

Revisão e Classificação de Dispositivos de Treino e Reabilitação da Marcha Humana

M. Martins¹, A. Frizera², C. Santos¹, R. Ceres³

¹Universidade do Minho, Gualtar, Braga, Portugal. martins.m.marie@gmail.com, cristina@dei.uminho.pt

²Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória – ES, Brasil. anselmo@ele.ufes.br

³Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Crta Campo Real km 0,200. Arganda del Rey, Madrid – España
ceres@jai.csic.es

Sumário. O treino de marcha convencional recorre a uma passadeira. Este tipo de treino comporta custos consideráveis, para além de exigir o constante envolvimento e esforço de dois ou três terapeutas. De modo a reduzir este esforço, inúmeros grupos de investigação têm desenvolvido uma série de alternativas a este método através da ajuda de dispositivos robóticos que realizam a assistência de pacientes na passadeira. Para além destes, têm surgido outros dispositivos que permitem um treino mais alargado dos pacientes no sentido em que permitem ao paciente executar a sua marcha no solo, bem como a repetição de movimentos de subida, descida e de tropeçar.

Palavras chave: locomoção, reabilitação da marcha, ortóteses, robótica.

1. Introdução

O número de pessoas que possuem capacidades de locomoção reduzidas cresce de ano para ano. A redução das capacidades aparece nas pessoas que sofreram de lesões da medula espinal, tiveram um AVC e como consequência sofrem de hemiparesia, foram sujeitos a cirurgias de substituição, ou que possuem já uma idade avançada. Esta diminuição da mobilidade é um factor que influencia a qualidade de vida e a dependência destas pessoas de terceiros no seu dia-a-dia.

Torna-se assim necessário encontrar formas e ferramentas que melhorem a mobilidade das pessoas, ajudando-as a reaprender a andar com segurança e com eficiência, de modo a recuperar todos os movimentos necessários para uma caminhada normal e independente no dia-a-dia.

Os treinos mais tradicionais usam uma passadeira com um sistema de suporte de peso do paciente. Este treino baseia-se no princípio da repetição física de todos os movimentos de uma marcha. Este tipo de treino tem demonstrado produzir muitos bons resultados a nível de reabilitação dos pacientes. No entanto, esta terapia requer o envolvimento de dois ou três terapeutas que ajudem o paciente na caminhada, segurando nos seus membros inferiores de modo a controlar os movimentos. Desta forma, é exigido um grande envolvimento e esforço por parte dos terapeutas (1).

A robótica aparece então aplicada à reabilitação, recorrendo ao uso de robôs para o treino da marcha de pacientes desabilitados. O objectivo do recurso a robôs é ampliar o trabalho dos terapeutas para que cada paciente possa receber terapia suficiente de modo a atingir uma recuperação óptima. A elevada pesquisa nesta problemática conduziu à existência de robôs capazes de fornecer aos terapeutas a assistência necessária para permitir que o paciente consiga completar determinada tarefa na locomoção, assim como motivá-lo a participar cada vez mais no treino. Este último factor é essencial para que a aprendizagem motora seja facilitada (2).

Estes robôs treinadores de marcha podem ser passivos ou activos. Por dispositivo passivo entende-se que o membro do paciente fornece a força e o dispositivo permanece passivo. Estes dispositivos não recorrem a actuadores ou motores, mas sim a sistemas de molas e juntas. Por dispositivo activo, entende-se que o dispositivo fornece a força enquanto o membro permanece passivo. Estes dispositivos recorrem a actuadores ou motores (3).

Neste trabalho é apresentada uma revisão dos vários robôs treinadores de marcha, quer os passivos como os activos.

2. Dispositivos Passivos

Os dispositivos passivos têm-se apoiado no princípio de *Gravity-Balancing* que se baseia na redução ou eliminação dos efeitos da gravidade durante a caminhada. Os projectos deste dispositivo incluem as seguintes características: é passivo, ou seja, não inclui nem motores nem actuadores, sendo composto por molas e *links*; é seguro e tem uma interface paciente-máquina simples que acomoda diversas variações da geometria e inércia dos pacientes (4). A Fig. 1 apresenta um esquema do componentes básicos deste mecanismo.

Os trabalhos relacionados com estes dispositivos de equilíbrio têm-se centrado nos efeitos das máquinas de reabilitação na estabilidade da postura durante a caminhada, e qual a natureza das forças e momentos internos dos membros (4; 3).

O princípio que está por detrás deste dispositivo baseia-se num método híbrido: o centro de massa da perna do paciente é encontrado usando um mecanismo de paralelogramo; posteriormente são colocadas molas nas posições adequadas para que estas equilibrem o efeito da gravidade ao longo do movimento das pernas. Estes conceitos encontram-se descritos em detalhe em (4).

A segurança é um factor determinante na escolha de um dispositivo passivo. Normalmente, os pacientes sentem-se mais confortáveis e seguros ao colocar um dispositivo que seja passivo relativamente a um activo. Para além disso, é ajustável à geometria e à inércia de cada indivíduo de modo a que este atinja o nível de equilíbrio desejado e necessário. O dispositivo pode também aplicar forças ajustáveis de modo a ajudar no *swing* do membro e na propulsão para a frente durante a caminhada. Desta forma, a assistência ao movimento será cada vez mais pequena à medida que o paciente progride na sua reabilitação (4). Na Fig. 1 é apresentado um protótipo de dispositivo *Gravity-Balancing* criado por (4).

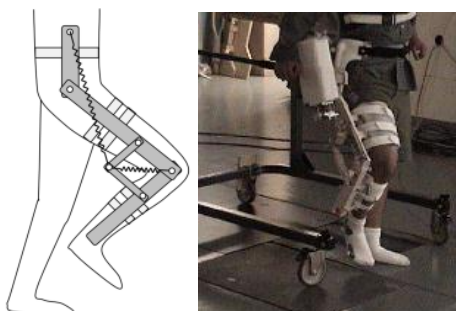


Fig. 1 À esquerda: Componentes básicos de um mecanismo de *gravity-balancing* (4). À direita: Sujeito com o dispositivo *Gravity-Balancing* vestido (4).

3. Dispositivos activos

Os dispositivos activos são normalmente distribuídos por quatro tipos de abordagens.

Uma abordagem baseia-se num treino na passadeira com um suporte que segura o paciente e reduz o seu peso. Neste treino o paciente possui vestido um dispositivo robótico que o ajuda a gerar uma trajectória de marcha ao nível do chão.

Outro tipo de abordagem prende os pés do paciente a um manipulador robótico que gera/simula vários tipos de terreno e padrões de marcha humana, como por exemplo, uma marcha plana, subir escadas e tropeçar. Neste caso o paciente é também suportado o que reduz o seu peso. Outra abordagem é o uso de dispositivos móveis, ou seja, dispositivos que são vestidos pelo paciente e que permitem que este se desloque no próprio solo sem ajuda de terceiros. Por último, têm-se realizado estudos onde os pacientes treinam a marcha deitados, que não serão abordados no presente trabalho.

De seguida, apresenta-se uma descrição mais detalhada de cada uma destas abordagens.

3.1 Treinadores na passadeira

O método mais proeminente para a reabilitação da marcha é o treino na passadeira com suporte do peso do corpo. Esta técnica surgiu através de investigação de controlo neuronal na locomoção de vertebrados (5). Experiências preliminares com gatos descerebrados conduziram com sucesso, ao treino da sua marcha na passadeira. Com base nestas observações um elevado número de equipas de investigação começou a realizar testes similares recorrendo a humanos em passadeiras.

Nos métodos convencionais, os pacientes com deficiências locomotoras usam uma armação que suporta o seu peso corporal. Dois ou três terapeutas assistem então manualmente os movimentos das pernas ao longo do movimento de marcha na passadeira, e estabilizam a postura do paciente.

Como este treino requer muito de esforço por parte dos terapeutas, os grupos de investigação têm desenvolvido dispositivos robóticos que ajudem o paciente na passadeira.

O primeiro a ser desenvolvido com este intuito foi o Lokomat[®], por Hocoma (6). Este dispositivo consiste numa ortótese robótica com quatro graus de liberdade, com actuação ao nível das articulações da anca e joelho (Fig. 2). É ajustável ao comprimento dos segmentos superior e inferior da perna, e à amplitude da anca do paciente, bem como ao perímetro da perna. A actuação é realizada por motores DC e os ângulos são medidos por potenciómetros. As trajectórias de referência que são utilizadas para o controlo do movimento são trajectórias angulares fisiológicas da anca e joelho.

A estrutura do Lokomat[®] é fixada à passadeira através de um mecanismo de quatro barras de forma a providenciar estabilização lateral planar. As pernas do paciente são ligadas ao dispositivo por três ligações por perna, como se pode ver na Fig. 2.

O comum utilizador do dispositivo efectua um padrão de marcha fixo que é obtido por controlo de posição das trajectórias angulares das articulações. Contudo, é importante assegurar que o paciente caminhe activamente, e não que as suas pernas sejam passivamente movidas pelo Lokomat[®] (7). Esta ideia conduziu ao desenvolvimento de um algoritmo de adaptação do padrão de marcha automático, o que permite alguns graus de capacidade locomotora voluntária para caminhar activamente no sistema com um padrão de marcha variável. Treinar com um padrão de marcha adaptativo oferece as seguintes vantagens: 1) movimentos activos e contracções musculares *versus* movimentos/músculos passivos; 2) mais inputs sensoriais fisiológicos e variáveis para os centros do sistema nervoso central (SNC); e 3) aumento da motivação do paciente que consegue assim controlar o movimento do Lokomat (8).



Fig. 2 À direita: Ortótese robótica Lokomat em utilização (8). À esquerda: Dispositivo LokoHelp(9)

Um sistema semelhante ao Lokomat é o LokoHelp (10), um dispositivo electromecânico colocado no meio faixa da passadeira paralelamente à direcção da marcha e fixo à frente da passadeira com um gancho simples, conforme ilustrado na Fig. 2. Com a ajuda de um mecanismo que suporta o peso do paciente, este é estabilizado e posicionado em cima da passadeira. A largura do LokoHelp é de 95 mm e encaixa-se entre as pernas do paciente. Durante a terapia, o LokoHelp guia as pernas do paciente num padrão de marcha definido. Não há derrapagem pois o LokoHelp é conduzido indirectamente pela superfície da passadeira. Este dispositivo garante uma marcha contínua e rítmica durante todo o tratamento.

Como o LokoHelp permite o treino do controlo da postura, da extensão do joelho, impacto activo da sola do pé e da extensão activa da anca, este é um dos melhores sistemas de terapia de locomoção.

Outro projecto que utiliza um treino na passadeira é o LOPES da Universidade de Twente (Holanda) (6). Trata-se de um robô do tipo exoesqueleto de modo a permitir a execução de forças ou momentos nas pernas do paciente. O robô move-se em paralelo com as pernas do paciente para que este não seja privado de nenhum tipo movimento. Como as juntas do robô correspondem às articulações humanas, é fácil impor limites de segurança nas forças e momentos aplicados. O exoesqueleto está ligado fisicamente a um suporte actuado situado à altura da pélvis (Fig. 3). Este tipo de *setup* permite a compensação do peso do exoesqueleto e a aplicação de forças correctivas externas na pélvis do paciente (3).

Relativamente ao controlo da impedância (em oposição ao controlo de admitância) foi seleccionado um *outline* de controlo da interacção básico para o exoesqueleto. Este implica que o controlo da interacção é baseado na sensorização da posição combinada com actuação da força. Esta escolha implica que as partes móveis da construção devem ser de peso leve.

O sistema possui oito graus de liberdade (Fig. 3): dois para a translação horizontal da pélvis e três juntas rotacionais por perna. Estes são considerados suficientes. Um grau de liberdade (o movimento vertical da pélvis) foi compensado passivamente através de um mecanismo de mola ideal e foi deixado livre para se mover sem actuação dentro dos limites especificados, como mostra a Fig. 3 (11).

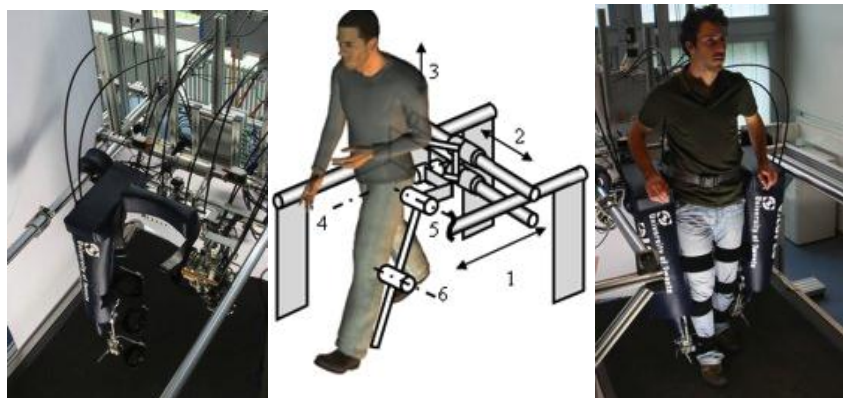


Fig. 3 Esquerda: Vista de cima que mostra o grau de liberdade que actua na pélvis; Centro: Esquema dos degraus de liberdade; Direita: Sujeito com o exoesqueleto LOPES em utilização (12).

O *AutoAmbulator* (13) é um dispositivo que utiliza braços robóticos para replicar os movimentos padrão de uma marcha normal numa passadeira.

A NASA desenvolveu o G-Trainer™ (14), ilustrado na Fig.4, que se tornou no primeiro sistema que usa uma passadeira anti-gravidade e que foi aprovado pela FDA. Este sistema permite essencialmente que o paciente corra sem necessitar de suportar o seu corporal. Desta maneira não força as suas articulações, ligamentos, tendões e músculos. Para tal, foi criada uma câmara selada abaixo da cintura onde o paciente é colocado dentro de uns calções de neoprene que são zipados na cintura. Esta câmara é pressurizada, pelo que, o paciente é levantado através de uma pressão de ar para cima, que o suspende em cima da superfície da passadeira. É assim usada uma força de levantamento conhecida como *Advanced Differential Air Pressure Technology* (ADAPT). É através do controlo da pressão na câmara que o terapeuta pode controlar o peso do paciente.



Fig. 4 Dispositivo G-Trainer™ em utilização (14).

Um outro dispositivo é o manipulador pélvico assistido (PAM) (15) que permite que a pessoa tenha um movimento natural. Este dispositivo robótico prende-se à pélvis do paciente e manipula o movimento pélvico durante o treino de marcha na passadeira. Este manipulador consiste em dois robôs pneumáticos com três graus de liberdade. Este sistema apresenta um bom controlo de posição e força a baixo custo.

3.2 Manipuladores de Pés

Um grande problema na reabilitação e aprendizagem motora é a aprendizagem da comutação entre diferentes tipos de marcha. Isto faz com que seja necessário o treino de vários tipos de padrão de marcha, bem como várias situações que surgem no dia-a-dia, como o aparecimento de um obstáculo. Para isso surgiu o conceito de manipuladores de pés móveis, onde cada pé do paciente é posicionado num manipulador cujos movimentos são programáveis e que simulam o movimento normal do pé durante o *stance* e o *swing*. A cadência e o comprimento do passo podem ser ajustados individualmente. A ideia desta máquina é fornecer um treino de marcha guiada bilateralmente e de forma distal. Para além disso, os joelhos dos pacientes não estão fixos, para que os terapeutas possam contactar fisicamente com os pacientes, por forma a fazer alguma correcção ao joelho, caso seja necessário.

O grupo *Mechanized GaitTrainer* criou o *GaitTrainer* (16), que se baseia no conceito acima descrito, usando uma manivela e um sistema de engrenagem ligado a um manipulador, que fornece um movimento de membros similar ao que ocorre num treino elíptico (Fig. 5). Esta máquina possui apenas um grau de liberdade que guia a perna de forma a produzir um determinado padrão de marcha. Para além disso, o esforço requerido ao paciente é ajustado conforme a sua melhoria, e o centro de massa deste é controlado nas direcções vertical e horizontal.

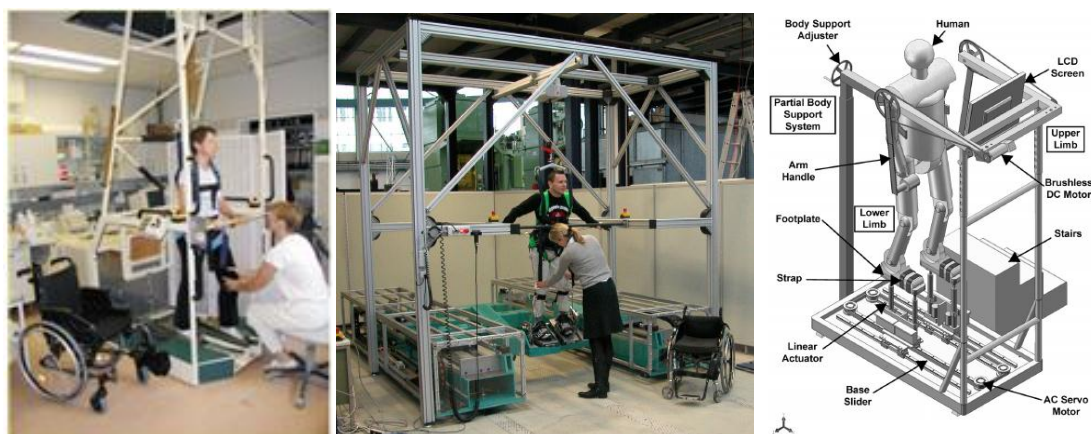


Fig. 5 À esquerda: GaitTrainer electromecânico com manipuladores de pés. (16) Ao centro: HapticWalker em utilização (16). À direita: Esquema do robô de reabilitação com 6 DOF (1).

Posteriormente, este mesmo grupo decidiu estender o conceito de manipuladores de pés para um dispositivo onde os movimentos podem ser programados. Isto levou ao desenvolvimento do *HapticWalker* (16). O *HapticWalker* é o primeiro dispositivo com seis graus de liberdade que não se restringe ao treino de caminhar no mesmo tipo de solo e encontra-se ilustrado na Fig. 5. Ao contrário das máquinas que estão ligadas à passadeira, este dispositivo permite que o paciente treine trajectórias de marcha arbitrárias e similares às situações do dia-a-dia. A dinâmica do *HapticWalker* permite o movimento suave dos pés em caminhadas de velocidade moderada, bem como em simulações reais de caminhadas com velocidades superiores a 120 passos/min (16).

Comparado com o *GaitTrainer*, o *HapticWalker* possui algumas vantagens. As trajectórias do *HapticWalker* são programadas livremente, fazendo com que o treino não esteja restrito a caminhadas num solo plano, ou seja, o paciente pode treinar a subida de escadas, andar em terrenos inclinados, entre outros. Outra vantagem, é ter sensores debaixo dos manipuladores, que registam a força do paciente. Estes dados são posteriormente usados para realizar uma análise do treino do paciente, o que permite um rigoroso e cuidadoso acompanhamento terapêutico *à posteriori*. Podem também ser adicionadas perturbações, como tropeçar, escorregar, e já começa a ser possível a sua integração num ambiente virtual (17). Uma melhoria deste dispositivo está na optimização dos algoritmos de controlo da força na marcha, que são baseados em dados clínicos (17).

Outro estudo que está a ser realizado (1) também implementa o ajuste da velocidade da marcha dos pacientes com o uso de manipuladores de pés e que reproduz o efeito de vários tipos de terreno. No entanto este estudo

considera um novo factor, que é frequentemente desprezado na maioria dos robôs de reabilitação: a interacção dos membros inferiores com os membros superiores.

No corpo humano, existe uma coordenação motora entre os braços e as pernas. Quando os humanos andam, ambos os membros inferiores e superiores movem-se sincronizadamente. Tal coordenação parece ocorrer a um nível neuronal (18; 19). Têm sido realizados diversos estudos à volta desta sincronização que demonstraram que existe uma conexão entre a activação muscular dos braços e das pernas. Para além disto, descobriu-se que ao ser fornecido o movimento de *swing* ao braço durante um treino de locomoção, o movimento pode ser melhorado. Assim, o robô proposto em (1) e representado na Fig. 5 é composto por um manipulador de pés com três graus de liberdade no plano sagital de cada pé, dois actuadores unidos aos manipuladores através de uma junta revolvente, um dispositivo para os membros superiores, e um suporte de peso parcial. Os actuadores geram movimentos espaciais do calcanhar ao longo do eixo dos *y*. Para o movimento ao longo do eixo *x*, foi construído um mecanismo deslizante com um grau de liberdade. Os deslizadores são ligados a uma correia dentada que é controlada por um motor servo AC. Isto irá assegurar que cada movimento de um pé seja o oposto do outro. O dispositivo dos membros superiores está ligado através de uma ligação pendular com uma junta prismática aos manipuladores de pés, fazendo com que os membros estejam todos conectados através de um padrão de marcha sincronizado.

Para segurar o paciente, foi desenhado um sistema de suporte simples e ajustável ao paciente baseado num cinto ajustável ao paciente. Este sistema irá prevenir que o paciente caia para frente ou para trás, para além de o manter centrado.

3.3 Ortóteses

Os dispositivos que utilizam a passadeira ou os manipuladores destinam-se às limitações locomotoras que requerem o trabalho dos terapeutas. Não são contudo a solução universal para todos os pacientes. Estes dispositivos não permitem o treino de mudar de direcção, por exemplo. Muitos pacientes podem beneficiar deste treino intensivo de marcha, alterando a sua velocidade, mas outros podem necessitar de treinar uma maior variedade de tarefas.

Outro aspecto importante destes dispositivos de marcha é não fornecerem assistência activa ao tornozelo. Dependem também de uma assistência na anca e nos joelhos para induzir um padrão de marcha. Isto pode representar uma grande limitação a estes sistemas pois o tornozelo fornece mais energia que a anca ou o joelho durante uma marcha normal. Se os pacientes não puderem praticar os padrões de marcha com um *push-off* que utilize a energia do tornozelo, estes ficam susceptíveis à aprendizagem de uma marcha compensatória, em vez de uma marcha normal, conforme se pretendia (20).

Para contornar estas limitações, foram efectuados vários estudos (20) de forma a encontrar uma solução que requeresse menos ajuda do terapeuta e reproduzisse uma maior variedade de tarefas locomotoras. As ortóteses resultam dessa investigação, e têm como objectivo principal compensar a perda da função mecânica e trabalhar em conjunto com os movimentos do paciente.

A órtese é uma ferramenta móvel e portátil que facilita a recuperação motora, permitindo ao paciente praticar a marcha no solo. Para que este objectivo seja bem sucedido na reabilitação, a órtese terá de ser alimentada energeticamente de maneira a promover uma marcha dinâmica.

Um grande problema de construir dispositivos móveis e portáteis é o facto de requerem actuadores e baterias que sejam leves e com grande capacidade para fornecer energia durante muitas horas de uso. Felizmente, a tecnologia tem evoluído espectacularmente, fazendo com que os processadores sejam cada vez mais rápidos: controladores mais robustos e actuadores mais leves. Sendo assim, o problema da portabilidade embora relevante, pode ser resolvido (20).

Outro problema que pode ser encontrado nestes dispositivos é a fiabilidade de controlo. As estratégias de controlo e os algoritmos para os dispositivos portáteis devem ser robustos e seguros para a interacção humana. Para além disto, as ortóteses têm sido alvo de discussão relativamente ao facto de poderem ter um problema de recrutamento neuromuscular, promovendo a passividade do paciente ao longo do treino (20).

Alguns dos primeiros trabalhos relacionados com ortóteses alimentadas energeticamente datam dos anos 70. Miomir Vukobratovic, da Jugoslávia, criou um dos modelos mais avançados daquela altura (21). Este dispositivo usava actuadores pneumáticos na anca, joelho e tornozelo, de maneira a fornecer assistência nos planos frontal e sagital. Na mesma altura, Ali Seireg na Universidade de Wincosin desenvolveu uma ortótese hidráulica com um eixo duplo na anca e no tornozelo e um único eixo nos joelhos (22). Através de vários testes, foi comprovado que este dispositivo era confortável e que era capaz de assistir a uma marcha lenta. Com o aparecimento de actuadores, sensores e processadores cada vez mais pequenos, as ortóteses começaram a ser uma realidade clínica.

O Director Yoshiyuki Sankai e os seus colegas do *Cybernetics Laboratory* da Universidade de Tsukuba no Japão, desenvolveram uma ortótese alimentada electro-mecanicamente designada por HAL (*Hybrid Assistive Limb*) (23) e encontra-se ilustrado na Fig. 6.

A estrutura da perna do HAL potencia a flexão/extensão das juntas da anca e do joelho através de um motor DC com uma unidade harmónica colocada directamente sobre as articulações. Os graus de liberdade da extensão e flexão do tornozelo são passivos. A interface do dispositivo com o paciente possui os seguintes componentes: um sapato especial com sensores de força para medir a reacção do solo, uma espécie de armadura ao longo da perna até à coxa, e um cinto largo na cintura.

O sistema HAL recorre a uma série de componentes sensoriais para o controlo motor: eléctrodos de superfície EMG colocados abaixo da anca e acima do joelho, potenciómetros para medir o ângulo das articulações, sensores

de força, um giroscópio e um acelerómetro para estimar a postura do paciente. Estes sensores constituem as entradas de dois sistemas de controlo: sistema EMG e sistema de marcha. Os dois juntos determinam a intenção do paciente e realizam o processo de marcha.

Quando o paciente tenta mover-se, são enviados sinais nervosos do cérebro para os músculos através de neurónios motores, movendo o conjunto músculo-esquelético. Neste instante, podem ser detectados sinais muito pequenos na superfície da pele. O HAL detecta esses sinais através dos sensores EMG. De acordo com estes sinais, uma junta é controlada de forma a se mover com o torque necessário e adequado em conjunto com o músculo do paciente. O movimento resulta assim, da intenção do paciente. O HAL é o primeiro robô controlado por este sistema híbrido, ou seja, é controlado pelo sistema motor e neuronal (23). A calibração de um HAL para um operador em específico demora aproximadamente dois meses, conforme apresentado em (23). O HAL está neste momento a ser comercializado no Japão pela *Cyberdyne Tsukuba* (24) e está a ser constantemente actualizado. Neste momento contém baterias com uma duração de aproximadamente 160 min., uma fonte de alimentação compacta e uma estrutura já bastante estética. O peso total do dispositivo é de 23 kg.



Fig. 6 Na imagem da esquerda: Dispositivo HAL comercializado pela *Cyberdyne Tsukuba* (24). Na imagem do centro encontra-se o dispositivo *ReWalk™* (25). Na imagem da direita encontra-se o protótipo da ortótese *RoboWalker* desenvolvido pela *Yobotics* (26).

Uma companhia que também tem vindo a comercializar um dispositivo deste tipo é a *Argo Medical Technologies*. O *ReWalk™* (25) é um dispositivo que permite às pessoas que andam em cadeiras de rodas que se levantem, andem e subam escadas. Possibilita também a participação dos braços com ajuda de muletas. Este dispositivo está ilustrado na Fig. 6.

Outra companhia que tem vindo apostar nesta tecnologia é a *Yobotics, Inc* que desenvolveu um protótipo de ortótese designada por *RoboWalker* (26). Este ainda não se encontra, contudo, comercialmente disponível (Fig. 6).

Na Universidade de Michigan, o *Human Neuromechanics Laboratory*, desenvolveu uma ortótese alimentada pneumaticamente e que recorre a músculos artificiais pneumático (27). Esta possui dobradiças de aço nas juntas que permitem o movimento no plano sagital enquanto os músculos pneumáticos fornecem o torque de flexão e extensão. Os músculos pneumáticos artificiais de borracha têm a vantagem de ter um ganho elevado à saída e um actuador leve.

Outro tipo de ortótese está a ser desenvolvido pelo grupo de biomecânica do MIT e consiste numa ortótese de tornozelo-pé (AFO) (23) e está ilustrado na Fig. 7. Esta ortótese está a ser desenvolvida para substituição do *Otto Bock C-Leg* que é actualmente comercializado pela *Ossur*. O *Otto Bock C-Leg* (28) caracteriza-se como um dispositivo passivo.

Esta ortótese do grupo do MIT tem como objectivo ajudar as pessoas que não conseguem controlar correctamente o movimento do pé durante a marcha, deixando-o simplesmente cair. O dispositivo consiste numa ortótese com uma série de actuadores elásticos (SEA) sendo controlada através da força do solo e da informação sensorial dada pelo ângulo do tornozelo. Usando os SEA, o dispositivo controla a impedância do tornozelo, variando-a durante a flexão no *stance* e ajuda na extensão durante a fase de *swing* da marcha. Em estudos clínicos, a AFO mostrou ser capaz de aumentar a velocidade da marcha, reduzindo o mau controlo do pé. Este dispositivo é compacto e consome pouca energia (cerca de 100W)(23).



Fig. 7 À esquerda: Ortótese de tornozelo-pé (AFO) desenvolvida no MIT (23). À direita: *SmartStep™* desenvolvido pela *Andante Medical Devices, Ltd.* (29).

Uma companhia *spin-off* do MIT, a *iWalk*, está neste momento a desenvolver um dispositivo que pretende ser energeticamente autónomo e portátil.

Uma companhia de Israel, *Andante Medical Devices, Ltd.*, reportou em 2005 o lançamento do *SmartStep™* (29), um sistema de treino de marcha ilustrado na Fig. 7. O *SmartStep™* é composto por três componentes principais: uma palmilha que contém um sensor de força, um microprocessador para unidade de controlo, e um software de armazenamento e análise de dados para o estudo do desempenho e evolução do paciente.

A palmilha deste dispositivo mede a força aplicada no calcanhar e no antepé do membro afectado. Os dados são recebidos e analisados pelo microprocessador que é usado em redor do tornozelo. Os dados são enviados para um computador recorrendo ao software *SmartStep*, que utiliza os registos médicos dos pacientes como uma ferramenta de avaliação e terapia. A unidade de controlo pode ser programada para fornecer ao paciente, em tempo real e através de indicações auditivas, o seu desempenho na marcha correcta ou incorrecta de acordo com o programa previsto para cada paciente.

4. Conclusão

Presentemente não existem evidências suficientes e claras para se poder concluir acerca da eficácia dos treinos assistidos por robôs nas pessoas com lesões na medula espinal. Tal deve-se a um baixo número de amostras, de falhas metodológicas, e procedimentos de treinos heterogêneos. Parece claro contudo, que um treino intensivo e correcto poderá conduzir a melhoria efectivas e também, que apenas os robôs poderão acompanhar exaustivamente e continuamente os pacientes no seu dia-a-dia. Por tudo isto, sem dúvida que a reabilitação robótica é um campo fértil que se deve investir e que existe ainda um longo caminho a percorrer até se alcançar a flexibilidade, fiabilidade e portabilidade necessárias.

Referências

1. B. Novandy, J. Yoon and A. Manurung. Interaction Control of a programmable Footpad-Type Gait Rehabilitation Robot for Active Walking on Various Terrains. *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics. Kyoto International Conference Center*. pp. 23-26, 2009.
2. R.Cooper, B.E. Dicianno, B. Brewer, E. LoPresti, D. Ding, R.Simpson, G.Grindle, H. Wang. A perspective on intelligent devices and environments in medical rehabilitation. *Medical Engineering & Physics* 30. pp. 1387–1398, 2008.
3. S.Banala, S. Agrawal. Gait Rehabilitation with an active leg orthosis. *Proceedings of IDETC/CIE*. pp.24-28, 2005.
4. S.Banala, S.Agrawal, A. Fattah, V.Krishnamoorthy, W. Hsu, J.Scholz and K. Rudolph. Gravity-Balancing Leg Orthosis and Its Performance Evaluation. *IEEE Transactions on robotics*. Vol. 22, no. 6, pp. 1128-1239, December 2006.
5. B.Dobkin, S.Harkema, P.Requejo, V. Edgerton. Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. pp. 183-190, 1995.
6. G.Colombo. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Vol. 37 (6), pp. 693-700, 2000.
7. M.Bernhardt, et al. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT. *ICORR2005 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*. pp. 536-539, 2005
8. S.Jezernik, G. Colombo and M.Morari. Automatic Gait Pattern Adaptation Algorithms for Rehabilitation with a 4-DOF Robotic Orthosis. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*. Vol. 20 (3), 2004.
9. E.Swinnen, S. Duerinckx, J.Baeyens, R.Meeusen, E. Kerckhofs. Effectiveness of robot-assisted gait training in persons with spinal cord injury: a systematic review. *Journal of Rehabilitation Medicine* 42. pp. 1-7, 2010.
10. J.Veneman, et al. Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. Vol. 15 (3), pp. 379-386, 2007.
11. University of Twente. <http://www.bw.ctw.utwente.nl/research/projects/lopes.doc/index.html>. [Online]
12. Autoambulator. Available: <http://www.autoambulator.com>. [Online]
13. Woodway. <http://www.woodway.com/medicaltreadmills/g-trainermed.html>. [Online]
14. W.Ichinosel, D.Reinkensmeyer, D.Aoyagi, J.Lin, K. Ngai. A robotic device for measuring and controlling pelvic motion during locomotor rehabilitation. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. pp.17-21, September 2003.
15. UCIrvine. <http://gram.eng.uci.edu/~dreinken/Biolab/biolab.htm>. [Online]
16. H.Schmidt, C.Werner, R.Bernhardt, S. Hessen and J.Kruger. Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2007.
17. S.Hesse, H. Schmidt, C.Werner. Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin. Vol. 43 no.5, pp. 671-678, 2006.
18. D. P. Ferris, H. J. Huang, and P.C. Kao. Moving The Arms To Activate The Legs. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. Vol. 34 no.3, pp. 113-120, 2006.
19. D.Ferris, H. J. Huang. Neural coupling between upper and lower limbs during recumbent stepping. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 97, pp. 1299-1308, 2004.
20. D.Ferris, G.Sawicki, A.Domingo. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. *Top Spinal Cord Injury Rehab*. pp. 34-49, 2005.
21. M.Vukobratovic, D. Hristic, Z. Stojiljkovic. Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and Biological Engineering and Computing*. pp. 66-80, 1974.
22. A.Seireg, J.G. Grundman. Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics. [autor do livro] Marcel Dekker. in D.N .Ghista. *Biomechanics of Medical Devices*. pp. 569-639, 1991.
23. H.Her. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009.
24. Cyberdyne Tsukuba. <http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuithal/index.html>. [Online]
25. ARGO, Medical Technologies Ltd. <http://www.argomedtec.com/products.asp>. [Online]
26. Yobotics. <http://yobotics.com/robowalker/robowalker.html>. [Online]
27. D.Ferris, J.Czerniecki, B.Hannafor. An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles. *Journal of Applied Biomechanics*. vol.21 (2), pp. 189-197, 2005.
28. Otto Bock. http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/4300.html. [Online]
29. Smart Step System. http://www.medgadget.com/archives/2005/06/the_smartstep_g.html. [Online]

