE, nas próximas décadas a quantidade de idosos no Brasil aumentará consideravelmente (IBGE, 2011).

A medida que a estrutura da população está mais envelhecida, a proporção de pessoas com alguma deficiência motora cresce, surgindo um novo elenco de demandas para atender as necessidades específicas deste grupo que carece de cuidados e dispositivos para auxiliar na locomoção com segurança e com menos esforço.

Diversos tipos de dispositivos são destinados para essa aplicação, andadores, bengalas, cadeiras de rodas e dispositivos robóticos para auxílio à locomoção como é o caso de cadeiras de rodas inteligentes, órteses robóticas e exoesqueletos.

Todavia, cadeiras de rodas, por mais modernas que sejam, são incapazes de se locomoverem em terrenos que tenham muitos obstáculos e irregularidades, como por exemplo, subir e descer escadas, caminhar sobre terrenos acidentados, passar e manobrar por corredores estreitos.

Todas essas desvantagens e a constante busca pela autonomia na mobilidade de pessoas com paraplegia, ou com perdas parciais dos movimentos dos membros inferiores, levaram ao avanço das pesquisas em órteses robóticas e exoesqueletos que são usados para ajudar na reabilitação ou prover os movimentos de diversos membros do corpo humano (S. Banala et al, 2007).

Uma órtese ativa para membros inferiores é um mecanismo basicamente constituído por um conjunto de estruturas rígidas unidas por juntas rotacionais e acionadas por atuadores que podem ser elétricos (Z. Feng et al, 2007) e (B. Cano, 2013), pneumáticos (X. Jiang et al, 2011), (G. Kim et al, 2010) e (K. E. Gordon et al, 2006), atuadores eletro-hidráulicos (M. Noel et al, 2008), híbridos (H. Aguilar-Sierra et al, 2014) ou outros tipos de atuadores (J. Chen and W. H. Liao, 2006) e (J. Chen and W. H. Liao, 2007).

Cada articulação pode possuir um ou mais graus de liberdade, suficiente para produzir os diversos tipos de movimentos em cada junta atuada.

Apesar de mecanicamente funcionais, as primeiras órteses robóticas, eram desconfortáveis, pesadas e com pouca ou quase nenhuma autonomia energética, o que praticamente impossibilitava seu uso em aplicações do dia a dia. Muitas outras órteses ativas pesadas, volumosas e com poucas aplicações foram desenvolvidas ao longo do tempo, entretanto, esses dispositivos serviram como base para as órteses atuais (A. Dollar and H. Herr, 2007).

Várias empresas estão desenvolvendo órteses robóticas para membros inferiores destinadas a reabilitação e mobilidade de pessoas com dificuldade locomotora como, por exemplo, Ekso Bionics (EUA), Argo Medical Technologies (Israel) e Rex Bionics (Nova Zelândia) (Low, 2011).

O entendimento da biomecânica do corpo humano pode ajudar a desenvolver órteses ativas e exoesqueletos mais eficientes energeticamente e com movimentos antropomórficos.

Anos de evolução proporcionaram aos seres humanos uma forma de caminhar energeticamente eficiente. Naturalmente ao realizar uma marcha a velocidade é selecionada automaticamente para minimizar o custo energético.

Estudos na área de biomecânica do corpo humano relacionam a energia consumida para realizar um dado movimento em função de algumas variáveis da marcha humana.

Rose e Gamble (J. Rose and J. G. Gamble 2006) apresentam a relação entre energia consumida pelo corpo humano para realizar uma marcha em função da velocidade. Autores diferentes chegaram a funções diferentes de como a energia consumida se relaciona com a velocidade como é o caso de Ralston (H. Ralston, 1958) e Zarrugh (M. Y. Zarrugh, 1974).

Segundo Li (T.Y. Li et al, 2003), o tamanho do passo também pode alterar o consumo energético de uma caminhada, a figura 1 mostra a eficiência energética por comprimento do passo. Nota-se que para passos pequenos ou grandes a eficiência diminui.

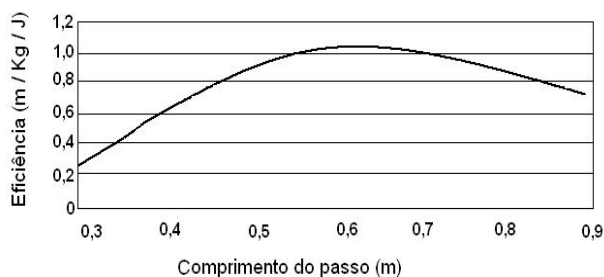


Figura 1. Eficiência energética em função do tamanho do passo para o movimento de caminhada de um adulto saudável. Adaptado de (T.Y. Li et al, 2003).

Um trabalho apresentado por Quintero (H. Quintero, R. Farris, and M. Goldfarb, 2011) mostra

uma órtese ativa para membros inferiores dotada de motores elétricos com caixa de redução (24:1) capazes de produzir um torque contínuo de 12 Nm.

No artigo do Quintero são apresentadas medidas de consumo, todavia, não é feito nenhum comentário em relação a utilização dessa medição com a eficiência energética nem para estimar uma eventual função do tamanho do passo com o consumo da órtese.

A potência elétrica em função da porcentagem do ciclo da marcha para as articulações do joelho e quadril é apresentada por Ümit (2014). É possível identificar em qual porcentagem de um ciclo de marcha os atuadores elétricos são mais solicitados.

Os movimentos, nas diversas articulações das órteses robóticas, produzidos por atuadores em pares tribológicos geram perdas por atrito que dissipam parte da energia do sistema.

As inúmeras acelerações e desacelerações incorporadas ao movimento das pernas durante as diversas etapas do ciclo de caminhada fazem com que as perdas inerciais sejam expressivas nesse tipo de dispositivo.

Conhecer o consumo energético em função do tamanho do passo de uma órtese robótica pode ajudar na escolha de um tamanho do passo que gaste menos energia para uma caminhada.

É possível também tentar modificar a variação dos ângulos das juntas para um ciclo de marcha, sem que haja perda do antropomorfismo do movimento, para diminuir o consumo energético das órteses robóticas.

Assim, na medida em que as órteses vão adquirindo uma maior agilidade, a eficiência energética torna-se um item importante no projeto de órteses robóticas, pois tal economia de energia se traduz em um maior tempo de funcionamento, menor tamanho das baterias e um menor custo.

Neste trabalho são apresentados os resultados preliminares do levantamento do consumo energético em função do tamanho do passo para uma órtese robótica de membros inferiores acionadas por motores elétricos de corrente contínua caminhando em linha reta.

2 Órtese Ortholeg

A órtese ativa Ortholeg foi projetada para ser utilizada por paraplégicos com peso de até 65 kg e altura entre 1,55 e 1,75 metros. O peso total da estrutura é de aproximadamente 20 kg e tem autonomia de caminhada de mais de 3 horas. Para garantir o equilíbrio e aumentar a segurança o usuário também utiliza um par de muletas (M. V. de Araújo et al, 2012).

As articulações do tornozelo, joelho e quadril se movimentam no plano sagital e cada uma delas possui somente um grau de liberdade, onde as articulações de quadril e joelho são ativas e a articulação do joelho é passiva.

Os atuadores permitem que o usuário caminhe em linha reta. Para realizar curvas é necessário girar o tronco com o auxílio das muletas.

Além do movimento de marcha, a órtese Ortho-leg reproduz os movimentos de sentar e levantar, passar por cima de buracos, subir e descer degraus e calçadas.

Um sistema eletrônico modular embarcado alimentado por baterias recarregáveis é utilizado para controlar a órtese.

O usuário seleciona os comandos através de uma interface homem-máquina (IHM) baseada em botões instalados na muleta. (M. V. de Araújo et al, 2015).

O sistema eletrônico modular é composto basicamente por um computador embarcado que recebe informações dos diversos sensores instalados na órtese e da IHM. Possui ainda, placa de acionamento dos motores, que faz o controle de posição em malha fechada do movimento selecionado com base nas referências de juntas enviadas pelo algoritmo de planejamento.

O estado atual da órtese é medido através de encoders incrementais dos motores e os sensores de fim de curso acoplados em cada junta. Cada encoder gera uma sequência de pulsos cuja frequência é proporcional à velocidade do motor, proporcionando medidas angulares da posição relativa de cada junta, com boa exatidão.

Os sensores de fim de curso previnem que as articulações não ultrapassem os seus limites mecânicos, além de fornecer um referencial para medida dos ângulos.

A corrente elétrica de cada motor é medida e esta informação é usada para determinar o consumo energético da órtese. Em virtude da modularidade do sistema eletrônico embarcado é possível incorporar outros sensores como, por exemplo, acelerômetros, inclinômetros, unidades de medida inercial, etc.

A figura 2 mostra a arquitetura de hardware presente na órtese.

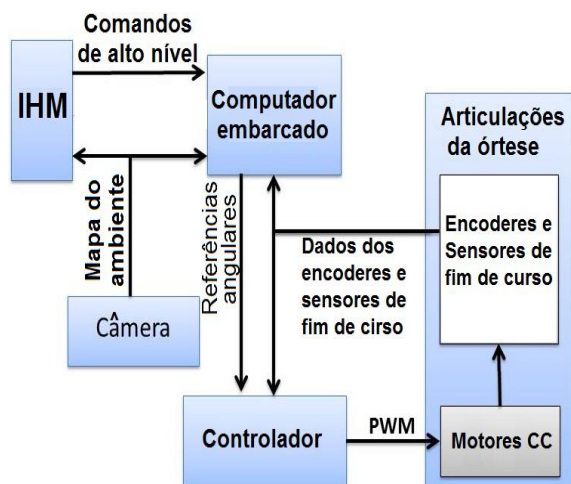


Figura 2: Arquitetura da órtese Ortho-leg.

A estrutura mecânica da órtese Ortho-leg é quase toda constituída por um conjunto de peças rígidas de

alumínio unidas por juntas rotacionais com apenas um grau de liberdade, acionadas por motores elétricos CC de 150W (Maxon RE40) dotados de caixa de redução planetária (Maxon GP 42C).

Calhas plásticas que se ajustam anatomicamente ao corpo são usadas para fixar a órtese ao usuário, além disso, a órtese pode ter seu comprimento variado para melhor se ajustar ao corpo do usuário, permitindo dessa forma um maior conforto. A figura 3 mostra um usuário vestindo a órtese Ortho-leg.

A órtese Ortho-leg é capaz de ajustar o tamanho do passo e até mesmo a velocidade da marcha basicamente pela modificação das amplitudes dos ângulos de referência das articulações e das velocidades angulares da mesma levando em conta dados antropométricos do usuário, como por exemplo, a altura e dados temporoespaciais como a cadência. Todos esses ajustes são feitos por um algoritmo de planejamento de passos.



Figura 3: Órtese Ortho-leg.

3 Metodologia

A órtese Ortho-leg utiliza um algoritmo de planejamento de passadas capaz de variar o tamanho do passo de acordo com a preferência do usuário e o tamanho do percurso.

O objetivo deste trabalho é identificar alguma alteração do consumo energético para o movimento da marcha, em função da variação do tamanho de passo para uma distância selecionada pelo o algoritmo de aproximadamente 12 metros.

Para os experimentos foram selecionados 6 tamanhos de passos diferentes começando com 0,25m até 0,5m com intervalo de 0,05m. Em virtude de algumas limitações mecânicas da órtese Ortho-leg e por questão de segurança não foram escolhidos passos maiores que 0,5 m.

Passos menores que 0,25 m são muito pequenos e o tempo gasto para que a órtese execute a caminhada é relativamente demorado.

A Tabela 1 apresenta os tamanhos dos passos, quantidade de passos, o tempo gasto e o consumo energético para uma distância percorrida de 12m.

Tabela 1: Relação do número de passos com a variação do tamanho de passo

Tamanho do passo (m)	Número de passos	Tempo (s)	Consumo energético (J)
0,25	48	238,97	28,22
0,30	40	196,27	36,01
0,35	34	196,25	38,91
0,40	30	174,79	44,58
0,45	26	170,89	38,47
0,5	24	166,18	32,01

A medição do consumo energético foi realizada com a órtese fixada em uma estrutura de apoio, haja vista, que para realizar experimentos com deficientes é esperada a liberação do comitê de ética.

Desta forma, a órtese executava o experimento 6 vezes para a mesma distância apenas variando o tamanho do passo, posteriormente era calculado o valor médio do consumo energético em função do tamanho do passo e da distância selecionada.

Foi desenvolvida uma placa microcontrolada de aquisição de dados que utiliza sensores de corrente elétrica, baseados em efeito *hall* para realizar a medição do consumo energético. Na Figura 4, observa-se a arquitetura de hardware básica da placa de aquisição de dados.

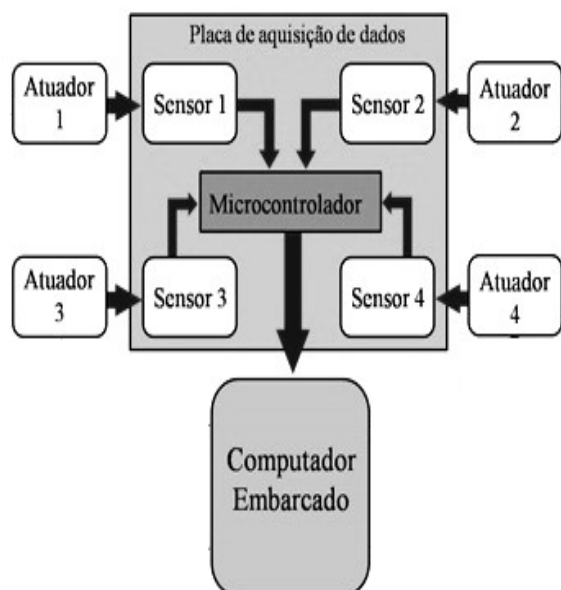


Figura 4. Arquitetura de hardware básica da placa de aquisição de dados.

São utilizados quatro sensores de corrente, um para cada motor da órtese correspondentes as articulações do joelho esquerdo e direito e as duas articulações do quadril.

O sensor de corrente elétrica utilizado, baseado no efeito hall, é capaz de medir correntes elétricas entre ± 30 amperes. Este sensor produz uma tensão elétrica de saída proporcional à corrente medida na seguinte relação: 185mV/A.

O microcontrolador da placa converte o sinal analógico do sensor em sinal digital que por sua vez é enviado via conexão USB para o computador embarcado. A figura 5 mostra a placa de aquisição desenvolvida.

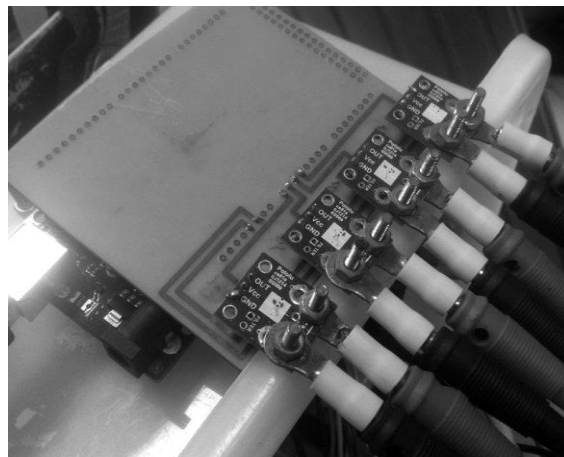


Figura 5. Placa de aquisição com sensores de corrente.

Quando a órtese começa a realizar o movimento, o sistema de aquisição armazena a corrente elétrica medida em função do tempo para depois ser calculado o consumo energético daquele movimento.

Com base na Equação 1 e nos dados coletados (corrente em função do tempo) é possível determinar o consumo energético dos movimentos. Para isto, considerou-se a tensão (V_g) constante, a variação média da corrente elétrica $i(t)$ nos atuadores e a diferença entre os tempos de coleta (Δt). Onde $P_g(t)$ é a potência, que é igual ao produto da corrente com a tensão constante.

$$E_{ele} = \sum V_g \cdot i(t) \cdot \Delta t = \sum P_g(t) \cdot \Delta t \quad (1)$$

Posteriormente, os valores obtidos do consumo energético de cada articulação, foram processados e somados para obter o consumo total do movimento de caminhar para cada tamanho de passo.

4 Resultados e discussão

Foram realizados 36 experimentos com a órtese fixada na estrutura de apoio, seis para cada tamanho de passo.

A Figura 6 apresenta a média do consumo energético, em função da variação do tamanho de passo para uma caminhada de 12m.

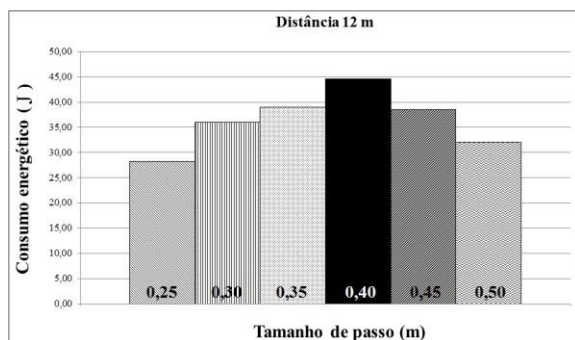


Figura 6. Consumo energético da órtese Ortholeg para o movimento de marcha.

É possível identificar que existe uma variação no consumo energético, à medida que varia o tamanho de passo para uma mesma distância percorrida. Alguns fatores ainda estão sendo investigados para descobrir os motivos que fazem com que o consumo diminua a partir de um determinado tamanho de passo, pois o consumo total da órtese aumenta até o tamanho de passo de 0,4m e logo após o consumo diminui.

Para a estimativa do consumo elétrico só levou em conta os gastos energéticos dos atuadores, haja vista que os demais componentes elétricos da órtese são um pequeno computador embarcado e alguns sensores.

Posteriormente, com a liberação do comitê de ética, pretende-se também realizar outros experimentos com um usuário paraplégico para avaliar novamente o consumo da órtese realizando os mesmos movimentos e com isso comparar os resultados.

5 Conclusão

As órteses robóticas para membros inferiores estão se popularizando cada vez mais. Várias empresas estão comercializando esses equipamentos e com isso é imprescindível melhorar a autonomia de uso.

A placa de aquisição de corrente elétrica com sensores do tipo hall foi capaz de medir e armazenar as informações necessárias para uma posterior avaliação do consumo energético.

Os testes iniciais mostraram que de fato a energia consumida varia em função do tamanho do passo e essa informação pode ser usada pelo algoritmo de planejamento da órtese Ortholeg para selecionar tamanhos de passos que consumam menos energia durante a realização de uma caminhada e com isso aumentar a autonomia.

Como os testes foram realizados sem carga, sabe-se que o consumo medido não reflete exatamente o gasto energético da órtese com um usuário, todavia experimentos com carga serão feitos posteriormente.

Referências Bibliográficas

- Aguilar-Sierra, H. R. Lopez, W. Yu, S. Salazar, and R. Lozano (2014) "A lower limb exoskeleton with hybrid actuation," in Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS EMBS International Conference on, Aug 2014, pp. 695–700.
- Araujo, M. V. and Silva, G. L. Soares, and Alsina, P. J. (2012). "Ortholeg project – development of an active orthosis prototype for lower limbs," in Robotics Symposium and Latin American Robotics Symposium (SBR-LARS).
- Araujo, M. V. and Alsina, P. J. and Roza, V. Cavalcanti and N. Bastos Melo (2015). "Powered orthosis ortholeg: Design and development," Latin America Transactions, IEEE (Revista IEEE America Latina), vol. 13, no. 1, pp. 90–95.
- Banala, S. Agrawal, and J. Scholz, (2007). "Active leg exoskeleton (alex) for gait rehabilitation of motor impaired patients," in Rehabilitation Robotics, ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, June 2007, pp. 401–407.
- Cano, B. E. Cardiel, G. Dominguez, S. Arias, and P. Rogeli, Aug 2013. "Design and simulation of an active bilateral orthosis for paraplegics," in Nature and Biologically Inspired Computing (NaBIC), 2013 World Congress on, pp. 47–51.
- Chen J. and W. H. Liao (2006). "A leg exoskeleton utilizing a magnetorheological actuator," in Robotics and Biomimetics, 2006. ROBIO '06. IEEE International Conference on, Dec. 2006, pp. 824–829.
- Dollar, A. and Herr, H. (2008). "Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art," Robotics, IEEE Transactions on, vol. 24, no. 1, pp. 144–158.
- Feng, Z., J. Qian, Y. Zhang, L. Shen, Z. Zhang, and Q. Wang (2007). "Biomechanical design of the powered gait orthosis," in Robotics and Biomimetics, ROBIO 2007. IEEE International Conference on, Dec. 2007, pp. 1698–1702.
- Gordon, K. E. G. S. Sawicki, and D. P. Ferris (2006). "Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle foot orthosis," Journal of Biomechanics, vol. 39, no. 10, pp. 1832–1841.
- IBGE. (2011). [Online]. Available: http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/projecao_da_populacao/2008/piramide/piramide.shtm
- Jiang, X. C. Xiong, R. Sun, X. Huang, and Y. Xiong (2011). "Static and dynamic characteristics of rehabilitation joint powered by pneumatic muscles," Industrial Robot: An International Journal, vol. 38, no. 5, pp. 486–491.

- Kim, G. S. Kang, H. Cho, J. Ryu, M. Mun, and K. Kim (2010). "Modeling and simulation of powered hip orthosis by pneumatic actuators," *International Journal of Control, Automation and Systems*, vol. 8, pp. 59–66.
- Li, T.Y. P. F. and Chen, and P. Z. Huang (2003) "Motion planning for humanoid walking in a layered environment," in *Robotics and Automation, Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on*, vol. 3, sept. 2003, pp. 3421 – 3427 vol.3.
- Low, K.H. (2011). "Robot-assisted gait rehabilitation: From exoskeletons to gait systems," *Defense Science Research Conference and Expo (DSR)*.
- Noel, M. B. Cantin, S. Lambert, C. Gosselin, and L. Bouyer (2006). "An electrohydraulic actuated ankle foot orthosis to generate force fields and to test proprioceptive reflexes during human walking," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 16, no. 4, pp. 390 –399.
- Önen, Ü and F. M. Botsalı, M. Kalyoncu, M. Tinkır, N. Yılmaz and Y. Şahin (2014) "Design and Actuator Selection of a Lower Extremity Exoskeleton," in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 2, pp. 623-632, doi: 10.1109/TMECH.2013.2250295
- Rose J. and J.G.Gamble, (2006) *Human Walking*. Lippincott Williams&Wilkins.
- Ralston , H. (1958). "Energy-speed relation and optimal speed during level walking," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 17, pp. 277–283, 1958, 10.1007/BF00698754.
- Zarrugh, M. Y. F. N. Todd, and H. J. Ralston (1974) "Optimization of energy expenditure during level walking," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 33, pp. 293 – 306.