

Reeducação da Marcha na Lesão Medular, a Propósito de Dois Sistemas Robóticos: o Lokomat® e o EKSO GT®

Gait Training in Spinal Cord Injury, Regarding Two Robotic Devices: Lokomat® and EKSO GT®

Gonçalo Pires⁽¹⁾ | Jorge Fortunato⁽¹⁾ | Isabel Amorim⁽¹⁾ | Filipa Faria⁽¹⁾

Resumo

Um dos principais objetivos da reabilitação após a instalação de lesão medular consiste na reeducação funcional da marcha. Esta abordagem pode estar associada à reconfiguração dos reflexos espinhais e interneurónios, permitindo potenciar a neuroplasticidade que leva à recuperação da capacidade para a marcha. Os impulsos aferentes da carga e posição da anca são cruciais na geração de um padrão de marcha e consequentemente no treino funcional da marcha. Os sistemas robóticos são uma abordagem introduzida recentemente, com o objetivo da recuperação da capacidade de marcha em doentes com lesão medular incompleta, permitindo um treino consistente, com maior intensidade, num ambiente seguro. A evolução funcional é avaliada através de testes e escalas adequadas para a lesão medular. A utilização dos sistemas robóticos implica um conhecimento vasto acerca das indicações, benefícios, limitações e medidas de segurança necessárias para cada dispositivo e cada doente. São vários os tipos de sistemas robotizados, atualmente disponíveis para utilização na reabilitação da marcha. Não obstante, os autores pretendem através deste artigo, expor as principais vantagens e limitações, de dois sistemas robóticos, o Lokomat® e o EKSO GT®, bem como realizar uma revisão sumária da neurofisiologia e avaliação de fatores de prognóstico para realizar marcha após uma lesão medular.

Palavras-chave: Lesão Medular/reabilitação; Marcha; Robótica.

Abstract

One of the main goals of rehabilitation following spinal cord injury is gait training. This approach may be associated with the reconfiguration of the spinal and interneuron reflexes, enhancing the neuroplasticity that leads to the recovery of gait capacity. The afferent input related to load and hip-joint position are crucial in generating a gait pattern and consequently in gait training. The recent introduction of robotic devices for the recovery of walking function in patients with incomplete spinal cord injury, improves the consistency of training and increase the intensity of therapy in a safe environment. Functional outcome is assessed by appropriate spinal cord injury scales and tests. The use of robotic devices implies a vast knowledge of the indications, benefits, limitations and safety measures required for each device and each patient. There are several types of robotic systems currently available for use in gait rehabilitation. However, the authors intend to describe the main advantages and limitations of two robotic systems, Lokomat® and EKSO GT®, as well as to perform a brief review of the neurophysiology and evaluation of prognostic factors of walking recovery after spinal cord injury.

Keywords: Gait; Spinal Cord Injuries/rehabilitation; Robotics.

(1) Serviço de MFR do Centro de Medicina de Reabilitação do Alcoitão

© Author(s) (or their employer(s)) 2019. Re-use permitted under CC BY-NC. No commercial re-use.

© Autor (es) (ou seu (s) empregador (es)) 2019. Reutilização permitida de acordo com CC BY-NC. Nenhuma reutilização comercial.

Autor correspondente: Gonçalo Pires. email: goncalojpires@gmail.com. Rua Conde Barão 506, 2649 Alcabideche

Data de submissão: fevereiro 2019

Data de aceitação: setembro 2019

Introdução

A lesão medular (LM) ocorre após um evento traumático ou não traumático. A incidência da lesão medular é aproximadamente de 54 casos por milhão¹ e o impacto na vida de uma pessoa pode trazer consequências devastadoras. Ao médico fisiatra cabe a função de avaliar e reunir a informação, que pode ser essencial na previsão do potencial de recuperação da marcha e na sua reabilitação, uma vez que é um dos principais objetivos da maioria dos doentes após uma LM.

O prognóstico de recuperação da marcha após uma LM é determinado por múltiplas variáveis, avaliadas através da classificação neurológica da *International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury* (ISNCSCI),² destacando-se: o nível da lesão, a gravidade da lesão, a sensibilidade ao tacto e à picada e o *score* motor dos membros superiores e inferiores.³ Existem outros fatores clínicos determinantes, nomeadamente a idade, a eficácia do equilíbrio, a presença e o grau de espasticidade e o índice de massa corporal.⁴ Quanto ao desempenho funcional na marcha, é também essencial ter em conta determinadas características, tais como: a segurança, a velocidade e distância percorrida e a tolerância ao esforço implícito.⁴

Após a LM, os distúrbios do movimento decorrentes da espasticidade e fraqueza muscular ocorrem por interrupção das vias supraespinhais, alteração da atividade reflexa das vias espinhais e alterações das propriedades dos tecidos musculares.⁵ A abordagem na reabilitação convencional foca-se sobretudo no fortalecimento muscular, técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva e o programa de reabilitação geralmente inclui a prescrição de produtos de apoio para a posição de pé e eventualmente para marcha.⁶ Embora as estratégias baseadas na compensação através de ortóteses e outros dispositivos facilitem a marcha, tem-se colocado a hipótese de que tais estratégias possam, por outro lado, limitar a recuperação da capacidade de marcha.⁶ Uma abordagem mais recente baseia-se no condicionamento da função motora residual através da neuroplasticidade.⁷ Os conceitos de neuroreabilitação focam-se na recuperação da capacidade de marcha, explorando a plasticidade e/ou reparação neural, em detrimento da compensação das incapacidades dos doentes com LM.⁸ Admite-se que a locomoção depende da existência de um gerador de padrão central (CPG) e, de uma rede de interneurónios na medula, capaz de gerar um padrão rítmico bilateral na falta de informação aferente ou eferente.⁹

Mecanismos que contribuem para a reabilitação da capacidade para a marcha:

A neuroplasticidade consiste em mudanças adaptativas efetuadas pelos circuitos neuronais não afetados, refletindo a reorganização do sistema nervoso após lesão.¹⁰ A neuroplasticidade após a LM acontece tanto a nível cortical, como a nível medular e a reorganização dos circuitos é estimulada através da informação sensorial.¹¹

A abordagem mais eficaz para promover a neuroplasticidade e consequentemente a recuperação motora nos doentes com LM é o treino intensivo e repetitivo da tarefa, neste caso a marcha.⁶ O treino de marcha induz a reorganização de redes neuronais medulares, que se traduz na melhoria da atividade motora e na diminuição da espasticidade.¹² A reorganização neuronal é promovida através da informação sensorial dos receptores (que inclui os proprioceptores na anca e os mecanoreceptores plantares), que, associada ao treino, interagem com o CPG.^{11,13,14} Existem, contudo, algumas limitações para a plasticidade induzida pelo treino, de acordo com o nível de lesão, gravidade da lesão, idade, entre outras variáveis. O treino deve por isso focar-se na aquisição de ganhos funcionais possíveis de acordo com as características individuais de cada doente. Em lesões completas torácicas, por exemplo, o objetivo não poderá ser a marcha, mas sim a independência em cadeira de rodas, pois as adaptações do sistema nervoso não conseguem compensar a falta de controlo descendente.¹⁰

Para perceber e desenvolver as estratégias de reabilitação é necessário compreender os sistemas reflexos envolvidos e as fontes principais de propriocepção da marcha, que desempenham um papel importante no processo de neuroreabilitação motora.

Os reflexos monosinápticos (de estiramento), podem estar envolvidos na compensação de pequenas irregularidades e na adaptação às condições do solo.¹⁵ Em pessoas saudáveis, são modulados consoante a fase do ciclo de marcha: na fase de apoio são facilitados e na fase oscilante inibidos, durante a dorsiflexão do tornozelo.^{16,17} Nas LM, a modulação deste reflexo encontra-se alterada, não sendo inibido durante a fase oscilante e com interrupção da facilitação do reflexo durante a fase de apoio.¹⁸

Os reflexos cutâneos são essenciais na medida em que fornecem informação relativa ao posicionamento correto do pé, da distribuição da pressão durante a marcha e da progressão do passo.¹⁹ As aferências plantares interagem

com o sistema de reflexos espinhais e com o CPG, podendo contribuir para a normalização dos reflexos após uma LM.¹¹

Os reflexos polissinápticos integram a informação sensorial proveniente dos músculos, articulações, aferências cutâneas e interação com os sinais dos centros supraespinhais, através dos interneurónios.²⁰ A informação sensorial permite mediar as respostas compensatórias durante a marcha, determinando direção, velocidade e amplitude do movimento necessárias para restaurar o controlo do centro de gravidade e gerar o padrão necessário de atividade muscular nos membros inferiores.¹⁵ Após uma LM existe uma perda dos reflexos polissinápticos,²¹ exceto do reflexo flexor.²²

Os reflexos polissinápticos integram provavelmente duas fontes essenciais de informação aferente: a relacionada com a carga e a relacionada com a posição das articulações.¹⁵ A informação aferente da articulação da anca regula a duração da fase de apoio, as transições das fases do ciclo de marcha e reforça a ativação dos músculos da perna durante a marcha.^{23,24} A informação aferente dos recetores da carga contribui para o padrão de ativação muscular dos músculos da perna durante a fase de apoio. Isto sugere que a informação proprioceptiva dos músculos extensores e provavelmente dos mecanorecetores plantares, fornecem a informação da carga.²⁵

O CPG interpreta a informação sensorial e combina-a com as vias eferentes, de forma a controlar a marcha. O padrão de marcha é atribuído ao CPG que promove as oscilações rítmicas das extremidades, por isso é intuitivo desenvolver estratégias que privilegiem a extensão da anca e a carga, bem como outros elementos que contribuem para a marcha (ex.: velocidade, cinemática).²⁶

A *recuperação* define-se como a capacidade de realizar o movimento da mesma maneira que antes da lesão, enquanto que a *compensação* requer o aparecimento de um novo padrão motor, resultante da adaptação do tecido neuronal remanescente ou eventual substituição.^{10,27} É importante definir estes conceitos pois a grande maioria dos aparelhos robóticos focam-se sobretudo na recuperação da marcha e não permitem o treino compensatório.²⁸

Capacidade de realizar marcha após uma lesão medular:

A avaliação clínica constitui um dos fatores de maior relevo na determinação do prognóstico de marcha na LM. A percentagem de doentes que recupera a capacidade de marcha depende essencialmente do nível e da gravidade da

lesão, entre outros fatores como a cognição, a idade, o tónus muscular, o índice de massa corporal, a motivação, entre outros.^{3,4}

Alguns exames complementares de diagnóstico na fase aguda, como a ressonância magnética (RM) e a avaliação neurofisiológica, podem ter um valor acrescido. Os potenciais evocados somatosensitivos (SSEP), poderão ter valor diagnóstico quando realizados em doentes pouco colaborantes ou inconscientes.^{3,29} Os potenciais evocados motores (MEP) possuem valor diagnóstico e prognóstico em doentes pouco colaborantes.³⁰ Relativamente à RM a presença de hemorragia medular sugere uma lesão completa, enquanto o edema é um fator preditivo para recuperação neurológica.³¹

A maioria dos estudos clínicos que monitorizam a recuperação da marcha em diferentes intervenções avaliam medidas de *performance* da marcha (tempo e distância) e medidas de independência funcional (ex.: o tipo de produto de apoio necessário e a capacidade de realizar as atividades de vida diária) para demonstrar a função motora.

As medidas de tempo e distância avaliam objetivamente o desempenho e a capacidade de marcha. O teste de marcha de 10 m (10MWT) e a distância percorrida em 6 minutos (6MinWT). O *Timed Up and Go Test* é uma medida de desempenho funcional e é efetuado através da medição do tempo (em segundos) que um doente leva para se levantar de uma cadeira, caminhar 3 m e voltar a sentar-se.³² A *Functional Ambulatory Category (FAC)* mede o grau de autonomia para realizar marcha.³³ Estes testes são importantes pois os parâmetros avaliados são essenciais para a deambulação na comunidade.³⁴ As escalas clínicas frequentemente utilizadas são, por exemplo: o *Walking Index for Spinal Cord Injury II (WISCI II)*³⁵ e o *Spinal Cord Independence Measure III (SCIM III)*³⁶ que avaliam o grau de mobilidade de um doente com LM, ou seja, o tipo de produtos de apoio que o doente necessita e qual a capacidade de realizar as AVD.

Treino de marcha robótico:

A eficácia do treino de marcha depende da presença de tónus muscular normal ou discretamente aumentado e a ativação do CPG deve ser feita de forma a fornecer a informação aferente e proprioceptiva adequada, para promover a neuroplasticidade.^{5,28,37}

O treino de marcha pode ser efetuado no solo com ou sem arnês (marcha suspensa) ou em tapete rolante, com um arnês conectado a um sistema que suspende o peso

(BWSTT) ou através de robots ou exosqueletos. A utilização de sistemas robóticos na reabilitação da marcha divide-se em 2 tipos de treino: na passadeira rolante (ex.: Lokomat®) e no solo (ex.: EKSO GT®).³⁸

Os sistemas robóticos na passadeira rolante treinam um padrão de marcha repetitivo que é essencial em doentes após LM. Contudo, a informação sensorial é distinta do treino no solo, ou seja, enquanto que na passadeira a informação visual está em conflito com os sinais proprioceptivos recebidos durante a marcha, o mesmo não acontece quando o doente treina no solo. Isto pode limitar a capacidade de transferência de tarefa da marcha da passadeira para o solo.³⁹ Os sistemas robóticos, devido ao treino de marcha com trajetória fixa, eliminam a vulnerabilidade na cinemática da marcha, crítica para a adaptação motora.⁴⁰

A marcha em doentes com LM está ainda mais dependente do controlo cortical, requerendo mais atenção e *feedback* visual. Em LM motoras completas, a probabilidade de conseguir alguma capacidade de marcha é bastante baixa, ao contrário das LM motoras incompletas.⁴¹

Atualmente o treino robótico não introduz novas estratégias na reabilitação, porém os sistemas robóticos proporcionam um ambiente mais seguro que permite facilitar o processo de reabilitação e oferecer uma terapia consistente, eficiente e sem exaustão do terapeuta.³⁸ Entre as vantagens na utilização deste tipo de dispositivos salientamos a possibilidade de aumentar a intensidade e a duração do treino, com um padrão de marcha mais próximo do fisiológico e a redução de custos com recursos humanos envolvidos no treino manual assistido, que pode envolver até três terapeutas. Outros benefícios da utilização do treino de marcha robótico incluem o condicionamento,⁴² a modulação dos reflexos espinhais⁴³ e os padrões de ativação muscular,⁴⁴ a capacidade de marcha,⁴⁵ a velocidade e qualidade da marcha^{46,47} e a promoção do bem-estar.⁴⁸

Lokomat®:

O Lokomat® é um sistema robótico controlado por computador, que simula o ciclo de marcha, permitindo, simultaneamente, o ajuste de carga sobre os membros inferiores.⁴⁹ Este sistema veio melhorar o treino de marcha na passadeira com suspensão variável do peso corporal, na medida em que elimina a necessidade de controlo do movimento por parte dos terapeutas e a exigência física imposta, permitindo o aumento na duração dos treinos e a diminuição de custos com recursos humanos.⁵⁰

A descarga precisa e constante é um pré-requisito importante para o treino de marcha com suporte parcial/total de peso, contribuindo para uma dinâmica segmentar fisiológica e forças de reação no solo constantes.⁵¹ O peso do corpo é suportado por um sistema constituído por um arnês, cabos e um contrapeso que permite a descarga.

O suporte de força vertical será variável de acordo com o efeito da inércia induzido pelos movimentos verticais durante o ciclo de marcha. O sistema é ajustável às características antropométricas do doente e o treino é possível para doentes de ambos os sexos e praticamente qualquer idade, desde que o comprimento do fémur esteja compreendido entre 35 e 47 cm e 21 e 35 cm, na versão pediátrica, e desde que o peso do doente esteja compreendido entre 15 e 120 kg. Doentes de idade avançada, com osteoporose, história recente de fratura dos membros inferiores ou bacia, devem ser cuidadosamente selecionados, antes do início do treino de marcha em Lokomat®.

A inclusão no treino com Lokomat® deverá ter em conta as características, os défices e os objetivos individuais do doente. Este deverá ter a capacidade de comunicar desconforto, de interagir com a equipa e ter a capacidade de tolerar sobrecarga cardiorrespiratória. Distúrbios psiquiátricos e cognitivos que limitem a capacidade de comunicação são contra-indicações, assim como instabilidade articular, limitação das amplitudes articulares (dos membros inferiores), assimetrias dos membros inferiores que não se consigam corrigir e espasticidade severa.²⁸

Dos doentes com lesão medular, os que têm lesão incompleta motora, são os que mais beneficiam com o treino no Lokomat®. Doentes com lesão motora completa também poderão beneficiar do treino de marcha, os objetivos serão a manutenção de amplitudes articulares, o controlo do tónus muscular e a prevenção de sequelas decorrentes da imobilidade.^{12,33,37,41,52,53}

O treino de marcha deve ser realizado com a máxima frequência possível e tolerada, dependendo da estabilidade clínica, função motora e objetivos, devendo ser aliado ao treino aeróbio, de resistência e de equilíbrio.

A pele deve ser observada antes e após cada treino, de forma a rastrear possíveis zonas de pressão ou fricção.

Inicialmente deve ser realizada uma descarga entre 40% - 80% do peso total corporal, com velocidade máxima do tapete entre 1,6 a 2,0 km/hora e em que todos os

movimentos dos membros inferiores são passivos. A primeira sessão não deverá exceder 20 minutos. Com a progressão do treino e aumento da tolerância, a duração total deverá ser gradualmente aumentada, até 60 minutos, com um incremento na velocidade do tapete, atingindo em média os 2,5 a 3,2 km/hora. A descarga deve ser progressivamente reduzida de forma a manter um ambiente seguro e permissivo, procurando que o doente mantenha a capacidade de extensão do joelho na fase de apoio e não contacte com o solo durante a fase oscilante, assim beneficiando da carga progressiva sobre os membros inferiores.⁵⁴

Uma das críticas a este sistema é a sua limitação no que respeita à permissão de desvios ao padrão de marcha pré-definido, sendo que a repetição do mesmo padrão não é considerada ideal para a aprendizagem motora. Segundo a máxima de Bernstein, o treino deve basear-se na “repetição sem repetição”⁵⁵ e esta premissa é corroborada por modelos computacionais que descrevem a aprendizagem motora.⁵⁶ Estudos com modelos animais demonstraram que a variabilidade cinemática facilita a aprendizagem espinhal.⁵⁷ Assim, deverá procurar-se a existência de variabilidade na velocidade entre treinos, bem como no comprimento da passada, ajustada à velocidade. Outra estratégia possível, limitada a doentes com lesões incompletas motoras, envolve o controlo por impedância mecânica, de forma que o movimento seja dependente do esforço muscular e comportamento do doente, adaptando a assistência robótica ao movimento.⁵⁸

Inicialmente o Lokomat® restringia a trajetória bidimensional ao plano sagital, afetando, de forma negativa, a distribuição de peso e o equilíbrio, diminuindo o estímulo dos recetores cutâneos, musculares e articulares. Versões mais recentes permitem a adução e abdução da anca e báscula da bacia.

A resistência mecânica, força máxima e amplitude articular também podem ser medidas pelo Lokomat®, encontrando-se em fase experimental como uma medida adicional de classificação da espasticidade.⁵⁹

Alguns sistemas possuem tecnologia de *biofeedback*, que dá indicações ao doente acerca da sua participação ao longo do ciclo de marcha, ou pressão de contacto com o solo, durante a sessão de treino, o que veio potenciar a recuperação motora, uma vez que leva a um aumento da participação no treino, especialmente em doentes com défices sensoriais e cognitivos. No entanto, não existem estudos que demonstrem superioridade na recuperação da capacidade de marcha.⁶⁰ Sistemas mais recentes incluem o feedback sob a forma de realidade virtual, motivando ainda mais o doente, em especial em idade jovem.

EKSO GT®:

O EKSO GT® foi concebido para treino de marcha no solo em doentes com patologias do foro neurológico com fraqueza muscular dos membros inferiores. Nos doentes com LM consideram-se os doentes com lesão motora completa C7 ou níveis abaixo, ou motoras incompletas qualquer nível desde que apresente graus funcionais de força muscular nos membros superiores. Este exosqueleto é o único que tem um programa capaz de fornecer assistência variável, consoante a necessidade do utilizador. Isto permite o ajuste do nível de assistência do aparelho a nível dos motores das ancas e dos joelhos. Previamente ao uso do aparelho têm de ser assegurados a capacidade de equilíbrio e a transferência de carga para que os doentes consigam deambular de forma segura. Deve ser ainda assegurada a capacidade de utilização de canadianas ou andarrilho. No sistema de controlo, o aparelho tem controlos reguláveis, tais como os parâmetros da marcha e a quantidade de assistência robótica providenciada ao utilizador.²⁸

O EKSO GT® é constituído por dois segmentos ajustáveis para o membro inferior (coxa e perna) conectadas a uma estrutura do tronco rígida que contém computador e baterias. Dispõe de quatro motores que atuam nas articulações da anca e joelho no plano sagital.²⁸

No início das sessões de treino, os terapeutas estabelecem alvos predeterminados para combinar com as mudanças de peso do utilizador. Esses objetivos podem ser ajustados progressivamente com base nas necessidades/capacidades do doente. O aparelho tem três funções: marcha, sentado-para-ortostatismo e vice-versa. Os modos de marcha incluem o *FirstStep*: na qual o passo progride mediante o pressionar de um botão. O utilizador progride da posição de sentado para ortostatismo e usa frequentemente um andarrilho ou canadianas na marcha. O *ActiveStep*: o doente assume o controlo dos seus passos, controlando ele próprio os comandos. O *ProStep*: o doente consegue o próximo passo, movendo a anca para a frente e para o lado. O dispositivo reconhece que o utilizador está na posição correta e dá o próximo passo. O *ProStep Plus*: os passos são desencadeados pela transferência de peso do doente e com o iniciar da fase oscilante com o membro que se encontra em posição posterior. A diminuição da assistência robótica durante as sessões de treino permite que os pacientes aumentem a ativação muscular voluntária, para que possam progressivamente alcançar um passo sistemático durante a marcha, o que não pode ser replicado com a fisioterapia tradicional.

A utilização deste dispositivo requer que o doente tenha uma estatura entre os 160 e os 190 cm, pese menos de 100

kg e pode acomodar doentes com medições da largura de anca inferiores a 42 cm, com comprimento de coxa entre 51 e 61 cm e com comprimento de perna entre 48 e 64 cm. O grau de espasticidade deve ser inferior ao grau 2 na escala modificada de Ashworth. Deverá ter graus funcionais de força muscular dos membros superiores de modo a conseguir manobrar um andador ou canadianas, equilíbrio estático na posição de sentado eficaz e ser capaz de realizar transferências ao mesmo nível de forma independente, capacidade de tolerar pelo menos 30 minutos de ortostatismo em *Standing Frame* e ter uma velocidade de marcha < 0,4 m/s. Como critérios de exclusão, salientam-se limitações das amplitudes articulares, os défices cognitivos que interfiram na capacidade de comunicação, ossificação heterotópica ativa, alterações do revestimento cutâneo que entrem em contato com o dispositivo, hipotensão ortostática, restrições de carga e quaisquer outras patologias que interfiram com a deambulação de forma segura.⁶¹ Os critérios detalhados de inclusão e exclusão são fornecidos pela EKSO Bionics® no manual de treino.

O treino de marcha no exosqueleto deve focar-se em tarefas específicas, tais como colocar e retirar o dispositivo de forma segura, deambular, mudar de direção e parar. Fora do aparelho deverão ser privilegiadas outras estratégias relacionadas com o ganho de equilíbrio, força e resistência. Desconhece-se o número de sessões necessárias para que o doente fique adaptado ao aparelho, porém este pode também ser afetado por fatores psicológicos, tais como, a motivação e a ansiedade.²⁸

Algumas das limitações deste tipo de aparelhos estão associados ao seu custo elevado, necessidade de formação específica dos terapeutas, tempo e número de sessões necessárias para a sua correta utilização e a falta de estudos clínicos na sua eficácia. Os riscos associados ao uso de exosqueletos incluem lesões do revestimento cutâneo, mialgias e risco de queda.

Conclusão

O treino de tarefa é uma abordagem estabelecida nos conceitos atuais de reabilitação, após a lesão medular. A utilização dos sistemas robóticos veio potenciar a intervenção da reabilitação na reeducação da marcha, uma vez que fornece a informação sensorial adequada, aumenta o número de repetições efetuadas, com segurança e de forma consistente. Traz também um novo desafio ao doente, melhorando a participação e motivação no programa de treino. Algumas das desvantagens são os pré-requisitos na escolha do doente, nomeadamente a nível do sistema autonómico, cardiovascular, alterações da cognição e músculo-esqueléticas. A salientar ainda as limitações antropométricas, tempo de adaptação e aplicação do sistema ao doente, bem como a necessidade de formação de profissionais qualificados.

As estratégias de treino de marcha diferem entre o Lokomat® e o EKSO GT®, um no tapete rolante e outro no solo respetivamente. A sua escolha para cada doente depende da gravidade e do nível da lesão, das características antropométricas e da presença de graus funcionais de força muscular nos membros superiores. A assistência robótica veio complementar a abordagem convencional de treino de marcha, acrescentando a possibilidade da sua utilização na quantificação dos resultados do treino.

Futuramente a colaboração dos investigadores, engenheiros, médicos, terapeutas e doentes/utilizadores irá contribuir para o desenvolvimento de sistemas mais leves e sofisticados que se adaptem às limitações dos doentes, permitindo a sua utilização por um número maior de doentes de forma segura e eficaz, para além da sua utilização em centros especializados, e possivelmente no domicílio.

Conflitos de Interesse: Os autores declaram não possuir conflitos de interesse. Suporte Financeiro: O presente trabalho não foi suportado por nenhum subsídio o bolsa ou bolsa. Proveniência e Revisão por Pares: Não comissionado; revisão externa por pares.

Conflicts of Interest: The authors have no conflicts of interest to declare. Financial Support: This work has not received any contribution grant or scholarship. Provenance and Peer Review: Not commissioned; externally peer reviewed.

Referências / References

1. Spinal Cord Injury (SCI) 2016 Facts and Figures at a Glance. *J Spinal Cord Med.* 2016;39:493-4. doi: 10.1080/10790268.2016.1210925.
2. Kirshblum SC, Waring W, Biering-Sorensen F, Burns S, Johansen M, Schmidt-Read M, et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med.* 2011;34:535-46. doi: 10.1179/204577211X13207446293695.
3. Scivoletto G, Di Donna V. Prediction of walking recovery after spinal cord injury. *Brain Res Bull.* 2009;78:43-51.
4. Scivoletto G, Romanelli A, Mariotti A, Marinucci D, Tamburella F, Mammone A, et al. Clinical Factors That Affect Walking Level and Performance in Chronic Spinal Cord Lesion Patients. *Spine.* 2008;33:259-64.
5. Dietz V, Sinkjaer T. Spastic movement disorder : impaired reflex function and altered muscle mechanics. *Lancet.* 2007;6:725-33.
6. Esquenazi A, Packel A. Robotic-assisted gait training and restoration. *Am J Phys Med Rehabil.* 2012;91: S217-27; quiz S228-31. doi: 10.1097/PHM.0b013e31826bce18.
7. Morawietz C, Moffat F. Effects of locomotor training after incomplete spinal cord injury : a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2013;94:2297-308. doi: 10.1016/j.apmr.2013.06.023.
8. Hubli M, Dietz V. The physiological basis of neurorehabilitation - locomotor training after spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;10:5. doi: 10.1186/1743-0003-10-5.
9. Rossignol S, Frigon A. Recovery of locomotion after spinal cord injury : some facts and mechanisms. *Annu Rev Neurosci.* 2011;34:413-40. doi: 10.1146/annurev-neuro-061010-113746.
10. Dietz V, Fouad K. Restoration of sensorimotor functions after spinal cord injury. *Brain.* 2014;137:654-67. doi: 10.1093/brain/awt262.
11. Knikou M. Neural control of locomotion and training- induced plasticity after spinal and cerebral lesions. *Clin Neurophysiol.* 2010;121:1655-68. doi: 10.1016/j.clinph.2010.01.039.
12. Smith A, Knikou M. A review on locomotor training after spinal cord injury: reorganization of spinal neuronal circuits and recovery of motor function. *Neural Plast.* 2016;2016:1216258. doi: 10.1155/2016/1216258.
13. Rossignol S, Barrière G, Frigon A, Barthélemy D, Bouyer L, Provencher J, et al. Plasticity of locomotor sensorimotor interactions after peripheral and/or spinal lesions. *Brain Res Rev.* 2008;57:228-40.
14. Markin S, Klishko A, Shevtsova N, Lemay M, Boris I, Rybak I. Afferent control of locomotor CPG: insights from a simple neuromechanical model. *Ann N Y Acad Sci.* 2010;1198:21-34. doi: 10.1111/j.1749-6632.2010.05435.x.
15. Dietz V. Proprioception and locomotor disorders. *Nat Rev Neurosci.* 2002;3:781-790.
16. Sinkjaer T, Andersen J, Larsen B. Soleus stretch reflex modulation during gait in humans. *J Neurophysiol.* 1996;76:1112-20.
17. Capaday C, Stein R. Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *J Physiol.* 1987;392:513-22.
18. Knikou M. Functional reorganization of soleus H - reflex modulation during stepping after robotic - assisted step training in people with complete and incomplete spinal cord injury. *Exp Brain Res.* 2013;228:279-96. doi: 10.1007/s00221-013-3560-y.
19. Rossignol S, Dubuc R, Gossard J-P. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiol Rev.* 2006;86:89-154.
20. Schomburg E. Spinal sensorimotor systems and their supraspinal control. *Neurosci Res.* 1990;7:265-340.
21. Berger W, Horstmann G, Dietz V. Tension development and muscle activation in the leg during gait in spastic hemiparesis : independence of muscle hypertonia and exaggerated stretch reflexes. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1984;47:1029-33.
22. Hiersemenzel L, Curt A, Dietz V. From spinal shock to spasticity Neuronal adaptations to a spinal cord injury. 2000;54:1574-82.
23. Grillner S, Rossignol S. On the initiation of the swing phase of locomotion in chronic spinal cats. *Brain Res.* 1978;146:269-77.
24. Dietz V, Müller R, Colombo G. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain.* 2002;125:2626-34.
25. Dietz V. Body weight supported gait training: From laboratory to clinical setting. *Brain Res Bull.* 2008;76(5):459-63.
26. Behrman AL, Bowden M, Nair P. Neuroplasticity after spinal cord injury and training: an emerging paradigm shift in rehabilitation and walking recovery. *Phys Ther.* 2006;86:1406-1425.
27. Warraich Z, Kleim J. Neural plasticity: the biological substrate for neurorehabilitation. *PM R.* 2010;2:S208-S219. doi: 10.1016/j.pmrj.2010.10.016.
28. Reinkensmeyer D, Dietz V, editors. *Neurorehabilitation Technology.* 2nd ed. Switzerland: Springer Nature; 2016.
29. Curt A, Dietz V. Ambulatory capacity in spinal cord injury: significance of somatosensory evoked potentials and ASIA protocol in predicting outcome. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78:39-43.
30. Curt A, Keck M, Dietz V. Functional outcome following spinal cord injury: significance of motor-evoked potentials and ASIA scores. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79:81-6.
31. Ramón S, Domínguez R, Ramírez L, Paraira M, Olona M, Castelló T, et al. Clinical and magnetic resonance imaging correlation in acute spinal cord injury. *Spinal Cord.* 1997;35:664-73.
32. Van Hedel H, Wirz M, Dietz V. Assessing walking ability in subjects with spinal cord injury: Validity and reliability of 3 walking tests. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:190-6.
33. Schwartz I, Sajina A, Neeb M, Fisher I, Katz-Luerer M, Meiner Z. Locomotor training using a robotic device in patients with subacute spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2011;49:1062-7. doi: 10.1038/sc.2011.59.
34. Awai L, Curt A. Comprehensive assessment of walking function after human spinal cord injury. *Prog Brain Res.* 2015;218:1-14. doi: 10.1016/bs.pbr.2014.12.004.
35. Dittuno P, Dittuno J. Walking index for spinal cord injury (WISCI II): scale revision. *Spinal Cord.* 2001;39:654-6.
36. Catz A, Itzkovich M, Tesio L, Biering-Sorensen F, Weeks C, Laramée M, et al. A multicenter international study on the Spinal Cord Independence Measure, version III: Rasch psychometric validation. *Spinal Cord.* 2007;45:275-91.
37. Dietz V, Fouad K. Restoration of sensorimotor functions after spinal cord injury. *Brain.* 2014;137:654-67. doi: 10.1016/bs.pbr.2014.12.004.
38. Low KH. Robot-Assisted Gait Rehabilitation : From Exoskeletons to Gait Systems. In: *Defense Science Research Conference and Expo.* 2011; Aug 3-5; Singapore, Singapore: IEEE; 2011.

39. Torres-Oviedo G, Bastian A. Seeing is believing: effects of visual contextual cues on learning and transfer of locomotor adaptation. *J Neurosci*. 2010;30:17015-22. doi: 10.1523/JNEUROSCI.4205-10.2010.
40. Schwartz I, Meiner Z. Robotic-assisted gait training in neurological patients: who may benefit? *Ann Biomed Eng*. 2015;43:1260-9. doi: 10.1007/s10439-015-1283-x.
41. Van Hedel H, Dietz V. Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. *Restor Neurol Neurosci*. 2010;28:123-34.
42. Hoekstra F, Van Nunen M, Gerrits K, Stolwijk-Swüste J, Crins M, Janssen T. Effect of robotic gait training on cardiorespiratory system in incomplete spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*. 2013;50:1411-22.
43. Querry R. Synchronous stimulation and monitoring of soleus H reflex during robotic body weight-supported ambulation in subjects with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45:175-86.
44. Israel J, Campbell D, Kahn J, Hornby T. Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic- and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *Phys Ther*. 2006;86:1466-78.
45. Mehrholz J, Harvey L, Thomas S, Elsner B. Is body-weight-supported treadmill training or robotic-assisted gait training superior to overground gait training and other forms of physiotherapy in people with spinal cord injury? A systematic review. *Spinal Cord*. 2017;55:722-9. doi: 10.1038/sc.2017.31.
46. Field-Fote E, Roach K. Influence of a locomotor training approach on walking speed and distance in people with chronic spinal cord injury: a randomized clinical trial. *Phys Ther*. 2011;91:48-60. doi: 10.2522/ptj.20090359.
47. Nooijen C, Ter Hoeve N, Field-Fote E. Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach. *J Neuroeng Rehabil*. 2009;6:36.
48. Semerjian T, Montague S, Dominguez J, Davidian A, de Leon R. Enhancement of quality of life and body satisfaction through the use of adapted exercise devices for individuals with spinal cord injuries. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2005;11:95-108.
49. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37:693-700.
50. Morrison S, Backus D. Locomotor training: is translating evidence into practice financially feasible? *J Neurol Phys Ther*. 2007;31:50-4.
51. Frey M, Colombo G, Vaglio M, Bucher R, Jörg M, Riener R. A novel mechatronic body weight support system. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2006;14:311-21.
52. Niu T, Alaynick WA, Lu DC. Strategies and lessons in spinal cord injury rehabilitation. *Curr Phys Med Rehabil Reports*. 2015;3:206-13.
53. Hicks AL. Treadmill training after spinal cord injury: It's not just about the walking. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45:241-8.
54. Harkema S, Behrman A, Barbeau H. *Locomotor Training: Principles and Practice*. New York: Oxford University Press; 2011.
55. Newell K, Vaillancourt D. Dimensional change in motor learning. *Hum Mov Sci*. 2001;20:695-715.
56. Huang V, Krakauer J. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *J Neuroeng Rehabil*. 2009;6:5.
57. Ziegler M, Zhong H, Roy R, Edgerton V. Why variability facilitates spinal learning. *J Neurosci*. 2010;30:10720-6. doi: 10.1523/JNEUROSCI.1938-10.2010.
58. Riener R, Lünenburger L, Jezernik S, Anderschitz M, Colombo G, Dietz V. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2005;13:380-94.
59. Riener R, Lünenburger L, Colombo G. Human-centered robotics applied to gait training and assessment. *J Rehabil Res Dev*. 2006;43:679-94.
60. Lunenburger L, Colombo G, Riener R. Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*. 2007;4:1.
61. Kozlowski A, Bryce T, Dijkers M. Time and effort required by persons with spinal cord injury to learn to use a powered exoskeleton for assisted walking. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2015;21:110-21. doi: 10.1310/sci2102-110.