



Nuevas tecnologías en neurorrehabilitación aplicadas al tratamiento del paciente con lesión medular

A.M. Gil Agudo*

Servicio de Rehabilitación. Hospital Nacional de Paraplégicos. Toledo. España.

Palabras Clave:

- Robótica
- Interfaz cerebro-máquina
- Estimulación eléctrica funcional
- Realidad virtual

Keywords:

- Robotic
- Brain-machine interface
- Functional electrical stimulation
- Virtual reality

Resumen

La incorporación de las nuevas tecnologías en neurorrehabilitación está suponiendo un enorme cambio en los protocolos de tratamiento para los lesionados medulares. La robótica facilita tratamientos de alta intensidad, con muchas repeticiones, orientados a una tarea, en un entorno motivador y ofreciendo información objetiva de la ejecución por parte del paciente. Pueden actuar sobre los miembros superiores y sobre los inferiores. Los exoesqueletos portables permiten la marcha a pacientes que por su nivel de lesión medular quedarían confinados a una silla de ruedas. La señal eléctrica del cerebro es captada por medio de EEG o de electrodos implantados para manejar dispositivos que facilitan la comunicación, el control del entorno y dispositivos externos como una silla de ruedas o una neuroprótesis. La estimulación eléctrica funcional consiste en la aplicación de estímulos eléctricos a nivel neuromuscular para provocar una contracción muscular artificial. Los más utilizados facilitan el agarre y el cierre de la mano o bien la marcha. La realidad virtual es una interfaz humano-ordenador que permite al usuario interactuar y realizar una inmersión en un entorno generado por el ordenador de un modo natural. Constituye un elemento motivador en terapias monótonas y facilitan la adherencia del paciente al tratamiento.

Abstract

The use of new technologies in neurorehabilitation in patient with spinal cord injury

Huge changes in the treatment protocols for spinal cord injury patients are taking place thanks to the incorporation of new technologies in neurorehabilitation. Rehabilitation robotic allows high intensity treatments (many repetitions and task-oriented) in motivating environment and providing objective information on patient execution. Both upper and lower extremities may be rehabilitated. Patient in a wheelchair can wander thanks to portable exoskeletons. Brain electrical signals are recorded by electroencephalogram (EEG) or implanted electrodes enabling communication functions, environmental control and the functioning of wheelchair or neuroprosthesis. Functional electrical stimulation is the application of electrical current to muscular tissue resulting in artificial muscle contraction. The most used exoskeleton robots are those with hand opening and closing mechanism and with assisted walking device. Virtual reality creates an interface for the human-computer interaction enabling immersion in virtual environments. All those technologies are motivational tools facilitating treatment adherence.

Introducción

La incorporación de las nuevas tecnologías en el ámbito de la neurorrehabilitación se está produciendo de manera rápida, tanto en el terreno de la investigación como en sus aplicaciones clínicas, y se presenta como una herramienta muy

*Correspondencia

Correo electrónico: amgila@sescam.jccm.es

prometedora que está cambiando los paradigmas terapéuticos. A finales de los años 80 y a principios de los 90, dos hallazgos en investigación básica constituyeron un gran cambio en la intervención terapéutica en neurorrehabilitación. El primero de ellos fue que en modelos experimentales con gatos sometidos a una lesión medular, el posterior entrenamiento de la función locomotora que se les aplicaba ofrecía buenos resultados. De hecho, se demostró que esos gatos con lesión medular caminaban de forma efectiva al ponerlos en un *treadmill* con soporte parcial de peso¹. El segundo hallazgo fue que diferentes aproximaciones han demostrado ser efectivas para inducir la regeneración axonal en animales con lesión medular por medio del uso de anticuerpos que bloquean los efectos de los productos de la mielina sobre el crecimiento neuronal². Aunque estas intervenciones parecen prometedoras, para poder ser trasladadas a la práctica clínica en seres humanos es necesario un gran esfuerzo en estandarización de las valoraciones de las terapias aplicadas³. Estas experiencias suponían, por tanto, una nueva perspectiva terapéutica y abrían paso a la necesidad de disponer de elementos objetivos de la ejecución de los movimientos por parte del paciente.

El entrenamiento de la marcha mediante sistemas de soporte parcial de peso sobre *treadmill* en pacientes que habían sufrido un ictus o una lesión medular se extendió a principios de los 90, siguiendo los trabajos citados anteriormente¹. Esta terapia presentaba, en un principio, unos costes elevados de personal y de esfuerzo por su parte, al ser necesaria la participación de, al menos, dos fisioterapeutas para movilizar las extremidades inferiores paralizadas del paciente con la intención de reproducir el ciclo de la marcha sobre el *treadmill*⁴. El gran esfuerzo que demandaba esta actividad a los fisioterapeutas limitaba la duración de las sesiones de tratamiento. Esta limitación llevó a la idea de que un dispositivo robótico podría servir como alternativa al tratamiento manual, y que dicho dispositivo podía cubrir las demandas del entrenamiento funcional⁵. De este modo, surgieron los primeros sistemas robotizados para entrenamiento de la marcha con suspensión de peso sobre *treadmill*.

En paralelo a este planteamiento, en estos últimos años se ha avanzado en los conocimientos sobre neuroplasticidad que abren un nuevo horizonte de mejoría a la persona que ha sufrido una lesión neurológica. En ese sentido, han surgido una serie de recomendaciones generales en las que fundamentar el diseño de acciones terapéuticas. El tratamiento rehabilitador ha de empezar lo antes posible tras la lesión, ha de ser de alta intensidad, repetitivo, orientado hacia una tarea y ha de proporcionar un *feedback* sobre la ejecución de la actividad. Además, el resultado de la rehabilitación es mejor si se consigue una mayor motivación y participación del paciente en el tratamiento⁶. Todo ello, sin olvidar una de las carencias más evidentes de los sistemas convencionales, como es la necesidad de incorporar sensores que proporcionen variables objetivas del estado del paciente o de la ejecución de la tarea a entrenar. Estas cuestiones son abordadas de forma satisfactoria por las nuevas tecnologías que se han incorporado a la neurorrehabilitación como son, entre otras, la robótica, los sistemas de interfaz cerebro-máquina (*brain computer interface* —BCI—), la estimulación eléctrica funcio-

nal (*functional electrical stimulation* —FES—) (neuroprótesis motoras —MNP—) y la realidad virtual (RV) que se presentan como soluciones aisladas o en combinación y que vamos a detallar a continuación.

Robótica

La primera de estas nuevas tecnologías es la terapia robótica, que ha experimentado un enorme auge en los últimos 15 años. De hecho, en 2010, las guías para el ictus de la *American Heart Association*, de la *Veterans Administration* y del Departamento de Defensa aprobaron su uso como elemento complementario a la terapia convencional en la rehabilitación de los pacientes con déficits de la extremidad superior tras sufrir un ictus, para mejorar las habilidades motoras de las articulaciones tratadas⁷. Los dispositivos robóticos se adaptan adecuadamente a la necesidad de asistir los movimientos de las extremidades, basándose en su capacidad de llevar a cabo tareas sencillas y repetitivas de forma consistente lo que facilita la recuperación funcional y la plasticidad adaptativa⁸. Pueden ser programados para guiar al paciente a través de una serie de movimientos específicos, manteniendo un determinado nivel de soporte y de restricción de recorridos articulares no deseados. Otra de las prestaciones que presentan es que son capaces de llevar a cabo movimientos repetidos sin fatiga, al mismo tiempo que facilitan datos objetivos sobre dichos movimientos. Se pueden clasificar en dos categorías fundamentales: dispositivos de efector distal (*end effector*) y dispositivos tipo exoesqueleto. Los de efector distal fueron los primeros en aparecer y se caracterizan porque utilizan un único punto distal de contacto para guiar el movimiento de toda la extremidad. En la extremidad superior puede contactar en la mano o en el antebrazo, facilitando los movimientos del codo y del hombro. Producen movimientos combinados, siendo difícil aislar movimientos simples puros. Los ejemplos más destacados, en el caso del miembro superior, son el MIT-MANUS comercializado en la actualidad como el robot *InMotion* (Bionik, Inc, Toronto) y el *Reo Go* (Motorika, Israel) y, para el miembro inferior, el *G-EO* (Reha Technologies, Suiza). El funcionamiento de los exoesqueletos es distinto. Son estructuras que se sitúan en paralelo a las distintas partes de las extremidades, con más de un punto de interacción con la persona. Proporcionan un control directo sobre cada segmento de la extremidad, incorporando motores individualizados, también denominados actuadores, que coinciden con el eje anatómico de cada articulación. De modo que cada actuador desencadena el movimiento de cada articulación sobre la que está localizado. El diseño de los exoesqueletos parece más adecuado que el de los sistemas de efector distal para conseguir grandes recorridos articulares⁹. Los ejemplos más representativos de este tipo de sistemas robóticos son: para la extremidad superior, el *Armeo Power* y el *Lokomat* para la reeducación de la marcha (Hocoma AG, Volketswil, Suiza). Hasta el momento, los dispositivos tipo exoesqueletos quedan restringidos a entornos clínicos de rehabilitación y no parece realista su traslado al domicilio del paciente.

Robots para la extremidad superior

MIT MANUS

Este sistema modular de efector distal consiste en una serie de componentes proximales y distales que se pueden utilizar de forma aislada o en conjunto para el entrenamiento de la extremidad superior. Esta configuración incluye un módulo para los movimientos del hombro y el codo en el plano horizontal, otro para el hombro y prensión de la mano en el plano vertical y otro para los movimientos del carpo en todos los planos. El paradigma de funcionamiento es el denominado «*assist as needed*», es decir, asistir lo necesario. Gracias a unos sensores de movimiento, se puede monitorizar en todo momento la movilidad de los segmentos articulares. Se ha empleado, inicialmente, en la rehabilitación de la extremidad superior de pacientes con ictus, demostrando su eficacia en la fase subaguda y en la crónica, reduciendo el déficit motor, mejorando la función y provocando un cambio duradero¹⁰⁻¹³. La versión comercializada de MIT-MANUS, *InMotion* (Bionik, Inc, Toronto, Canadá), se ha utilizado en pacientes con lesión medular de forma limitada, aunque existen publicaciones que comunican buenos resultados en este tipo de pacientes¹⁴.

Dispositivos Armeo

Los dispositivos *Armeo* (Hocoma AG, Volketswil, Suiza) fueron los primeros exoesqueletos unilaterales de extremidad superior comercializados para la rehabilitación combinada de mano y brazo. Esta gama de dispositivos incluyen el *Armeo Power* para los pacientes con mayor afectación, el *Armeo Spring*, el *Armeo Spring* pediátrico y el *Armeo Senso* para los menos afectados.

El *Armeo Power* probablemente sea el sistema robótico más avanzado para la rehabilitación de la extremidad superior que existe en estos momentos en el mercado. Se trata de la versión comercial del dispositivo ARMin. Está constituido por un exoesqueleto que abarca a la extremidad superior y que permite adaptaciones antropométricas. Proporciona un soporte del peso de la extremidad superior del paciente y presenta distintos modos de uso, como son el modo movilización, juegos en 2D, en 3D y entrenamiento funcional de actividades de la vida diaria. Una versión anterior es el *Armeo Spring* que funciona mediante un sistema de muelles que eliminan el peso del cuerpo como elemento facilitador en lugar de utilizar motores para asistir el movimiento como hace el *Armeo Power*. Ambos presentan un monitor en el que aparecen juegos motivadores para incentivar los movimientos repetitivos. El *software* permite al clínico seleccionar la tarea y su grado de dificultad, definiendo el recorrido articular necesario y el ritmo del juego seleccionado. Al igual que el MIT-MANUS, el *Armeo Power* emplea un modo de funcionamiento «*assist as needed*» permitiendo al clínico la adaptación de la dificultad de la tarea al grado de recuperación. Hay trabajos en los que se demuestra su utilidad en pacientes con lesión medular¹⁵.

Otros dispositivos

Existen otros dispositivos comercializados como el *ReoGo* (Motorika Medical, Caesarea, Israel), que facilita la movilización de la extremidad superior sobre un soporte que permite un amplio



Fig. 1. Dispositivo robótico de reeducación de la marcha Lokomat que consta de un treadmill, de un sistema de soporte parcial de peso y de un exoesqueleto de miembros inferiores con actuadores en caderas y rodillas.

rango de movimientos en las 3 dimensiones del espacio, el *DIEGO* (Tyromotion, Graz, Austria) que utiliza un sistema de cableado para soportar y movilizar la extremidad, el *Bi-Manu-Track* (RehaStim, Germany) que facilita el tratamiento de ambas extremidades superiores de forma simultánea, y otros como el *Hand of Hope* (Rehab-Robotics, Hong Kong) y el *Hand Mentor Pro* (Motus Nova). El sistema *Amadeo* (Tyromotion, Graz, Austria) es una de las pocas opciones para el tratamiento de la mano basado en un dispositivo de efector distal.

Robots para la extremidad inferior

Lokomat

El *Lokomat* (Hocoma AG, Volketswil, Suiza) es el robot que cuenta con una mayor implantación clínica y el más estudiado de los que están comercializados. El Lokomat mueve las extremidades inferiores del paciente reproduciendo el ciclo de la marcha en el plano sagital. Esencialmente es una implementación robótica del sistema de entrenamiento de la marcha sobre treadmill con soporte parcial del peso y con movilización manual del paciente por parte de los fisioterapeutas. Este sistema consta de un treadmill, un sistema de soporte parcial del peso y un exoesqueleto bilateral que proporciona una actuación en las caderas y en las rodillas, quedando el tobillo sujeto de forma pasiva con un muelle para facilitar la dorsiflexión de la fase de oscilación de la marcha⁵. El exoesqueleto se fija a la estructura rígida del soporte de peso mediante un dispositivo que permite sus desplazamientos verticales pasivos, manteniendo la orientación de la pelvis constante¹⁶. La geometría del *Lokomat* se puede ajustar a las características antropométricas de cada paciente, de modo que la longitud de las piezas del exoesqueleto correspondientes a los muslos y a las piernas se puede modificar por medio de unas barras telescópicas. El paciente se fija al exoesqueleto mediante cinchas alrededor de la cintura, del muslo y de la pierna (fig. 1). El *software* del sistema permite una serie de parámetros guía para realizar el control hasta el punto en el que los actuadores de caderas y rodillas guían a las extremidades inferiores a través de una trayectoria predeterminada definida en estudios biomecánicos de la marcha normal. Otro de los sistemas de reeducación de la marcha con suspensión parcial de peso, treadmill y exoesqueleto de miembro inferior es el *Walbot* (P&S Mechanics).

G-EO system

El sistema *G-EO* (Reha Technologies, Suiza) es similar a una máquina de elíptica de los centros de *fitness*, con 2 plataformas para los pies que se mueven según una trayectoria determinada y, además, está dotada de un sistema de soporte parcial de peso. Junto con el dispositivo denominado *Gait Trainer* (Reha-Stim, Berlin, Alemania) son de efector distal.

Exoesqueletos portables

Las personas con lesión medular torácica o lumbar pueden presentar una parálisis completa o parcial de las extremidades inferiores. La movilidad independiente, en muchos casos, se limita al uso de una silla de ruedas. Los exoesqueletos robotizados se presentan como un potencial sistema de deambulación y marcha independiente para estas personas. Su indicación clínica se ha diversificado. Algunos dispositivos se utilizan como un elemento rehabilitador, aprovechando que el intenso entrenamiento de la marcha pueda facilitar la neuroplasticidad como se ha demostrado en modelos animales de una forma dosis dependiente¹⁷. En este modo, se utiliza como una herramienta en el entorno clínico que permite el entrenamiento de la marcha, fundamentalmente en aquellas lesiones medulares incompletas que presenten un pronóstico de mejoría. En aquellos casos de lesión medular completa en los que no es previsible una recuperación, se pretende que su utilización pueda llegar a sustituir a la silla de ruedas como medio de desplazamiento en la comunidad.

Se adaptan a las extremidades inferiores y disponen de motores eléctricos que movilizan las articulaciones para producir una marcha automática. Estos sistemas permiten realizar una marcha con desplazamiento sobre el suelo sin la ayuda de soporte parcial de peso ni del *treadmill*¹⁸. Probablemente, el más popular de ellos es el *ReWalk* (ReWalk Robotics, Inc., Marlborough, MA, USA) que integra una estructura de bajo peso con unos actuadores sobre las caderas y las rodillas. Ofrece varios niveles de asistencia y comienza la deambulación gracias a un sensor que detecta la inclinación del tronco hacia delante como señal para iniciar la marcha. Los distintos modos de actuación (caminar hacia delante, pasar de sedestación a bipedestación, parar) se manejan con una unidad de control situada en la muñeca del paciente. Otro exoesqueleto comercializado es el *Indego* (Parker Hanninfin Corp., Cleveland, OH, USA) con un diseño modular que facilita su adaptación. Al igual que los 2 anteriores, el *Ekso* (Ekso Bionics, Richmond, CA, USA) tiene actuadores en caderas y rodillas y dispone de una mochila que contiene las baterías y los controladores. Su *software* permite al clínico ajustar la cantidad de actuación aportada en cada extremidad, y dispone de un módulo para que el control del dispositivo lo realice el terapeuta que acompaña al paciente. Estos 3 exoesqueletos están aprobados por la *Food and Drug Administration* (FDA), *ReWalk* e *Indego* para su uso en centros clínicos y en la comunidad, mientras que *Ekso* solo para uso clínico con supervisión facultativa.

A diferencia de los ya descritos, el *Exo-H2* (Technaid S.L., España) y su versión comercializada *Hank* (Gogo Mobility Robots, Guipúzcoa, España) tienen 6 actuadores, incluyendo los 2 tobillos, para evitar el efecto del pie caído

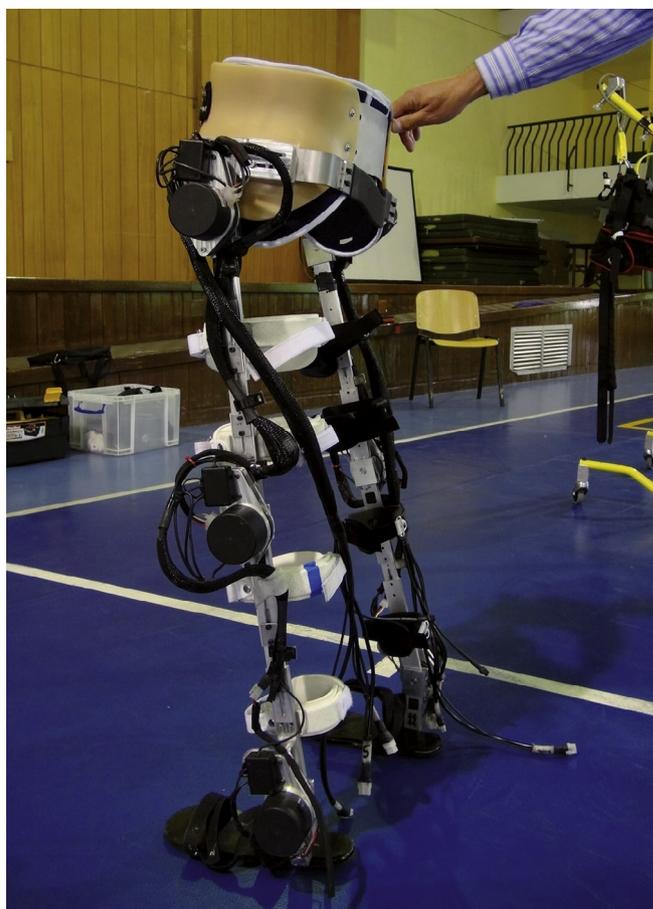


Fig. 2. Exoesqueleto *Exo H2* para miembros inferiores con actuadores en caderas, rodillas y tobillos.

durante la marcha (figs. 2 y 3). Está dirigido a pacientes con lesión medular incompleta. Su sistema de funcionamiento se basa también en el modo *assist as needed*, y permite una determinada desviación del patrón de marcha ideal antes de aplicar la fuerza correctora. Presenta una arquitectura de control abierta, para poder compatibilizarlo con otras interfaces neurales como los sistemas de BCI u otras tecnologías que faciliten el proceso de recuperación como la FES¹⁹.

El HAL (*Hybrid Assistive Limb*) desarrollado por la empresa japonesa Cyberdyne se pensó inicialmente para asistir en la marcha a adultos mayores con debilidad muscular²⁰, aunque también se emplea para la rehabilitación de la marcha en pacientes con lesión medular. Consta de un diseño modular que permite proporcionar actuación uni- o bilateralmente en la cadera y/o rodilla. El sistema permite un control automático y también voluntario gracias a la activación de determinados músculos, cuya señal es recogida por electrodos de electromiograma.

El primer exoesqueleto comercializado que dispone de un sistema de equilibrio propio es el *REX* (REX Bionics, Nueva Zelanda) liberando al paciente del uso de muletas, como ocurre con el resto de los dispositivos. De este modo, su uso queda preferentemente reservado para tratar alteraciones en el balance postural, aunque también permite la marcha.

Como es de esperar por la novedad de su aparición, las experiencias registradas con exoesqueletos que se han lleva-



Fig. 3. Exoesqueleto Exo H2 adaptado a un paciente con lesión medular en un programa de rehabilitación de la marcha.

do a cabo hasta el momento presentan muestras pequeñas que dificultan la obtención de resultados significativos. No obstante, los beneficios que se han comunicado hasta el momento incluyen el fortalecimiento de la musculatura, el aumento de la velocidad y de la eficiencia de la marcha, así como mejoras en aspectos de la lesión medular como son la espasticidad, el dolor, a nivel cardiovascular y del metabolismo, en el control del ritmo intestinal, en la osteoporosis y en la calidad de vida²¹.

Interfaz cerebro-máquina

Estamos asistiendo, en los últimos años, a un interés creciente por las tecnologías de BCI, como método que puede conectar a la persona con grave discapacidad con el medio que le rodea, y así mejorar su calidad de vida. Se definen como un sistema de comunicación y/o control que permite, en tiempo real, la interacción entre el cerebro y los dispositivos externos. Mide, analiza las señales cerebrales, las convierte en órdenes de salida en tiempo real que no dependen de las vías eferentes habituales (médula, nervios periféricos, músculos), y las transforma en una señal útil para controlar un dispositivo externo (silla de ruedas, dispositivo neuroprotésico o robótico, etc.)²².

Se han identificado dos estrategias para las tecnologías de BCI, en las que pueden aportar innovaciones relevantes. Por

un lado, la ya comentada en la que los sistemas de BCI pueden sustituir la pérdida de los *output* normales neuromusculares, permitiendo a la persona interactuar con su entorno a través de señales cerebrales en lugar de con sus propios músculos. De este modo, una persona con una lesión medular cervical alta puede utilizar señales electrofisiológicas, como puede ser la actividad neuronal cortical decodificada, y convertirlas en comandos para controlar un elemento de asistencia²³. La segunda estrategia de uso es más compleja, y su estudio es relativamente reciente. Se trata de la posibilidad de que el BCI pueda restaurar la función motora induciendo plasticidad cerebral dependiente de la actividad para mejorar la función cerebral.

La actividad eléctrica cerebral se puede registrar en el cuero cabelludo (actividad de electroencefalograma –EEG–), en la superficie cortical (electrocorticografía, ECoG) o dentro del cerebro (potenciales locales o potenciales neuronales de acción, *spikes*). El registro de EEG es sencillo y no invasivo, pero tiene una limitada resolución topográfica y rango de frecuencia. Además, la señal obtenida por este método es susceptible de estar contaminada por la actividad electrooculográfica y electromiográfica de los músculos craneales. Los métodos ECoG y los intracorticales tienen una mejor resolución topográfica y un mayor rango de frecuencias, pero conllevan la implantación de una matriz de sensores sobre la corteza cerebral o dentro del cerebro. La mayor parte de los trabajos con seres humanos se ha llevado a cabo fundamentalmente con sistemas de EEG no invasivos²⁴ y, en el caso de los sistemas de ECoG, aunque hay alguna experiencia también en seres humanos, la mayoría de los estudios han utilizado a monos²³.

Los potenciales usuarios de los sistemas de BCI se pueden dividir en 3 grupos: a) personas que no tienen ningún control neuromuscular residual, situación denominada *locked-in* o síndrome de cautiverio, recomendándose empezar su utilización antes de que el síndrome de cautiverio se haya instalado en su totalidad; b) personas que mantienen solo una muy limitada capacidad de control neuromuscular como movimientos oculares o una muy débil contracción muscular; c) personas que mantienen un sustancial control neuromuscular y pueden utilizar fácilmente una tecnología de comunicación asistida basada en la actividad muscular. En estos grupos se pueden incluir pacientes con esclerosis lateral amiotrófica en fase de ventilación mecánica, con ictus del tronco cerebral, con lesión medular cervical alta o con parálisis cerebral severa.

Se pueden distinguir 2 grandes grupos de potenciales aplicaciones clínicas del BCI. Por un lado, el control directo de tecnologías de asistencia y, por otro, la restauración del control sobre los movimientos del paciente. Dentro de estas tecnologías de asistencia, pueden ser controladas por medio de BCI sistemas de comunicación, de control de dispositivos, de control del entorno y de desplazamiento. Los posibles usos en neurorrehabilitación se están empezando a explorar²².

La comunicación para personas que sufren un síndrome de cautiverio representa el área en el que más necesaria se hace la intervención con BCI. Existen varios tipos de sistemas que utilizan señales de EEG para comunicación basados



Fig. 4. Imagen de paciente que utiliza la señal de BCI (*brain computer interface*) captada por electroencefalograma para poner en funcionamiento un equipo de estimulación eléctrica funcional que estimula la musculatura flexora y extensora de la muñeca. El sistema dispone de un monitor en el que aparece un avatar que reproduce el movimiento de apertura y cierre de la mano que aporta *feedback* visual.

en potenciales corticales lentos (SCPs), potenciales relacionados con eventos P300 y ritmos sensoriomotores (SMRs). Tanto los SCPs como los SMRs precisan un entrenamiento por parte de los pacientes para ganar suficiente control sobre su actividad cerebral, y así producir señales que puedan ser aplicadas para el uso de BCI. Por el contrario, los sistemas P300 miden la respuesta del cerebro a estímulos (visual u olfatorio) de especial relevancia y precisan un mínimo entrenamiento²⁴.

En cuanto al control de dispositivos, se ha demostrado la posibilidad de controlar con este sistema un brazo robótico en las 3 dimensiones del espacio o una ortesis de mano motorizada para pacientes con tetraplejía mediante imaginación del movimiento (*motor imagery*). En algún caso, se ve complementada con el uso de FES para mejorar la capacidad manipulativa de un paciente con tetraplejía²⁵. Los sistemas de control del entorno (control de la temperatura de la habitación, luces, persianas, inclinación de la cama, TV, etc.) basados en BCI pueden mejorar notablemente la calidad de vida y la independencia de las personas con severa discapacidad. Diversos grupos de investigación han trabajado para conseguir controlar una silla de ruedas manejada mediante el BCI, para tener alguna forma de movilidad. Este objetivo ya conseguido exige un gran esfuerzo de concentración al usuario²⁶.

Los sistemas de BCI tienen también el potencial de servir como elemento terapéutico para ayudar a personas con déficit neuromuscular a conseguir funciones motoras útiles. Esta aplicación de los sistemas de BCI pretende mejorar las actuales terapias rehabilitadoras, reforzando e incrementando el uso efectivo de áreas del cerebro y conexiones no dañadas²⁷, o bien facilitando la plasticidad del sistema nervioso central, inducida por el *input* sensorial generado durante la mejora de la función motora provocada por el dispositivo controlado por BCI (sistemas robóticos, activación del FES)²⁸ (fig. 4).

Estimulación eléctrica funcional

Una de las definiciones más aceptadas de la FES es la que se refiere a la aplicación de estímulos eléctricos a nivel neuromuscular, con el fin de provocar una contracción muscular artificial que permita realizar o restaurar una función corporal perdida²⁹. La aplicación del FES puede tener 2 objetivos. Uno sería la denominada MNP, que se refiere a un uso permanente como dispositivo compensatorio de una función alterada. El otro se refiere a su uso eminentemente terapéutico, facilitando una serie de ejercicios dentro de un programa rehabilitador con una perspectiva temporal. Nos centramos en las MNP.

Las MNP basadas en sistemas FES provocan actividad neural gracias a la generación de una carga eléctrica controlada en forma de pulsos. Para el buen funcionamiento de la MNP es esencial que esté preservada la integridad de la neurona motora inferior, incluyendo la unión neuromuscular, es decir, los músculos a estimular no han de estar denervados. Los nervios motores pueden ser estimulados con electrodos de superficie (transcutáneo) o implantados (percutáneo).

Las aplicaciones funcionales de las MNP se pueden referir tanto a los miembros superiores como a los inferiores y persiguen la restauración de alguna de las funciones del aparato locomotor en pacientes con lesión medular como la bipedestación, la marcha y la recuperación de la capacidad de agarre y la prensión de la mano.

Bipedestación y marcha

El enorme gasto energético que supone para una persona con tetraplejía o con una paraplejía de nivel torácico caminar con ortesis de distintos diseños hace que se abandonen estos dispositivos en la mayor parte de los casos.

El dispositivo MNP que mayor trayectoria ha tenido para esta indicación ha sido el denominado *Parastep*, aprobado por la FDA y comercializado desde 1994. Se basa en que la estimulación del nervio peroneo genera el reflejo de triple retirada con flexión de la cadera, rodilla y tobillo, un movimiento que simula el que se produce durante la fase de balanceo de la marcha. La mayor parte de los usuarios de este sistema han sido parapléjicos con lesión torácica completa, consiguiendo marcha con andador en distancias cortas³⁰.

En el caso de la marcha, las MNP más utilizados son las que persiguen compensar el pie equino o el aumento de la flexión plantar durante la marcha. Actúan sobre los músculos dorsiflexores de tobillo del paciente. Están indicados en lesionados medulares incompletos y en algunas otras patologías neurológicas. Por medio de un sensor plantar se sincroniza la estimulación del nervio peroneo con el ciclo de la marcha para que se activen los dorsiflexores en la fase de oscilación. El sensor detecta que se inicia la fase de oscilación y activa la estimulación del nervio peroneo, provocándose la dorsiflexión. Cuando se inicia la fase de apoyo, el sensor plantar lo detecta y se detiene la estimulación.

Existen varios dispositivos comercializados aprobados por la FDA para prevenir el pie caído, siendo uno de los más



Fig. 5. WalkAide System. Consiste en un estimulador que realiza la estimulación a nivel del nervio peroneo para evocar las dorsiflexión del tobillo en la fase de oscilación de la marcha.

utilizados el *WalkAide System*[®] (Innovative Neurotonics Inc., Austin, TX, USA) (fig. 5). Algunos utilizan electrodos implantados como el *ActiGait*[®] (Neurodan A/S, Aalborg, Denmark).

Otra de las opciones que se ha identificado para disminuir el elevado gasto energético y la fatiga muscular al utilizar los dispositivos MNP para compensar la marcha son los denominados dispositivos híbridos que combinan ortesis con FES^{31,32}.

Apertura y cierre de la mano

En este caso, el objetivo es restaurar la función de agarrar un objeto con la mano, mantenerlo y abrirla para soltar, siendo sus principales beneficiarios los lesionados medulares tetrapléjicos con nivel C5-C7.

El dispositivo más utilizado y disponible en el mercado es el *NESS H200* (Bioness Inc., Valencia, CA, USA), también conocido como *Handmaster*. Se trata de un dispositivo híbrido, puesto que consta de una ortesis ajustable para situar la muñeca y la mano en posición funcional y 5 electrodos de superficie. Parece que mejora el rendimiento en personas con lesiones cervicales C5 o C6 a la hora de realizar determinadas actividades de las extremidades superiores y disminuye la espasticidad y el dolor³³.

El dispositivo implantado denominado *Freehand system*[®] fue aprobado para uso clínico por la FDA en 1997. Estuvo disponible en el mercado hasta 2001. Consiste en un estimulador de 8 canales que se implanta quirúrgicamente en la zona anterior del pecho sobre la fascia del pectoral mayor que está conectado por medio de unos cables subcutáneos a 8 electrodos intramusculares ubicados a nivel del epimysio de los músculos del antebrazo encargados de la flexión y extensión de los dedos. La apertura y el cierre de la mano se controlan por medio de un sensor de posición que se sitúa en el hombro contralateral. La apertura de la mano se consigue realizando una retropulsión del hombro contralateral y la prensión gracias a la antepulsión. Este sistema se ha implan-

tado en más de 250 pacientes, la mayoría de ellos fueron lesionados medulares en C5 y C6 con buenos resultados funcionales³⁴.

Realidad virtual

La RV es otra de las nuevas tecnologías que está irrumpiendo con fuerza en el ámbito de la neurorrehabilitación, siendo de las más innovadoras, esperanzadoras y con grandes posibilidades de tener un notable impacto en los próximos años. La RV se define como una forma avanzada de interfaz humano-ordenador que permite al usuario interactuar y realizar una inmersión en un entorno generado por el ordenador de un modo natural³⁵. El usuario interactúa con imágenes en el monitor, mueve, manipula objetos virtuales y lleva a cabo acciones que intentan dejarle inmerso en un entorno simulado, generando de este modo un sentimiento de «presencia» en el mundo virtual. Una forma de conseguir un mayor sentimiento de presencia es proporcionar al usuario diferentes modalidades de *feedback* de su desempeño, incluyendo el visual o el audio, aunque también pueden ser el háptico y el vestibular.

La utilidad de la RV en neurorrehabilitación se debe a varios motivos. Permite al clínico proporcionar a sus pacientes un método repetitivo de acciones específicas de entrenamiento. El entrenamiento se lleva a cabo en un entorno más estimulante; de hecho, se cree que el entorno estimulante y motivador resulta más efectivo a la hora de realizar un entrenamiento de actividades funcionales³⁶. Otra característica beneficiosa de los programas de RV es que se puede diseñar para pretender simular actividades reales (por ejemplo, caminar en un parque mejor que en un *treadmill*) que aporten una validez ecológica comparada con la terapia tradicional. Además, actividades que pueden resultar de riesgo son practicadas previamente en un entorno seguro (por ejemplo, cruzar una calle o manejar una silla de ruedas electrónica). El hecho de que los programas pueden ser más interesantes, lúdicos y motivadores que la terapia tradicional, facilita la adherencia y la implicación del paciente en los tratamientos prolongados, como suelen ser el caso de los pacientes con lesión medular y, en general, en neurorrehabilitación³⁶.

Se puede distinguir entre sistemas inmersivos y no inmersivos. Los primeros son aquellos ligados a un entorno virtual generado por ordenador, en el que el sujeto, para interactuar, lo hace a través de algún tipo de *hardware*, como guantes de datos, cascos de visualización estereoscópica (*head mounted displays*), pantallas, cabinas o cuevas virtuales. En cambio, en los sistemas no inmersivos, la interacción con el entorno virtual se realiza mediante un teclado, mando o ratón, sin que se precise de otro tipo de *hardware* o periférico adicional conectado al ordenador.

Al hablar de RV, hay que tener en cuenta dos conceptos importantes, como interacción e inmersión. Interacción, ya que la RV no supone una visualización pasiva de la representación gráfica, sino que la persona puede interactuar con el mundo virtual en tiempo real, e inmersión porque, a través de determinados dispositivos, una persona tiene la sensación



Fig. 6. El dispositivo denominado *Leap Motion* que capta el movimiento de la mano y lo traslada a un monitor en el que la mano virtual interactúa con objetos virtuales. De este modo, solicita al paciente la realización de actividades terapéuticas en un entorno motivador y lúdico.

de encontrarse físicamente en el mundo virtual. Existen una gran variedad de interfaces para interactuar con el entorno virtual que comprenden desde los dispositivos más comunes como un ratón, un teclado o un *joystick*, hasta complejos sistemas de captura de movimiento o dispositivos hápticos que pueden proporcionar un *feedback* táctil y dar al usuario la sensación de que está manipulando objetos reales³⁷. Ya se ha señalado previamente en esta actualización, la importancia de aspectos como la repetición, el *feedback* y la motivación del paciente en neurorrehabilitación. La repetición es importante tanto para el aprendizaje motor como para que tengan lugar los cambios corticales que los originan, pero no es la repetición por sí sola lo que causa el aprendizaje motor, sino que debe ir ligada a un *feedback* sensorial sobre el resultado de cada una de las realizaciones. Por otro lado, para realizar una y otra vez las actividades requeridas en la terapia, es fundamental la motivación del sujeto, que se consigue al enfocar las diferentes actividades que conforman la terapia como un videojuego, de forma que las sesiones de tratamiento sean mucho más amenas y atractivas.

Existen aplicaciones para la extremidad superior como el *CyberGlove™* para aquellos casos en los que se necesita monitorizar la posición de la mano y obtener datos cinemáticos, y el *Rutgers Master II* que proporciona un *feedback* háptico al usuario, permitiendo además la obtención de información sobre la fuerza ejercida³⁸. Los diferentes ejercicios desarrollados están destinados a la mejora de cuatro parámetros: el rango de movimiento, la velocidad, el fraccionamiento (capacidad de mover los dedos de forma independiente) y la fuerza de los dedos. También existen dispositivos para las extremidades inferiores, como el *Rutgers Ankle*, que consiste en una plataforma que proporciona 6 grados de libertad y puede generar fuerzas que se oponen al movimiento del pie del paciente.

La información visual se puede presentar por dispositivos situados sobre la cabeza como el *Oculus Rift*. Otras aplicaciones emplean sistemas en los que el entorno virtual se proyecta en una gran pantalla frente al usuario. Dichos usua-

rios se ven a ellos mismos en el entorno virtual y puede interactuar con objetos virtuales que van apareciendo. En la actualidad, los sistemas de captura de movimiento pueden ser muy sencillos como la *Sony PlayStation's* o la *XBOX-Kinect* de Microsoft. Otras interfaces como *Leap Motion* permite la interacción utilizando solo las manos, cuyo movimiento es capturado por el dispositivo (fig. 6). Se pueden utilizar elementos que se sujetan con la mano como la *Nintendo Wii* y la interacción se produce a partir de dicho mando. La fácil distribución de estos equipos comerciales y su bajo coste facilitan su uso. En muchos casos, la RV se incorpora a los dispositivos robóticos como elemento complementario y motivador como es el módulo de RV que acompaña a las versiones más recientes de *Lokomat* o de *Armeo Spring*.

Una de las limitaciones de la RV para su uso es que existe poca evidencia científica sobre su eficacia para mejorar la independencia de las personas con lesión medular en la ejecución de las actividades de la vida diaria. Tampoco hay suficiente información contrastada sobre cuáles son los programas más efectivos e incluso si los programas desarrollados específicamente para la rehabilitación son más eficaces que las consolas comerciales para juegos. A su favor cuentan, entre otros, la motivación, la posibilidad de observar la actividad ejecutada por el usuario y la falta efectos adversos³⁶.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

● Importante ●● Muy importante

- ✓ Metaanálisis
- ✓ Artículo de revisión
- ✓ Ensayo clínico controlado
- ✓ Guía de práctica clínica
- ✓ Epidemiología

1. ● Barbeau H, Rossignol S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Res.* 1987;412:84-95.
2. Schwab ME, Bartholdi D. Degeneration and regeneration of axons in the lesioned spinal cord. *Physiol Rev.* 1996;76:319-70.
3. ● Curt A, Schwab ME, Dietz V. Providing the clinical basis for new international therapies: refined diagnosis and assessment of recovery after spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2004;42:1-6.
4. ●● Dietz V, Harkema SJ. Locomotor activity in spinal cord injured persons. *J Appl Physiol.* 2004;96:1954-60.

5. ●● 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.
6. Weber LM, Stein J. The use of robots in stroke rehabilitation. A narrative review. *Neuro Rehabilitation*. 2018;43:99-110.
7. Department of Veterans Affairs. Department of Defense, American Heart Association, American Stroke Association. VA/DoD Clinical Practice Guideline for the management of stroke rehabilitation. The Office of Quality and Performance, VA, Washington, DC and Quality Management Division, United States Army MEDCOM, 2010 (Version 3.0). Disponible en: <http://www.healthquality.va.gov> or <http://www.qmo.amedd.army.mil>.
8. ● Edgerton VR, Roy RR. Robotic training and spinal cord injury plasticity. *Brain Research Bulletin*. 2009;78(1):4-12.
9. Krebs HI, Conroy SS, Bever CT, Hogan N. Forging mens et manus: the MIT experience in upper extremity robotic therapy. En: Dietz V, Nef T, Zev Rymer W, editors. *Neurorehabilitation technology*. London: Springer-Verlag; 2012. p. 125-40.
10. Fasoli SE, Krebs HI, Stein J, Frontera W, Hughes R, Hogan N. Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: Follow-up results. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(7):1106-11.
11. Bayón-Calatayud M, Gil-Agudo A, Benavente-Valdepeñas A, Drozdowskyj-Palacios O, Sánchez-Martín G, del Alamo-Rodríguez MJ. Eficacia de las nuevas terapias en la neurorrehabilitación del miembro superior en pacientes con ictus. *Rehabilitación (Madr)*. 2014;48:232-40.
12. Lum PS, Burgar CG, Shor PC. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper limb motor function after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83:952-9.
13. Lo AC, Guarino PD, Richards LG, HAselkorn JK, Wittenberg GF, Federman DG, et al. Robot assisted therapy for long term upper limb impairment after stroke. *New Eng J Med*. 2010;362:1772-83.
14. ● Cortés M, Elder J, Rykman A, Murray L, Avedissian M, Stampas A. Improved motor performance in chronic spinal cord injury following upper limb robotic training. *Neuro Rehabilitation*. 2013;33(1):57-65.
15. Rudhe C, Albisser U, Starkey ML, Curt A, Bolliger M. Reliability of movement workspace measurements in a passive arm orthosis used in spinal cord injury rehabilitation. *J Neuro Eng Rehabil*. 2012;9:37.
16. Riener R. Technology of the Robotic Gait Orthosis Lokomat. En: Dietz V, Nef T, Zev Rymer W, editors. *Neurorehabilitation technology*. London: Springer-Verlag; 2012. p. 221-32.
17. ●● Ichiyama RM, Courtine G, Gerasimenko YP, Yang GJ, van den Brand R, Lavrov IA. Step training reinforces specific spinal locomotor circuitry in adult spinal rats. *J Neurosci*. 2008;28(29):7370-5.
18. Louie DR, Eng JJ. Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review. *J Neuro Eng Rehabil*. 2016;13:53.
19. Bortole M, Venkatakrisman A, Zhu F, Moreno JC, Francisco GE, Pons JL, et al. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke. Early findings from a clinical study. *J Neuro Eng Rehabil*. 2017;12:12.
20. Ueba T, Hamada O, Ogata T, Inoue T, Shiota E, Sankai Y. Feasibility and safety of acute phase rehabilitation after stroke using the hybrid assistive limb robot suit. *Neurol Med Chir*. 2013;53(287).
21. Mekki M, Delgado AD, Fry A, Putrino D, Huang V. Robotic rehabilitation and spinal cord injury: a narrative review. *Neurotherapeutics*. 2018;15:604-17.
22. Mak JN, Wolpaw JR. Clinical applications of brain computer interfaces: current state and future prospects. *IEEE Rev Biomed Eng*. 2009;2:187-99.
23. ● Daly JJ, Wolpaw JR. Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation. *Lancet Neurol*. 2008;7:1032-43.
24. Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol*. 2002;113:767-91.
25. Muller-Putz GR, Scherer R, Pfurtscheller G, Rupp R. EEG-based neuroprosthesis control: a step forwards clinical practice. *Neurosci Lett*. 2005;382:169-74.
26. Tanaka K, Matsunga K, Wang HO. Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair. *IEEE Transactions on Robotics*. 2005;21(4):762-6.
27. Enzinger C, Ropele S, Fazekas F, Loitfelder M, Gorani F, Seifert T, et al. Brain motor system function in a patient with complete spinal cord injury following extensive brain-computer interface training. *Exp Brain Res*. 2008;190(2):215-23.
28. López-Larraz E, Montesano L, Gil-Agudo A, Mínguez J. Continuous decoding of movement intention of upper limb self-initiated analytic movements from pre-movement EEG. *J Neuro Eng Rehabil*. 2014;15:11.
29. Avendaño-Coy J. Estimulación eléctrica funcional en lesiones nerviosas centrales. En: Cano de la Cuerda R y Collado Vázquez S, editores. *Neurorrehabilitación. Métodos específicos de valoración y tratamiento*. Madrid: Ed Panamericana; 2012. p. 405-15.
30. Klose KJ, Jacobs PL, Broton JG, Guest RS, Needham-Shropshire RM, Lebowitz N. Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep I ambulation system: Part I. Ambulation performance and anthropometric measures. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78:789-93.
31. Sykes L, Campbell IG, Powell ES, Ross ER, Edwards J. Energy expenditure of walking for adults patients with spinal cord lesions using the reciprocating gait orthosis and functional electrical stimulation. *Spinal Cord*. 1996;34:659-65.
32. Ferguson KA, Polando G, Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. Walking with a hybrid orthosis system. *Spinal Cord*. 1999;37:800-4.
33. Chiou YH, Luh JJ, Chen SC, Chen YL, Lai JS, Kuo TS. Patient-driven loop control for hand function restoration in a non-invasive functional electrical stimulation system. *Disabil Rehabil*. 2008;30:1499-505.
34. ● Peckham PH, Keith MW, Gilgore KL. Efficacy of an implanted neuroprosthesis for restoring hand grasp in tetraplegia: a multicenter study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:1380-8.
35. Weiss PL, Kizony R, Feintuch U, Katz N. Virtual reality in neurorehabilitation. En: Selzer M, Cohen I, Gage F, Clarke S, Duncan P, editors. *Textbook of neural repair and rehabilitation*. Cambridge: Cambridge University Press; 2006. p. 182-97.
36. Laver K, George S, Thomas S, Deutch E, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation: an abridged version of a Cochrane review. *Eur J Phys Rehabil*. 2015;51:497-506.
37. ● Subramanian S, Knaut LA, Beaudoin C, McFayden BJ, Feldman AG, Levin MF. Virtual reality environments for post-stroke arm rehabilitation. *J Neuro Eng Rehabil*. 2007;4:20.
38. Sveistrup H. Motor rehabilitation using virtual reality. *J Neuro Eng Rehabil*. 2004;1:10.