

Revisão crítica das ortóteses activas para membros inferiores

F. Barroso¹, A. Frizera², C. Santos¹, R. Ceres²

¹Universidade do Minho: Universidade do Minho, Gualtar, Braga, Portugal.

²Grupo de Bioingenieria, Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Crta Campo Real km 0,200. Arganda del Rey, Madrid – España.

Resumo

O número de pessoas com disfunções nos membros inferiores está a aumentar cada vez mais. Essas pessoas podem beneficiar de dispositivos de reabilitação ou restabelecimento do normal andamento humano, neste caso ortóteses ou exosqueletos.

O objectivo deste artigo é fazer a revisão do estado da arte em ortóteses e exosqueletos dos membros inferiores. São abordados três tipos principais de ortóteses dos membros inferiores: AFOs, KAFOs e HKAFOs.

Estamos numa fase cada vez mais favorável à área dos exosqueletos. Os recentes avanços nos actuadores, sensores, materiais e baterias têm dado nova esperança à criação dos exosqueletos, que podem passar da ficção científica à realidade. Prevê-se que a comercialização de exosqueletos para estes fins esteja para breve. Apenas alguns problemas têm que ser resolvidos, sobretudo a diminuição do peso e tamanho destes dispositivos, para que se possam tornar portáteis.

Palavras-chave: ortótese, exosqueleto, marcha humana.

1. Introdução

Aproximadamente 860000 americanos usam uma ortótese para os membros inferiores (1). Só nos Estados Unidos da América, aproximadamente 6,7 milhões de pessoas podem beneficiar de ortóteses para os membros inferiores devido a efeitos de pancadas, Síndrome pós-Polio, Esclerose Múltipla, danos na espinal medula, paralisia cerebral, entre outros (2). Por isso, as investigações sobre ortóteses e exosqueletos dos membros inferiores são cada vez maiores, com o objectivo de se proporcionar um melhor nível de vida a estas pessoas. Num futuro próximo, a necessidade de dispositivos robóticos de assistência irá aumentar. Durante a década de 50, apenas 4.9% da população mundial se situava na faixa etária acima dos 65 anos. Hoje, cerca de 20% da população mundial encontra-se nessa faixa etária e prevê-se que ultrapasse os 35% em 2050. Esta variação demográfica irá impor uma maior sobrecarga em termos de cuidados de saúde para tratar os riscos associados ao envelhecimento. Soluções robóticas ajudarão a resolver a maioria destas questões e permitir que os idosos recuperem a sua independência, mantendo o estilo de vida. Os benefícios destes sistemas robóticos são imensos (3).

As ortóteses e os exosqueletos podem ser definidos como dispositivos mecânicos que são encaixados no paciente e se ajustam ao corpo, trabalhando de acordo com os movimentos do paciente. Em geral, o termo 'exosqueleto' é usado para descrever um dispositivo que aumenta o desempenho do utilizador, enquanto o termo 'ortótese' é tipicamente usado para descrever um dispositivo usado para dar

assistência a pessoas com patologias associadas aos membros. Os exosqueletos actuais têm incluídas estruturas mecânicas, actuadores associados, componentes visco-elásticos, sensores e elementos de controlo (4).

Enquanto o principal objectivo de um exosqueleto é proporcionar força e resistência, cientistas e engenheiros por todo o mundo estão a construir exosqueletos para cumprirem diversos objectivos diferentes (5)(4). Os exosqueletos podem ajudar pacientes com distúrbios neurológicos a melhorar o seu desempenho motor, proporcionando tarefas específicas. Podem também ajudar os fisiologistas a melhor entenderem o funcionamento do corpo humano através da aplicação de novas perturbações experimentais (6)(7).

As ortóteses podem dividir-se em dois tipos de categorias: passivas e activas. As ortóteses passivas servem para imobilizar ou limitar a actividade de uma ou mais articulações. Normalmente, posicionam e mantêm o alinhamento correcto das articulações, sobretudo em crianças em fase de desenvolvimento; também auxiliam na prevenção do aparecimento de deformidades que se podem desenvolver devido a uma série de factores como por exemplo o posicionamento inadequado dos membros superiores, desequilíbrio muscular e hipertonia. Os seus componentes simplesmente bloqueiam ou desbloqueiam as juntas da ortótese. As ortóteses passivas concebidas actualmente são na sua maioria constituídas por metais e por plástico. O plástico é cada vez mais utilizado devido ao baixo peso e também devido ao seu aspecto ser esteticamente mais agradável. Algumas ortóteses passivas possuem bloqueadores na zona das juntas para permitir o seu desbloqueio quando necessário. Por exemplo, na junta do joelho, pode desactivar-se o bloqueio e assim o paciente consegue sentar-se normalmente, tal como está representado na figura 1-a). O termo 'ortótese activa' é usado tipicamente para descrever um dispositivo desenvolvido para aumentar a habilidade ambulatoria de uma pessoa que sofre de uma patologia da perna providenciando meios que aumentam a potência em uma ou mais juntas dos membros inferiores, como por exemplo a ortótese representada na figura 1-b). Isto inclui tanto a adição como a dissipação de potência, bem como a libertação controlada de energia armazenada em molas durante as fases da marcha humana. Ao contrário das ortóteses passivas, as ortóteses activas têm o potencial de controlar activamente as juntas dos dispositivos. Adicionalmente, estes dispositivos podem ter potencial terapêutico, além da assistência que é dada em simultâneo, uma propriedade extremamente desejada em reabilitação (2).

As primeiras ortóteses activas eram essencialmente suportes padrão modificados para fornecer algum tipo de assistência activa. A primeira referência a tal dispositivo que foi encontrado é uma patente E.U. de 1935, representada na figura 2-c)(8). O dispositivo era essencialmente um suporte para a perna, que permitia movimento no joelho. A manivela localizada na anca era utilizada para encerrar uma mola de torção localizada na articulação do joelho. O suporte interagiu com o utilizador através de uma conexão com o pé, cintas em torno das coxas e uma cinta no torso.

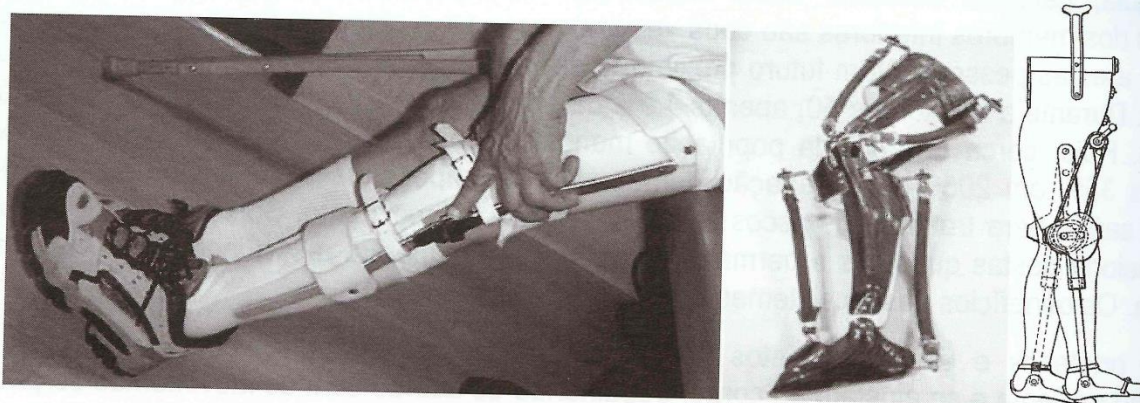


Figura 1 – (a) Ortótese passiva com bloqueio de juntas (9); (b) Exosqueleto do joelho e do tornozelo com músculos artificiais pneumáticos (6); (c) Projecto de uma das primeiras ortóteses activas de que se tem registo (2).

O objectivo deste artigo é fazer a revisão do estado da arte em ortóteses e exosqueletos dos membros inferiores. No entanto, serão muitos mais os exemplos referidos de exosqueletos e ortóses activas do que os de ortóteses passivas. As ortóteses activas estão neste momento a atrair a atenção de vários investigadores, uma vez que o seu potencial é bastante superior ao das ortóteses passivas.

Antes de começar a revisão do estado da arte, é útil explicar brevemente a biomecânica do andamento humano, informação essa que desempenha um papel crucial na criação dos dispositivos que são abordados aqui.

A figura 2-a) representa um diagrama simplificado da marcha humana do walking humano. A marcha humana pode ser definida como sendo a 'forma de mover o corpo de um local para outro mudando a localização do pé alternada e repetidamente' (10). Existem vários tipos de marcha humana, incluindo o walking, o running, o trote, o skipping, entre outros. O ciclo demarcha humana é o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um evento de locomoção repetitivo. O início do ciclo de marcha humana é representado como sendo o contacto inicial do calcanhar de um dos pés com o solo. O fim desse ciclo coincide com o início do novo ciclo, ou seja, com um novo contacto do calcanhar com o chão. O ciclo de marcha humana divide-se nos períodos de stance e de swing. Stance é o período onde o pé está em contacto com o solo. Swing representa o período de tempo em que um pé está no ar(11).

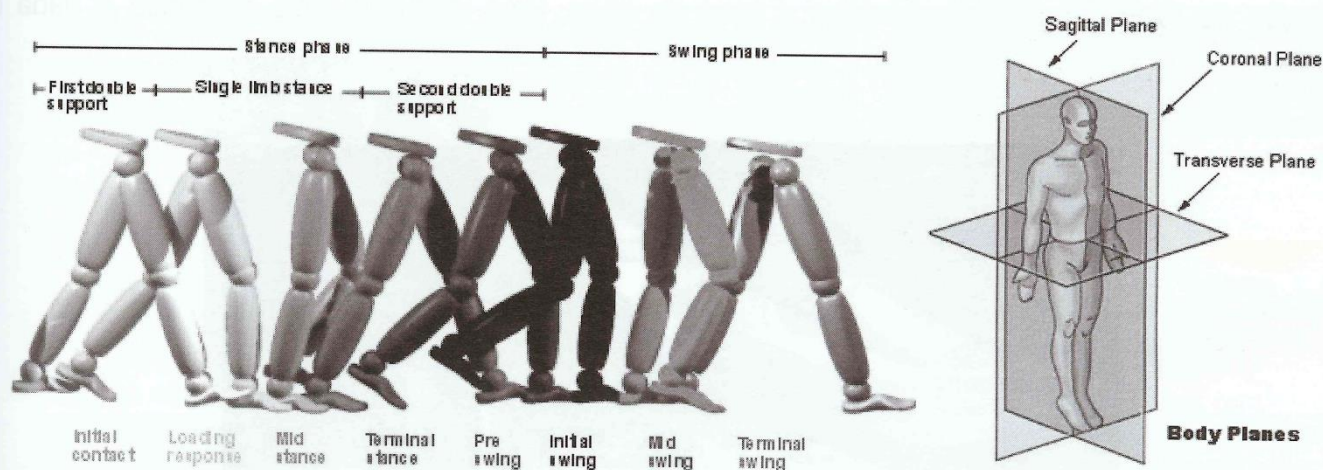


Figura 2 – (a) Ciclo da marcha humana de um walking humano (14); (b) Planos de referência do corpo na posição anatómica padrão (15).

A figura 2-b) representa os planos anatómicos de um humano. Existem três planos de referência para analisar o movimento humano: sagital, coronal e transversal. Dorsiflexão é a rotação do tornozelo no plano sagital aproximando a parte frontal do pé em relação à canela. Flexão plantar é a rotação do tornozelo no plano sagital afastando a parte frontal do pé da canela. A cinemática da marcha humana é o termo utilizado para descrever o movimento espacial do corpo, sem considerar as forças que causam o movimento. São efectuadas medidas relativas a uma frame de referência que se move relativamente a uma frame fixada globalmente. Os ângulos das juntas são as principais medidas cinemáticas. As principais juntas a serem estudadas são as do tornozelo, joelho e anca. A cinética de uma marcha humana é a relação entre a força e a massa que produz um movimento.

Uma medida de desempenho muito importante é o custo metabólico de transporte, através do qual se pode demonstrar a eficácia de uma ortótese ou exosqueleto (2). Através dessa medida, pode verificar-se se o dispositivo é vantajoso energeticamente. Esta medida pode ser obtida através do consumo de oxigénio e produção de dióxido de carbono durante a respiração. O sistema Cosmed K4 (12) ou o sistema Cosmed Quark PFT (13) servem para medir o custo metabólico de transporte.

2. Ortóteses passivas e activas mais importantes encontradas na literatura recente

Segundo Herr(4), os exosqueletos e as ortóteses podem ser classificadas em duas categorias: dispositivos que actuam em série com um membro da pessoa para aumentar o tamanho e deslocamento do membro; e dispositivos que actuam em paralelo com um membro da pessoa para aumentar a economia de locomoção, aumentar a força da junta e aumentar a resistência. A figura 3-a) representa um dispositivo que actua em série. Denomina-se Springbuck e demonstrou-se que melhora a absorção do choque e a economia metabólica a velocidades de corrida moderadas (16)(17). Na figura 3-b) está representada uma ortótese que actua em paralelo (18).

No entanto, actualmente as ortóteses dos membros inferiores são classificadas noutras categorias: AFOs, KAFOs e HKAFOs. Resumidamente, um AFO é uma ortótese para a zona do tornozelo e do pé; um KAFO é uma ortótese que engloba a zona do tornozelo, pé e joelho; um HKAFO é uma adaptação do KAFO englobando também a zona da anca. Uma definição mais detalhada é dada de seguida.

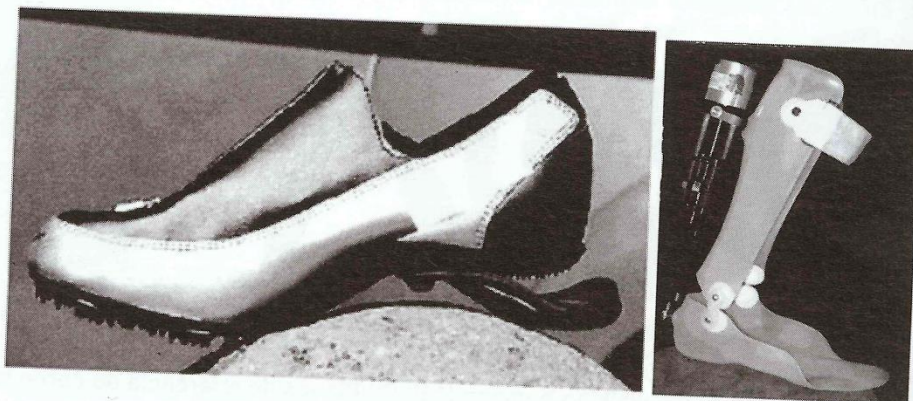


Figura 3 – (a) Sapato Springbuck (4); (b) AFO activo do MIT (4).

2.1. Tornozelo AFO

O termo AFO é a abreviatura de Ankle-Foot Orthosis e designa a parte do corpo que este dispositivo engloba, ou seja, o tornozelo e o pé. Os AFOs são usados para controlar instabilidades dessa região do corpo, mantendo o alinhamento e controlando o movimento.

Relativamente aos AFOs passivos, um dos trabalhos recentes (19) demonstrou que um AFO passivo e articulado, que impedia a flexão plantar melhorou a orientação da junta do tornozelo segundo o plano sagital, quer na fase de stance quer na de swing. Também melhorou os momentos no joelho no início da fase de stance, tudo isto em adultos com hemiplegia pós-AVC. Este grupo está actualmente a estudar os efeitos de diferentes projectos de AFOs passivos na cinemática e cinética de pessoas como hemiplegia pós-AVC.

No MIT Biomechatronics Lab foi desenvolvido um AFO activo para assistir pacientes que apresentam uma marcha humana caracterizada pelo movimento anormal do pé, uma deficiência que afecta

muitas pessoas que deram pancadas com o pé, que têm esclerose múltipla ou paralisia cerebral, entre outras causas. Este dispositivo consistiu na modificação de um AFO passivo, através da adição de um actuador elástico em série, que permitia a variação da flexão/extensão do tornozelo, um controlo baseado na força aplicada pela superfície e na informação da posição angular (20).

O grupo da Universidade do Michigan liderado por Daniel Ferris tem vindo a estudar a adaptação locomotora humana a ortóteses activas (21)(22). Este grupo tem investigado exosqueletos focando-se no estudo da fisiologia humana e tentando re-treinar deficiências motoras. Têm-se focado sobretudo no tornozelo, devido ao largo contributo dos flexores plantares no trabalho mecânico efectuado durante a marcha humana. O objectivo principal é determinar a resposta humana ao auxílio prestado pelos exosqueletos. Testaram as diferenças entre dois tipos de controlo do AFO: controlo footswitch (activa o exosqueleto quando a parte frontal do pé embate no solo) e o controlo proporcional mioeléctrico (de acordo com o sinal de EMG obtido no músculo soleus). Ambos os controlos activam um músculo artificial pneumático (músculo McKibben) responsável pelo torque associado à ocorrência de flexão plantar. Efectivamente, verificaram que o controlo proporcional mioeléctrico permite uma maior redução da activação muscular, obtendo-se maiores poupanças metabólicas e também uma cinemática da marcha humana muito semelhante à de um indivíduo normal, quando comparada com o controlo footswitch. Um conceito muito utilizado por este grupo é o de par agonista/antagonista implementados com dois músculos artificiais pneumáticos (23). Toda a investigação que estão a desenvolver actualmente tem como base o uso de controlo proporcional mioeléctrico.

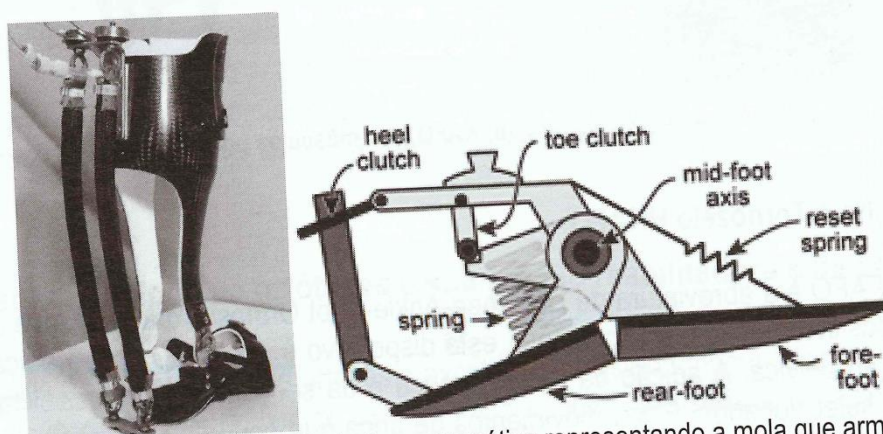


Figura 4 – (a) Exosqueleto AFO (23); (b) Projecto esquemático representando a mola que armazena energia(24).

Uma ideia inovadora foi apresentada por Collins e Kuo (24), que consistia em restaurar o normal funcionamento do tornozelo reciclando a energia dissipada como trabalho negativo quando o tornozelo contacta com o solo, aproveitando-a como trabalho positivo para completar um movimento incompleto de push-off, obtendo-se menores gastos metabólicos.

2.2 Joelho + Tornozelo KAFO

O termo KAFO é a abreviatura de Knee-Ankle-Foot Orthosis e designa a parte do corpo que este dispositivo engloba. Este dispositivo vai desde a coxa até ao pé e geralmente é usado para controlar instabilidades de membros inferiores, mantendo o alinhamento e controlando o movimento. A instabilidade pode dever-se a problemas como ossos partidos, juntas com artrite, pernas tortas, hiper-extensão do joelho, paralisia ou problemas musculares.

No Instituto de Automática Industrial de Madrid, têm-se dedicado ao estudo de KAFO's activos(25)(26). Em(25) estudou-se a aplicação de um controlo variável da rigidez da junta do joelho num

KAFO, durante a marcha humana, desenvolvendo-se testes em dois pacientes com Síndrome Pós-Polío (PPS). Os resultados indicaram um melhoramento importante dos padrões de marcha humana nestes dois pacientes com debilidades nas pernas através de meios de compensação aplicados pela ortótese. Em (26) apresentaram um sistema actuador inspirado na função dos músculos reais da perna, sendo concebido para imitar o seu comportamento. A principal diferença em relação a outros sistemas foi o conceito de junta do joelho usado, sendo projectado um mecanismo de quatro barras para imitar o movimento do joelho humano, simulando o movimento dos ligamentos cruzados. O algoritmo utilizado para adaptar o comprimento e os ângulos das barras foi o mesmo apresentado em (27).

O grupo da Universidade do Michigan liderado por Daniel Ferris também tem vindo a estudar KAFOs activos. Baseados num AFO utilizado anteriormente (21), criaram um KAFO activado por músculos artificiais pneumáticos para testarem a performance mecânica durante a locomoção (28)(6). Este KAFO era activado por controlo proporcional mioeléctrico e tinha uma secção de aço na coxa.

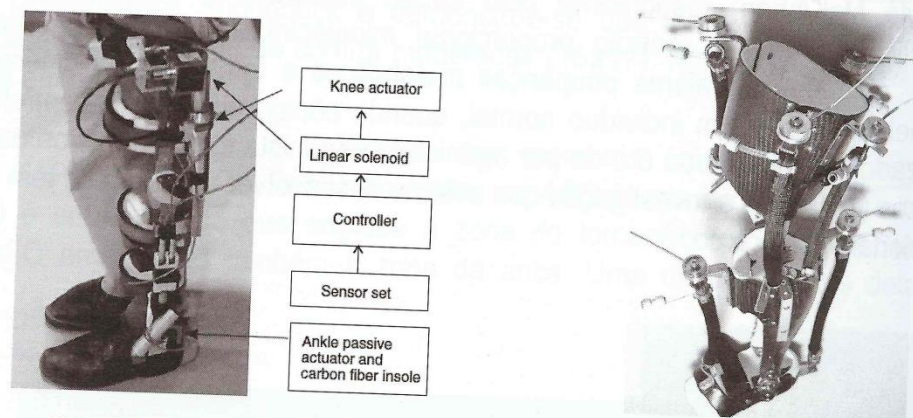


Figura 5 – (a) KAFO activo (25); (b) KAFO com músculos pneumáticos (28).

2.3. Anca + Joelho + Tornozelo HKAFO

O termo HKAFO é a abreviatura de Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis, que descreve a parte do corpo que este tipo de dispositivo engloba. Basicamente, este dispositivo é um KAFO com a adição de uma junta na anca e uma secção pélvica. A adição da junta na anca e da secção pélvica possibilita o controlo dos movimentos de anca seleccionados. Estes movimentos de anca que podem ser seleccionados englobam o movimento de frente para trás, de um lado para outro e rotação. Uma razão para a adição da secção da anca a um KAFO é a redução ou minimização do risco de deslocamento ou saída da posição correcta da anca. Outro motivo é a estabilidade da anca e da parte inferior da coluna em casos em que o paciente é fraco ou tem paralisia.

Além de AFOs e KAFOs, o grupo da Universidade do Michigan liderado por Daniel Ferris também começou a testar um HKAFO que providenciava torque flexor da anca, bem como torque extensor da anca, tal como representado na figura 6-a). Modificaram um suporte pré-fabrica e ajustável de abdução da anca (OPTEC, Inc, Lawrenceville, GA) de maneira a incluírem novos suportes de aço e um cilindro pneumático (6).

Uma excelente contribuição no campo dos exosqueletos foi dada por Mankala e tal. (29), através da concepção de um novo exosqueleto HKAFO para treino da marcha humana, como representado na figura 6-b). Este exosqueleto usava molas torcionais na anca nas juntas do joelho para dar assistência no movimento de swing. As molas eram carregadas durante a fase de stance e proporcionavam forças prosulsivas na perna durante a fase de swing.

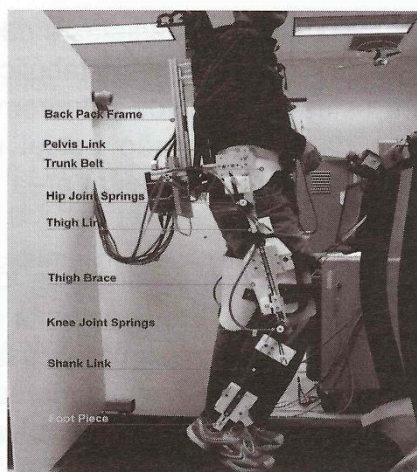


Figura 6 – (a) Exosqueleto HKAFO (6); (b) HKAFO para treino da marcha humana (29).

2.4. Exosqueletos comercializados actualmente

Actualmente existem bastantes ortóteses a serem comercializadas, incluindo AFO's, KAFO's e HKAFO's. Cada empresa apresenta diversos modelos, adaptando-os ao utilizador e às suas necessidades. A empresa Otto Bock disponibiliza o KAFO 170K1, que permite efectuar a fase de stance em segurança, bem como o livre movimento na fase de swing (30). Permite um padrão de marcha humana suave. A empresa Cascade Orthotics comercializa diversos AFOs, KAFOs e HKAFOs (31). A Empresa comercializa inúmeros AFOs, como por exemplo o L1902, bem como inúmeros KAFOs como o caso do L2010 (32) A empresa Orthomerica também comercializa este tipo de ortóteses (33). Todos estes modelos dizem respeito a ortóteses passivas. Tanto quanto se saiba, não existem ainda modelos de ortóteses activas a serem comercializados.

3. Discussão sobre os tipos de ortóteses e sua função reabilitadora e de compensação funcional

Os grupos de investigação de ortóses e exosqueletos estão empenhados em obterem dispositivos que aumentem o desempenho, reabilitem os pacientes e dêem assistência a pacientes com patologias associadas aos membros inferiores. Isto é conseguido através duma compensação funcional do movimento dos membros inferiores destes pacientes. A concepção deste tipo de dispositivos é constantemente melhorada através da exploração de princípios biomecânicos da locomoção animal.

Existem alguns tipos de controlo das ortóteses activas e dos exosqueletos. Verifica-se que o controlo proporcional mioeléctrico é bastante melhor que o controlo footswitch, uma vez que permite uma maior redução da activação muscular, levando o paciente a uma maior poupança metabólica e também uma cinemática da marcha humana muito semelhante à de um indivíduo normal.

4. Conclusões e Perspectivas Futuras do campo de pesquisa.

As ortóteses comercializadas actualmente devolvem alguma independência aos utentes que as utilizam, conseguindo por vezes obter um movimento muito próximo do normal. No entanto, estes dispositivos comercializados são ainda todos passivos. Os dispositivos a serem comercializados num futuro próximo terão mecanismos de compensação funcional activa, que levarão à obtenção de um nível de vida ainda melhor para utentes com debilidades físicas dos membros inferiores, reabilitando-os, aumentando o seu desempenho ou prestando-lhes assistência.

A investigação na área dos exosqueletos e das ortóteses tem muito a ganhar com uma análise da perspectiva fisiológica: redução da energia metabólica do paciente, bem como uma minimização dos requisitos energéticos para estes dispositivos actuarem. Por outro lado, existem benefícios no uso destes dispositivos para o avanço da compreensão actual da fisiologia locomotora humana. Assim, um dos aspectos fundamentais para o sucesso desta área é a cooperação constante entre engenheiros e fisiologistas.

Os exosqueletos irão contribuir de diversas formas para os benefícios futuros da humanidade. E esse futuro não está assim tão distante. Ferris acredita que por volta de 2024 as pessoas caminharão pelas ruas, nos centros comerciais e para as suas casas usando exosqueletos, afirmando que os exosqueletos estão hoje ao nível do que estavam os computadores em 1978 (5). Herr pensa que este uso a escala mundial dos exosqueletos só acontecerá no final do século XXI (4).

O dispositivo de reciclagem energética (24) poderá ser útil numa outra área, neste caso na área das próteses. Poderia eventualmente funcionar como uma base para o desenvolvimento de uma prótese do pé, melhorando a economia de movimento verificada nos amputados. Este desenvolvimento iria beneficiar de uma redução do peso e tamanho, mudança da forma e as características de rigidez para a marcha humana do amputado.

5. Bibliografia

1. **Yakimovich, T., Lemaire, E. D. and Kofman, J.** Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2, 2009, Vol. 46, pp. 257-268.
2. *Active Orthoses for the Lower-Limbs: Challenges and State of the Art*. **Dollar, A. D. and Herr, H.** Noordwijk : s.n., 2007. 10th International Conference on Rehabilitation Robotics.
3. **Dellon, B. and Matsuoka, Y.** Prosthetics, exoskeletons and rehabilitation - now and for the future. *IEEE Robotics & Automation Magazine*. 2007, pp. 30-34.
4. **Herr, H.** Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009.
5. **Ferris, D. P.** The exoskeletons are here. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009.
6. *Robotic Lower Limb Exoskeletons Using Proportional Myoelectric Control*. **Ferris, D. P. and Lewis, C. L.** Minneapolis, Minnesota, USA : s.n., 2009. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. pp. 2119-2124.
7. **Ferris, D. P., Sawicki, G. E. S. and Daley, M. A.** A physiologist's perspective on robotic exoskeletons for human locomotion. *Int J HR*. 2007, Vol. 4, pp. 507-528.
8. **Cobb, G. L.** *Walking Motion*. 2,010,482 U. S. Patent, 1935.
9. http://www.scheckandsiress.com/orthotic_care/KAFO.pdf. [Online]
10. **Smidt, G. L.** Rudiments of gait. *Gait in rehabilitation*. 1990, pp. 1-19.
11. **Blaya, J. A.** *Force-Controllable Ankle Foot Orthosis (AFO) to Assist Drop Foot Gait*. MIT : s.n., 2003.
12. **Hauswirth, A. X. C. and Lechevelier, J. M.** The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurement during exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 1997, Vol. 18, pp. 449-453.
13. http://www.cosmed.it/index.php?option=com_content&view=article&id=237&Itemid=165&lang=en. [Online]
14. <http://www.arielnet.com/adi2001/adi/services/support/tutorials/gait/images/general/phases.jpg>. [Online]
15. <http://training.seer.cancer.gov/images/anatomy/body/planes.jpg>. [Online]
16. **Herr, H. and Gamow, R. I.** *Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures*. 5,701,686 U.S. Patent, 1997.

17. —. *Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures*. 6,029,374 U.S. Patent, 2000.
18. **Blaya, J. A. and Herr, H.** Control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2004, pp. 24-31.
19. **Fatone, S., Gard, S. A. and Malas, B. S.** Effect on Ankle-Foot Orthosis Alignment and Foot-Plate Length on the Gait of Adults With Poststroke Hemiplegia. *Prosthetics, Orthotics, Devices*. 2009, Vol. 90, pp. 810-818.
20. **Blaya, J. A. and Herr, H.** Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2004, Vol. 12, pp. 24-31.
21. **Ferris, D. P., Czerniecki, J. M. and Hannaford, B.** An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Muscles. *Journal of Applied Biomechanics*. 2004, Vol. 21, pp. 189-197.
22. **Cain, S. M., Gordon, K. E. and Ferris, D. P.** Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2007.
23. **Kao, P., Lewis, C. L. and Ferris, D. P.** Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton. *Journal of Biomechanics*. 2010, pp. 203-209.
24. **Collins, S. C. and Kuo, A. D.** Recycling Energy to Restore Impaired Ankle Function during Human Walking. 2010.
25. **Moreno, J. C., et al.** Immediate effects of a controllable knee ankle foot orthosis for functional compensation of gait in patients with proximal leg weakness. *International Federation for Medical and Biological Engineering*. 2007, pp. 43-53.
26. **Cullell, A., et al.** Biologically based design of an actuator system for a knee-ankle-foot orthosis. *Mechanism and Machine Theory*. 2008, Vol. 44, pp. 860-872.
27. **Baydal, J.M.** Development of a new concept of an orthotic knee joint compatible with the kinematics of the human knee joint. *Prosthetic and*. 2006, pp. 371-383.
28. **Sawicki, G. S. and Ferris, D. P.** A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 6, 2009, Vol. 23.
29. **Mankala, K. K., Banala, S. K. and Agrawal, S. K.** Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009.
30. http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/3464.html?id=19263#t19263. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]
31. <http://www.cascadeorthotics.com/index.html>. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]
32. http://www.aetna.com/cpb/medical/data/500_599/0565.html. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]
33. http://www.orthomerica.com/custom/custom_function_hkafo.htm. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]