

Avances tecnológicos en neurorrehabilitación

Josefina Gutiérrez-Martínez,* Marco Antonio Núñez-Gaona,** Paul Carrillo-Mora***

* Subdirección de Investigación Tecnológica, ** Departamento de Desarrollo Tecnológico, *** División de Rehabilitación Neurológica, Departamento de Neurorrehabilitación, Instituto Nacional de Rehabilitación.

Technological advances in neurorehabilitation

RESUMEN

ABSTRACT

Neurological rehabilitation arose as formal method in the 60's, for the therapeutic treatment of patients with stroke or spinal cord injury, which develop severe sequelae that affect their motor and sensory abilities. Although the Central Nervous System has plasticity mechanisms for spontaneous recovery, a high percentage of patients should receive specialized therapies to regain motor function, such as Constraint Induced Movement Therapy or Upright physical Therapy. The neurorehabilitation has undergone drastic changes over the last two decades due to the incorporation of computer and robotic electronic devices, designed to produce positive changes in cortical excitability of the cerebral hemisphere damaged and so to improve neuroplasticity. Among equipment, we can mention those for electrotherapy devices, apparatus for transcranial magnetic stimulation, the robotic lower limb orthoses, robot for upper limb training, systems for functional electrical stimulation, neuroprosthesis and brain computer interfaces. These devices have caused controversy because of its application and benefits reported in the literature. The aim of Neurorehabilitation technologies is to take advantage of the functional neuromuscular structures preserved, and they compensate or re-learn the functions that previously made the damaged areas. The purpose of this article is to mention some clinical applications and benefits that these technologies offer to patients with neuronal injury.

Key words. *Electrotherapy. Functional electric therapy. TENS. BCI. Neuroprosthesis.*

La rehabilitación neurológica surgió en los 60, como método formal para el tratamiento de pacientes con enfermedad vascular cerebral, trauma craneoencefálico y raquimedular que desarrollan secuelas severas que afectan su capacidad motora y sensorial. Aunque el sistema nervioso central tiene mecanismos de plasticidad que favorecen la recuperación espontánea, un alto porcentaje de pacientes deben recibir terapias especializadas para recobrar la función motora, como la terapia de movimiento inducido por restricción del miembro sano o la terapia de postura erguida. La neurorrehabilitación ha sufrido cambios drásticos en las últimas dos décadas debido a la incorporación de dispositivos electrónicos computarizados y robotizados, cuyo fin es estimular los procesos de neuroplasticidad. Entre los equipos podemos mencionar aquellos destinados a la electroterapia, los aparatos para estimulación eléctrica o estimulación magnética transcraneal, las órtesis robóticas de miembros superiores, los robots para el entrenamiento de los miembros inferiores, los sistemas para estimulación eléctrica funcional, las neuroprótesis y los sistemas de interfaz cerebro-computadora, que han provocado controversia tanto por su aplicación como por los beneficios que se han reportado en la literatura. Las tecnologías de neurorrehabilitación tienen la finalidad de aprovechar las estructuras neuro-musculares funcionales conservadas, y que éstas compensen o re-aprendan las funciones que antes hacían las zonas dañadas y así mejorar la función sensorio-motora. El propósito de este artículo es mencionar algunas aplicaciones clínicas y las ventajas que estas tecnologías ofrecen a los pacientes con lesión neuronal.

Palabras clave. Electroterapia. Terapia eléctrica funcional. TENS. BCI. Neuroprótesis.

INTRODUCCIÓN

Las lesiones agudas del sistema nervioso central (SNC) que se presentan en el paciente adulto comprenden principalmente dos entidades: la enfermedad vascular cerebral (EVC), así como los traumas

craneoencefálico (TCE) y raquimedular (TRM). Según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS) y del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), ambas patologías se encuentran entre las 10 principales causas de muerte tanto a nivel mundial como en México (EVC: segunda o tercera

causa de muerte y TCE: novena causa de muerte).^{1,2} La importancia de estas enfermedades no sólo radica en su creciente incidencia y en su alta tasa de mortalidad, sino además en la importante discapacidad que presentan los pacientes que sobreviven a ellas, y en que ambas enfermedades suelen afectar a personas en edad productiva (16 a 55 años). En este sentido se estima que más de 40% de los sobrevivientes de un TCE o EVC requieren de cuidados especiales durante los tres meses siguientes a la lesión, y se calcula que entre 15-30% de ellos continuarán con una discapacidad grave a largo plazo o incluso de forma permanente.^{3,4} Según el INEGI, en 2010 existían más de cinco millones de personas con alguna discapacidad en México, lo cual representa 5.1% de la población total, estimando que en 50% de las personas discapacitadas la causa está relacionada con una lesión aguda del sistema nervioso central, ya sea traumática o vascular.²

Las consecuencias o secuelas que producen las lesiones agudas del SNC en los pacientes son muy diversas y de distinta severidad, pero pueden agruparse en las siguientes:

- **Neurológicas.** Motoras, sensitivas, sensoriales, lenguaje, autonómicas, etc.
- **Cognitivas.** Alteraciones de memoria, atención, aprendizaje, etc.
- **Conductuales y emocionales.** Apatía, depresión, desinhibición, ansiedad, psicosis, etc.
- **Consecuencias sociales, en su estilo de vida y económicas.** Pérdida de empleo, dificultad para trasladarse, discriminación, dependencia física y económica, etc.

Todas estas secuelas contribuyen en mayor o menor medida a la discapacidad global que presentan estos pacientes.^{5,6} En México, de todas estas secuelas, la discapacidad motora representa la secuela más frecuente presentándose en 58% de los pacientes.²

Tanto las lesiones vasculares como traumáticas del SNC producen un daño agudo del tejido nervioso, y aunque ambas lesiones comparten mecanismos celulares de daño como la hipoxia, el estrés oxidante, la excitotoxicidad, la compresión mecánica, etc., también difieren sustancialmente en cuanto a las características de la lesión y las consecuencias clínicas de la misma.⁷ Por ejemplo, en el caso de las lesiones vasculares, ya sea isquémica o hemorrágica, el daño que se presenta suele ser focal, mientras que en el caso del TCE o TRM este daño puede ser focal, regional o multifocal, o incluso involucrar lesiones

fuera del sistema nervioso que resulten de importancia para su recuperación (fracturas, amputaciones, etc.).⁷ Por otro lado, los pacientes que más frecuentemente sufren de lesiones traumáticas suelen ser pacientes más jóvenes que los pacientes con EVC; asimismo, los pacientes que sufren de EVC con frecuencia cursan con diversas enfermedades concomitantes como la diabetes o la hipertensión arterial, mientras que los pacientes con TCE por lo demás suelen ser pacientes sanos.⁸ Todos estos factores (y otros de índole cultural, ambiental y social) resultan muy importantes al momento de planear el tratamiento y establecer el pronóstico de una lesión neurológica debido a que influyen de una u otra forma en el proceso de neuroplasticidad.

El tratamiento tradicional de la discapacidad originada por las lesiones neurológicas se basa fundamentalmente en la facilitación, estimulación y guía (a través de múltiples y diferentes métodos de neurorehabilitación) de los procesos de plasticidad del tejido nervioso.⁶ La plasticidad en este contexto podría definirse como el potencial dinámico que presenta el tejido nervioso para reorganizarse a sí mismo durante el neurodesarrollo, el aprendizaje o después de una lesión o daño.^{9,10} La plasticidad del tejido nervioso es un proceso continuo y dinámico que involucra cambios en el corto, mediano y largo plazos, y que incluye desde mecanismos moleculares hasta cambios macroscópicos.^{9,11,12} La plasticidad neuronal es un elemento clave de la recuperación funcional motora, sensitiva y cognitiva.¹³

Aquí es importante señalar que la plasticidad esencialmente involucra diversos cambios morfológicos y fisiológicos sin un “propósito” en particular, es decir, que los procesos de plasticidad no entrañan necesariamente un cambio positivo o ventajoso para la función del individuo, ya que la neuroplasticidad también pueden estar involucrada en modificaciones que resultan desadaptativas o incluso patológicas para el individuo como ocurre con el proceso de epileptogénesis después de una lesión cerebral.¹⁴

Una característica muy importante de la neuroplasticidad es que puede ser guiada, favorecida o estimulada a través de la conducta o la estimulación sensorial, por ejemplo, con la repetición de ciertos patrones de movimiento, o mediante la estimulación sensitiva.¹⁵ Dicha estimulación se considera la base de las diversas técnicas de neurorehabilitación y es por eso que para garantizar el éxito del proceso de rehabilitación, resulta trascendental evaluar de forma integral las áreas funcionales que han resultado afectadas por la lesión, así como las áreas funcionales conservadas para así planificar de forma indivi-

dualizada las técnicas de rehabilitación más adecuadas.⁶

Una descripción exhaustiva de los cambios fisiológicos y anatómicos que son responsables de la neuroplasticidad trasciende a los objetivos del presente artículo, pero de forma general se resumen en los siguientes:

- Cambios en la expresión de diversos factores de transcripción (CREB, el Δ fosB, NF κ B, etc.), y activación de vías de señalización intracelular (ERK-MAPK/PKA).
- Aumento en la expresión de factores tróficos (BDNF, NGF, etc.).
- Modificaciones sinápticas, que incluyen tanto cambios morfológicos (recambio, retracción o motilidad de espinas dendríticas), como cambios en la eficiencia sináptica (potenciación a largo plazo, depresión a largo plazo, etc.).
- Cambios en la síntesis y liberación de neurotransmisores.
- Neurogénesis.
- Incremento en la actividad de redes neuronales no afectadas por la lesión.
- Reorganización de áreas funcionales corticales, ya sea locales, ipsilaterales o contralaterales,^{9,16} etc.

El conocimiento de los distintos cambios funcionales o anatómicos que son responsables del proceso de plasticidad ha cobrado especial relevancia en la actualidad dada la posibilidad, al menos teórica, de manipularlos para favorecer, estimular o conducir el proceso de neuroplasticidad. Al respecto, diversos estudios tanto experimentales con animales como clínicos han utilizado distintos fármacos con acción sobre diversos sistemas de neurotransmisión con la finalidad de estimular los procesos de plasticidad.¹⁷ A la fecha existe una considerable cantidad de evidencia que apoya el efecto positivo de algunos fármacos como los agonistas dopaminérgicos, noradrenérgicos y serotoninérgicos, como la amfetamina,¹⁸ sobre algunos aspectos de la rehabilitación como la recuperación de la función motora o el lenguaje.¹⁹ Sin embargo, el uso sistemático de terapias farmacológicas como estimulantes de plasticidad, aún no está aceptado, fundamentalmente porque son necesarios más estudios clínicos que respalden dichos efectos. Es importante señalar que la mayoría de los estudios que han demostrado un efecto positivo de las terapias farmacológicas, lo han observado solo cuando ésta es acompañada de forma contingente por una adecuada terapia de rehabilitación física;

lo cual sugiere que no sólo se trata de estimular la plasticidad sino también de guiarla adecuadamente en forma simultánea.¹⁹

La rehabilitación neurológica eficaz requiere evaluar oportunamente las funciones preservadas y el nivel de daño del SNC. Con base en los resultados del diagnóstico se deberán desarrollar los protocolos terapéuticos más apropiados para restaurar las funciones perdidas, mediante retroalimentación constante y sistemática, entrenamiento dirigido a tareas que requieren la integración de las estructuras potencialmente funcionales, e incremento progresivo de tareas de entrenamiento.²⁰

Es por esto que el desarrollo e innovación de nuevas estrategias de neurorrehabilitación se ha convertido en una necesidad para los sistemas de salud a nivel mundial. En especial la utilización de diversos métodos de neurorrehabilitación apoyados en la tecnología electromédica se ha convertido en un área muy promisoriosa y ha ganado gran expansión y desarrollo.²¹

El objetivo del presente artículo es presentar un panorama general y actualizado de las diferentes estrategias tecnológicas como los dispositivos mecatrónicos o la estimulación eléctrica que están siendo aplicadas a la rehabilitación de distintos desórdenes neurológicos, así como de algunas tecnologías prometedoras como las neuroprótesis y los sistemas cerebro-computadora que se encuentran actualmente en desarrollo. Toda esta información está dirigida al amplio grupo de profesionales de la salud, rehabilitadores, neurólogos, terapeutas, que se encargan de la atención del paciente con lesión neurológica.

En la siguiente sección se mencionan algunas de estas tecnologías, así como las investigaciones actuales en estimulación eléctrica funcional e interfaces cerebro-computadora.

TÉCNICAS TERAPÉUTICAS MECÁNICAS

Terapia CIMT

Tabu, *et al.*²² introdujeron el concepto de terapia de movimiento inducido por restricción del miembro sano o CIMT (*Constraint-Induced Movement Therapy*) como una terapia de rehabilitación que se utiliza para mejorar la función de una extremidad parética en pacientes con daño del SNC, como es el caso de la EVC, basado en el concepto de “desuso aprendido” siempre que el déficit motor y sensorial de la extremidad afectada no sean demasiado severos.^{23,24}

La idea principal de esta terapia es considerar ejercicio intensificado del miembro parético mientras que el movimiento de la extremidad sana se restringe por medio de una férula, yeso o cabestrillo.²⁵

Los datos de tomografía por emisión de positrones²⁶ y de resonancia magnética funcional²⁶ han demostrado cambios en el flujo sanguíneo cortical asociados al entrenamiento CIMT, proporcionando cierta confirmación indirecta de la plasticidad cerebral que se piensa sirve de base para mostrar los efectos de esta técnica de tratamiento. Sin embargo, aunque numerosos trabajos presentan diferencias significativas en parámetros que apoyan mejoría de la función motora, no hay evidencia de la disminución de la discapacidad y aún no se ha definido un protocolo estandarizado y validado respecto al tiempo de restricción más adecuado, la intensidad y la duración del programa CIMT.^{27,28}

Terapia de postura erguida

El control postural para permanecer de pie es una actividad motora compleja y el requisito previo para la marcha. En los pacientes tetraplégicos como consecuencia de EVC o una lesión medular, la información propioceptiva procedente de las extremidades está disminuida y/o alterada, por lo tanto, la información vestibular y visual no está adecuadamente retroalimentada del movimiento o posición que mantienen las extremidades, por lo que el mantenimiento de la postura vertical resulta un desafío.

Es muy importante que estos pacientes participen en un programa pasivo de postura (*standing passive program*) por medio de aparatos que compensen la pérdida de control muscular, lo que permite incrementar el rango de movimiento o la longitud muscular.^{29,30}

Pacientes neurológicos debilitados que no pueden mantenerse en pie, y que están confinados a largos periodos de inmovilización en cama, sufren, entre otras consecuencias, reducción del ritmo cardiaco, hipoventilación pulmonar, atrofia muscular y desmineralización del tejido óseo, además de padecer hipotensión ortostática.^{31,32}

La función de muchos órganos mejora si los pacientes adoptan una posición vertical y a su vez comienzan una terapia de movilización repetitiva para reducir la espasticidad, intensificar la estimulación sensorial, reducir el riesgo de complicaciones secundarias (digestivas, respiratorias) causadas por inmovilidad, fortalecer el sistema cardiovascular, permitiendo la llegada de sangre a las extremidades inferiores por efecto de la gravedad, re-educar los

mecanismos de equilibrio y proporcionar autonomía al paciente. Puede mejorar la atención de pacientes en estado vegetativo y así mejorar su calidad de vida.³³

Existen tablas o mesas de inclinación basculante mecánicas para bipedestación a las cuales el paciente es atado en posición horizontal y luego se inclina o se suspende total o casi totalmente vertical (80°). También se han desarrollado equipos que combinan simultáneamente el movimiento dinámico de las piernas, así como la carga y descarga cíclica de las extremidades inferiores, todo mientras el paciente está inclinado en la posición más vertical tolerada con alta seguridad para el paciente, disminuyendo el esfuerzo físico de los terapeutas.³⁴ Erigo® es un dispositivo que combina un plano con regulación graduable de la inclinación con un mecanismo de desplazamiento robotizado que permite el entrenamiento de movilización intensivo en fases tempranas de la rehabilitación, programando terapias individualizadas para ajustarse a las necesidades de cada individuo.

Dispositivos de entrenamiento de la marcha

Como es bien sabido, pacientes con EVC, TCE o TRM, por lo general, quedan con secuelas neurológicas que afectan su capacidad motora para caminar. Es indispensable que estos pacientes, para su recuperación, reciban entrenamiento de la marcha asistido por dispositivos electromecánicos o robóticos en combinación con fisioterapia e intensificando la práctica en términos de muchas repeticiones.³⁵

Entre los sistemas electromecánicos se encuentra el Gait Trainer, el cual se basa en un sistema doble de engranajes de dos manivelas y dos balancines con dos placas, que simulan simétricamente la postura y las fases de oscilación de la marcha. Un motor servocontrolado guía al paciente durante el ejercicio para caminar. Los movimientos verticales y horizontales del tronco se controlan de una manera dependiente de la fase.

Un dispositivo alterno es el equipo para entrenamiento de la marcha sobre caminadora,^{36,37} con y sin apoyo parcial del peso corporal que permite a los pacientes la práctica repetitiva de ciclos de marcha complejos. La ventaja principal de estos dispositivos es la reducción del esfuerzo para los terapeutas, dado que no necesitan fijar los miembros paréticos o ayudar al paciente con los movimientos del tronco.³⁸

Con el fin de automatizar el proceso de entrenamiento de marcha y reducir la dependencia de los

terapeutas en la asistencia del ejercicio, se diseñaron las máquinas electromecánicas automatizadas en combinación con una caminadora. Consisten en una órtesis exoesquelética controlada por computadora. Entre los dispositivos de rehabilitación de marcha electromecánica automatizada está el Lokomat®.³⁹ Se trata de un dispositivo que utiliza una órtesis de marcha robotizada que, con un sistema de peso corporal soportado por arneses, simula y reproduce la marcha fisiológica del individuo en dos dimensiones en el plano sagital (flexión y extensión de cadera y rodilla). La diferencia principal con el entrenamiento de la marcha tradicional sobre caminadora es que las extremidades inferiores del paciente son guiadas por la órtesis robotizada para reproducir un patrón de marcha normalizado, preprogramado en el que el tronco queda suspendido de manera controlada.

El dispositivo de la figura 1 incluye varias características que permiten a los sujetos hemiparéticos o cuadriparéticos tener una cinemática normal; el arnés para la reducción de peso corporal y excursiones verticales del centro de masa, el movimiento lateral de la pelvis para facilitar el equilibrio postural plano frontal. A través de sensores de posición y sensores de fuerza es posible incrementar la resistencia y apoyar al terapeuta en la supervisión del entrenamiento.

Además este aparato puede monitorizar y medir todos los parámetros del ejercicio y de la marcha en forma gráfica. La última versión del Lokomat® ha incluido actuadores para permitir tres grados de libertad con el fin de mejorar los desplazamientos laterales pélvicos y la abducción/aducción de la cadera.⁴⁰

No obstante, una desventaja de este entrenamiento es el esfuerzo que deben realizar los terapeutas para fijar los miembros paréticos y para controlar el cambio de peso, lo que puede limitar la intensidad del tratamiento, especialmente en los pacientes con discapacidad más severa.

Otros dispositivos electromecánicos para el entrenamiento de la marcha robotizado o convencional, desarrollados más recientemente incluyen el Pneumex Pneu-Walker™, el Haptic Walker⁴¹, el Anklebot⁴² y el LOPES43 (*Lower Extremity Powered Exoskeleton*).

Retroalimentación aumentada para las extremidades superiores

La rehabilitación motora de las extremidades superiores se ha enfocado en tareas bimanuales, imitando los movimientos de un brazo a otro. Como es el caso de la terapia CIMT y el ejercicio pasivo repe-

tido. Para automatizar esta terapia se han diseñado dispositivos electromecánicos como el robot MIT-Manus diseñado por Hogan, *et al.*⁴⁴

El MIT-Manus contiene dos módulos, el primero o planar de dos grados de libertad para el movimiento del codo y antebrazo, y el segundo de tres grados de libertad que se monta al extremo del módulo planar para proporcionar movimiento a la muñeca. También permite un pequeño rango de movimiento vertical pasivo a través de un conjunto de resortes. El dispositivo puede registrar los movimientos y las cantidades mecánicas, tales como posición, velocidad y las fuerzas aplicadas. Estos valores se utilizan como parámetros de retroalimentación y modulación de la terapia. Su sistema de control computarizado modula la forma en que el robot reacciona a la perturbación mecánica del sujeto y garantiza un comportamiento suave para el paciente.

Wittenstein Aktiv Technologies ha desarrollado otros sistemas con propósitos similares.⁴⁵ El dispositivo se adapta al cuerpo humano a través de diferentes interfaces, tal que se puedan medir las fuerzas del operador y así sintetizar los comandos para el servomecanismo; de esta manera se consigue que la fuerza de desplazamiento característica y el comportamiento dinámico puedan ser controlados con precisión.



Figura 1. Sujeto con hemiparesis sometido a terapia de entrenamiento de la marcha en el equipo Lokomat™.



Figura 2. Paciente que asiste a la terapia ocupacional después de ser sometido a una cirugía de mano, para recibir su sesión de terapia física utilizando el equipo Amadeo™.

Por otro lado, hay dispositivos para la rehabilitación de la mano, como el Amadeo™ System de la marca Tyromotion™, que es un dispositivo mecatrónico para la rehabilitación de los pacientes con desórdenes motores funcionales de la extremidad superior distal. El sistema consiste en un mecanismo eléctrico cuyo movimiento se acciona por sí mismo, un marco de apoyo cuya altura es ajustable, y una unidad de control basada en una PC. El Amadeo™ mueve los dedos incluyendo el pulgar, de acuerdo con un patrón o protocolo de movimiento preseleccionado. Los dedos son colocados sobre una corredera a través de la cual se transfiere un movimiento para estirar y doblar los dedos, todos a la vez o uno por uno. La idea principal de este dispositivo es proporcionar un amplio número de terapias, evaluación del rango de movimiento, medición de la fuerza, retroalimentación y terapia asistida. Los dedos del paciente son conectados al mecanismo de correderas del Amadeo™ por medio de imanes, una vez que el brazo es ajustado al dispositivo y el paciente se sienta derecho se procede a realizar la terapia física (Figura 2).

Realidad virtual

La realidad virtual (RV) es una tecnología que permite la interacción e integración humano-computadora en tercera dimensión. Se crea un entorno virtual para evaluar y rehabilitar las capacidades cognitivas y funcionales ofreciendo escenarios interactivos diseñados para atender las necesidades del usuario a través de la exposición a la simulación

del mundo real mientras se mantiene un control experimental sobre la medición y presentación de estímulos.⁴⁶

En la actualidad tanto neurofisiólogos como especialistas en rehabilitación utilizan la RV como una herramienta para la rehabilitación física y en la investigación del control motor, tales como el EVC,⁴⁷ la esclerosis múltiple,⁴⁸ la enfermedad del Parkinson,⁴⁹ programas de entrenamiento del equilibrio y la postura,⁵⁰ entrenamiento de la marcha,⁵¹ rehabilitación de funciones del miembro superior,⁵² así como en las terapias de tolerancia al ejercicio y al dolor.⁵³ Como se observa en la figura 3, un paciente con daño neuromotor está utilizando la aplicación sport de kinect™ para sus terapias de rehabilitación; sin embargo, esta aplicación sólo le permite al paciente realizar los ejercicios sin ninguna retroalimentación de valor terapéutico.

ELECTROTERAPIA

Estimulación eléctrica

La electroterapia o estimulación eléctrica (EE) del sistema periférico sensorio-motor es ampliamente utilizada en medicina física y rehabilitación para el tratamiento de lesiones y enfermedades neuromotoras, por medio de aplicar al cuerpo corriente eléctrica continua o alterna para provocar cambios fisiológicos con propósitos terapéuticos. La EE ha contribuido a preservar las estructuras neuromusculares con el fin de desarrollar nuevas estrategias de movimiento en la recuperación de la función, así como para fortalecer los músculos atrofiados.

La Asociación Americana de Terapia Física⁵⁴ reconoce como principales aplicaciones de los distintos tipos de corrientes de electroterapia: manejo del dolor (analgésico), tratamiento de la disfunción neuromuscular (fortalecimiento, control, retraso de la atrofia muscular), mejoramiento de los rangos de movilidad, reeducación de la función motora, facilitar el transporte de medicamentos, disminución de edema (acelera la velocidad de absorción, incrementa la movilidad de proteínas, células sanguíneas y flujo linfático), regeneración tisular (antiinflamación, estimulación de la microcirculación, úlceras), activación de la reparación de heridas, inducción del flujo sanguíneo periférico (arterial, venoso y linfático), disminución de la incontinencia urinaria y fecal.

Ha sido ampliamente estudiado que la estimulación eléctrica contribuye a facilitar el movimiento voluntario, fortalecer los músculos atrofiados,

incrementa el rango de movimiento y reduce la espasticidad de los pacientes con EVC, TCE o TRM^{55,56} y que la efectividad dependerá, entre otros factores, de la frecuencia del estímulo.^{57,58}

TENS

Entre las modalidades electroterapéuticas están los TENS⁵⁹ (*transcutaneous electrical nerve stimulation*), que han sido uno de los modos más utilizados en la clínica en las últimas décadas como un tratamiento complementario y auxiliar para controlar el dolor músculo-esquelético crónico, agudo y postoperatorio. Las lesiones de los nervios periféricos, de compresión nerviosa y distrofia simpática refleja, el dolor del muñón y/o dolor de miembro fantasma, neuralgia posherpética y del trigémino, así como el dolor obstétrico y de los enfermos terminales, son los padecimientos donde más se ha aplicado esta técnica.

Los TENS también permiten incrementar el nivel de actividad, y mejorar la función, así que el paciente es capaz de tolerar mejor otras terapias y tratamientos, como es el caso de pacientes con dolor crónico de la espalda baja⁶⁰ y pacientes con artritis reumatoide.⁶¹



Figura 3. Paciente con daño neuromotor durante la realización de sus ejercicios de rehabilitación utilizando la aplicación sport de Kinect™.

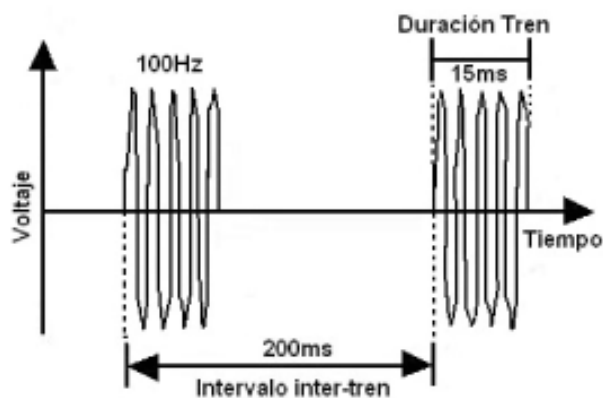


Figura 4. TENS en modalidad de tren de pulsos a baja frecuencia (5 Hz).

Los TENS son pulsos cuadrados bifásicos asimétricos con frecuencia, duración e intensidad variable. Las intensidades de estimulación están determinadas por la respuesta sensorial del paciente aunque también se llegan a utilizar microcorrientes por debajo del umbral de percepción. Entre las modalidades TENS se encuentran: la convencional o TENS de alta frecuencia (50-100Hz) que usa intensidad baja y una duración del estímulo entre 50 y 125 ms.

Wall y Sweet,⁶² en 1967, demostraron en ocho pacientes con dolor neuropático que estimulación TENS de alta frecuencia (100 Hz) a una intensidad suficiente puede activar las fibras aferentes y así cerrar parcialmente la compuerta de entrada al dolor.⁶³ Posteriormente, Sjölund y Eriksson,⁶⁴ en 1981, recomendaron 80 Hz como frecuencia ideal para iniciar el tratamiento contra el dolor.

TENS de baja frecuencia (1 a 4 Hz) con duración del estímulo mayor (200 a 300 ms) e intensidad de estimulación alta. Es de acción endorfinica y la analgesia tarda en aparecer, pero es duradera.

Por último, la modalidad Burst o tren de pulsos produce una analgesia prolongada. Combina las anteriores a través de utilizar una señal modulada a baja frecuencia (1-5 Hz) que envuelve al tren de onda interno de alta frecuencia (100-200 Hz) (Figura 4).

Corrientes interferenciales

En 1950 Hans Nemeč⁶⁵ buscaba superar los problemas de malestar ocasionados por la corriente de baja frecuencia cuando requería aplicar intensidades importantes con el fin de mantener el efecto terapéutico. La resistencia de la piel a las corrientes de baja frecuencia es demasiado elevada para permitir la penetración en el tejido profundo. Los trabajos de

Lullies⁶⁶ demostraron que las corrientes de frecuencia media permiten estimular de forma selectiva las fibras gruesas, aunque puede ocasionar fatiga de las fibras nerviosas; para evitar este inconveniente es necesario interrumpir la corriente después de cada despolarización. Este efecto se puede lograr mediante un aumento y disminución rítmica de la amplitud (modulación de amplitud). La frecuencia modulada de amplitud (FMA) determina la frecuencia de despolarización.

Las corrientes interferenciales son corrientes de modulación senoidal, cuadrada y triangular de mediana frecuencia, alternas, rectificadas o no, con una frecuencia superior a los 1,000 Hz producida por dos circuitos electrónicos aplicados de forma simultánea, que se intersectan entre sí con una leve diferencia de frecuencias. Cuando ambas corrientes se combinan, las intensidades del pulso se suman y la diferencia de frecuencias produce un patrón de pulsación de baja frecuencia.⁶⁷

La efectividad de las corrientes interferenciales depende tanto de la FMA como de la profundidad de modulación, la cual está expresada en porcentaje y puede variar entre 0 y 100%. Se utilizan principalmente dos métodos de aplicación; el método de dos polos, el equipo de corrientes interferenciales entrega la señal superpuesta modulada, y así la profundidad de modulación en los tejidos es siempre 100% en todas direcciones; sin embargo, la amplitud varía de 0 a 100%, siendo mayor en dirección a la línea que une a los electrodos y un valor cero en la línea perpendicular a esa línea. En el método de cuatro polos, el equipo proporciona dos corrientes alternas no moduladas en circuitos separados, cuando éstas se superponen en el tejido ocurre la interferencia. La profundidad de modulación depende de la dirección de la corriente y puede variar entre 0 y 100%.

La terapia interferencial es útil en la modulación del dolor, la reducción del edema, las denervaciones periféricas, desbridamientos tisulares, relajación y potenciación muscular. No son aptas para la reeducación muscular y su eficacia está basada en evidencia más empírica que experimental.⁶⁸

Tercarterapia

Es la transferencia de energía eléctrica por acoplamiento capacitivo o resistivo, basada en un efecto condensador que genera diatermia. Un dispositivo de tercarterapia trabaja en un rango de alta frecuencia aproximado entre 0.5 MHz y 1.5 MHz, consiguiendo así una hipertermia profunda. Los dispositivos, como los sistemas INDIBA,⁶⁹ han

incorporado circuitos electrónicos de radiofrecuencia que garantizan que la tecnología no produzca interferencias electromagnéticas y así cumpla con la normatividad de compatibilidad electromagnética. Por otro lado, la modalidad automática lo identifica como equipos de segunda generación que permiten seleccionar las frecuencias de trabajo, en función de la profundidad de la lesión.

El sistema consiste en la activación fisiológica desde el interior del tejido mediante tres acciones: la microcirculación, la vasodilatación y el aumento de la temperatura. Este aumento produce un efecto analgésico por la liberación de endorfinas, despolarización de las células y activación de la vitalidad tisular. La hipertermia es un método muy útil y eficaz en el tratamiento del dolor y recuperación de las enfermedades osteoarticulares. Por otro lado, también se revitaliza el sistema nervioso al incrementar el riego sanguíneo, oxigena y nutre las células, incrementa el potencial eléctrico existente y aumenta la regeneración celular.⁷⁰

Estimulación magnética transcraneal

Otro método de estimulación, o subconjunto de electroterapia, es la estimulación magnética transcraneal o TMS (*transcranial magnetic stimulation*) que se usa para estimular la corteza motora primaria con el fin de contribuir al reaprendizaje y mejoras de la función motora.^{18,71,72} TMS se apoya de imágenes de resonancia magnética funcional, por un lado, para evaluar la excitabilidad cortical;⁷³ y, por otro lado, para dar lugar a la navegación TMS. Esta técnica permite lograr una localización más exacta del estímulo; este procedimiento es especialmente útil cuando se llevan a cabo mediciones repetidas. Estos estímulos repetidos se pueden aplicar en ciertas zonas, y así la orientación e inclinación del magneto pueden ser controlados. Una variante de TMS, la TMS repetitiva (rTMS) se está investigando actualmente para ser aplicada en una serie de desórdenes neurológicos y psiquiátricos, incluyendo adicciones y hasta tratamientos de depresión y alucinaciones auditivas.

TERAPÉUTICA FUNCIONAL

Terapia eléctrica funcional

La EE tiene un papel muy importante sobre las neuronas aferentes del sistema nervioso periférico, ya que ayudan a mejorar la circulación sanguínea,

reducir la espasticidad y la atrofia muscular. Es más, se han visto mejores resultados cuando el paciente tiene un papel activo si se combina la EE con otras terapias físicas de rehabilitación, como la hidroterapia o la mecanoterapia.⁷⁴ Sin embargo, se reportan algunos aspectos negativos, como dolor y edema cuando se aplica EE de superficie por periodos prolongados. El primer problema es la deficiente selectividad de los músculos pequeños y de profundidad, debido a la complejidad en posicionar los electrodos tanto para la estimulación como para el registro. El segundo problema es la aplicación prolongada de corriente eléctrica y la tercera desventaja es la molestia causada por la EE aplicada directamente sobre la piel.

La terapia eléctrica funcional o FET (*functional electrical therapy*) es una técnica que combina EE con ejercicios funcionales. Las primeras aplicaciones fueron en las extremidades superiores para generar funciones de apertura, agarre y liberación, en conjunto con ejercicio de los músculos proximales del brazo parético. Los patrones o modelos temporales de estimulación eléctrica son integrados en la terapia FET para imitar la secuencia de la activación muscular de sujetos sanos.⁷⁵

En algunos sujetos con EVC ha sido posible registrar nuevos potenciales evocados motores en los músculos del brazo parético después de aplicar FET, los cuales no estaban presentes antes de la intervención terapéutica. La atrofia muscular es uno de los problemas que deben ser previamente tratados para que este método sea exitoso.⁴⁵

Estos hallazgos sugieren que las mejoras pueden ser atribuibles a la combinación de la recuperación espontánea, FET y actividades que el sujeto lleva a cabo de manera voluntaria.^{76,77} FET no sólo se usa con fines terapéuticos, sino también para la asistencia del sujeto (como, por ejemplo, mantenerse de pie o caminar). El ejercicio funcional acompañado de electroterapia multicanal individualizada puede producir cambios positivos en la excitabilidad cortical espinal del hemisferio cerebral afectado, así como mejoras en la conducta motora en los sujetos con EVC con severa hemiparesia contribuyendo así a mejorar la neuroplasticidad.⁷⁵

Los métodos de entrenamiento con la estimulación eléctrica varían para diferentes músculos, en particular con respecto a la duración de la estimulación, la carga de los músculos que se contraen, y el tipo muscular. Paradigmas de estimulación de baja frecuencia (10-20 Hz) que aumentan la resistencia muscular y la capacidad oxidativa han tenido efectos diferentes y ambiguos sobre la fuerza y tamaño

muscular, dependiendo de las condiciones de estimulación.⁴⁵

En caso de lesiones de los nervios periféricos se debe tener mucho cuidado con las indicaciones de FET, ya que aún no hay evidencia científica que muestren beneficios prolongados. Parece ser que la estimulación de un músculo completamente denervado impide el desarrollo colateral de la reinnervación, lo que significa que puede ser nociva. En el caso de daños parciales la electroterapia es indudablemente útil.

Sistemas de estimulación eléctrica funcional

A pesar del uso generalizado de la EE sobre el sistema periférico sensorio-motor, existe otra técnica de estimulación eléctrica que se complementa con tareas funcionales; ésta es la estimulación eléctrica funcional o FES (*functional electrical stimulation*). El propósito de la FES es activar las neuronas motoras o vías reflejas con el fin de remplazar o aumentar funciones que se han perdido por las lesiones neuronales por medio de la estimulación del tejido neuromuscular.⁷⁵ La técnica FES interconecta las funciones del cuerpo conservadas y controla la activación de las rutas neuronales mediante la inducción de corrientes en los tejidos para interactuar con los sistemas motor y sensorial, y de este modo impulsar las estructuras paralizadas.⁷⁸

FES permite eventualmente la recuperación del control voluntario de algunos músculos. Los candidatos para este tipo de estimulación terapéutica son los sujetos que han reducido el control voluntario de los músculos debido a una inmovilización prolongada de la articulación, como es el caso de pacientes hemipléjicos y parapléjicos incompletos. Se ha sugerido que la FET ayuda también en el aprendizaje de un nuevo movimiento después de la transposición de los tendones.⁴⁵

Los sistemas FES están basados en neuroprótesis (NPs). Las NPs son generadores de corriente eléctrica multicanal que estimulan los músculos paralizados a través de electrodos de superficie, subcutáneos o de profundidad, y así imitar el flujo natural de las señales eléctricas de excitación generadas por el SNC de las estructuras sanas.⁷⁹

Los electrodos se colocan sobre la piel en las piernas o brazos, a la altura de los nervios o se implantan quirúrgicamente, con el objetivo de fomentar un caminado que sea funcional, o poder estimular las acciones de alcanzar y agarrar objetos. Cuando los parámetros de estimulación (frecuencia, amplitud,

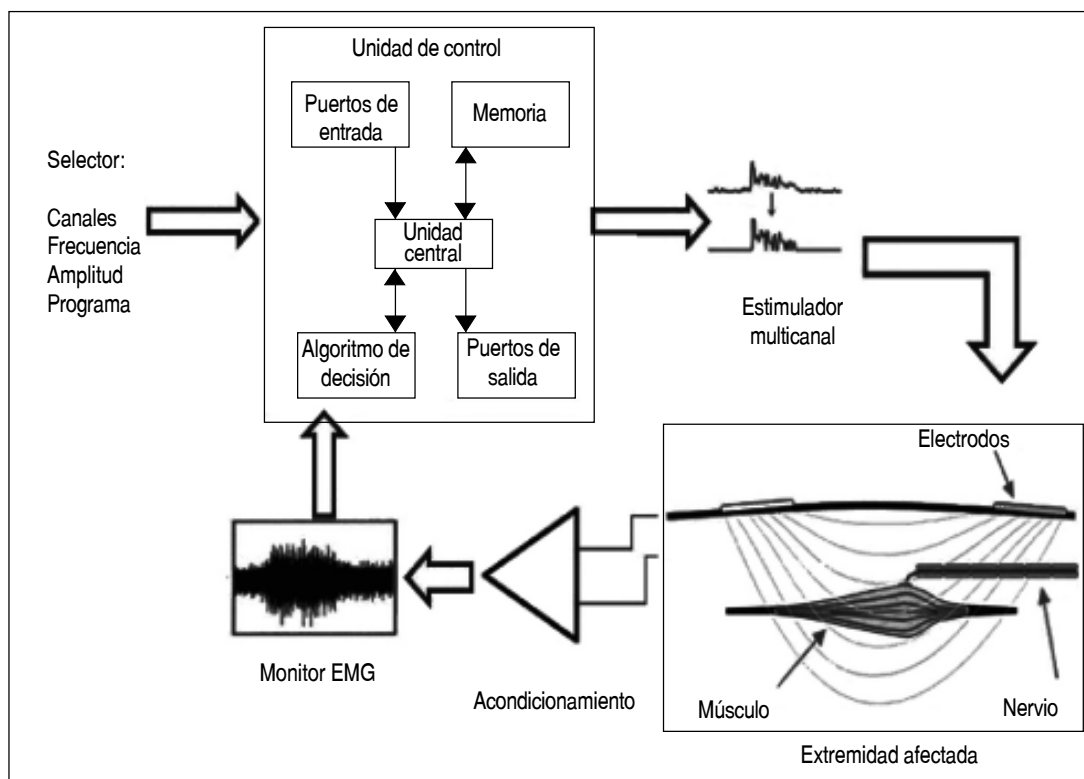


Figura 5. Sistema FES genérico a lazo cerrado que incluye el módulo de control, la NP de estimulación y el módulo de monitoreo de la respuesta electromiográfica.

ancho de pulso) del sistema FES se controlan solamente a través de la programación de un microprocesador, se dice que se tiene un sistema FES a lazo abierto. Sin embargo, cuando se monitorea el tono muscular y la fuerza de contracción del músculo a activar y se compara con la respuesta electromiográfica del propio músculo y estos valores se utilizan para controlar la NP se tiene un sistema FES a lazo cerrado (Figura 5).

La amplitud y la duración del impulso de estimulación, la impedancia de salida del generador de corriente y la impedancia de la interfaz tejido-electrodo determinan la carga eléctrica que será entregada a la estructura neuro-muscular estimulada. Ésta es la razón para definir que el estimulador electrónico o generador de corriente sea un dispositivo de tensión constante o regulada con baja impedancia de salida de modo que los cambios de impedancia se puedan despreciar.⁴⁵

La interfaz electrodo-piel tiene propiedades electro-capacitivas que regula los resultados de la estimulación, siendo el tejido un conductor iónico con una impedancia de aproximadamente 10 a 100 Ω , y los electrodos capacitivos son conductores eléctricos, cuyas propiedades dependen de muchas variables, pero su impedancia es de 500 Ω a 5 kW, y que

inducen un cambio de fase de aproximadamente 10 a 30 grados. Los estimuladores actuales controlan con precisión la carga suministrada al tejido, por lo que, aunque el voltaje puede ser alto, la carga real suministrada al tejido puede ser muy pequeña. Esto puede dar lugar a dolor, pero no a contracción muscular.⁴⁵

Los dispositivos FES se clasifican con base en el modo de aplicación como FES de superficie, subcutáneo o implantados.⁷⁴ Los sistemas de superficie o subcutáneos utilizan electrodos colocados sobre la piel en los puntos motores de los músculos específicos de interés. Sistemas subcutáneos utilizan electrodos que se pasan a través de la piel dentro del músculo objetivo y se consideran dispositivos temporales. Los sistemas FES implantados son diseñados para uso crónico y el estimulador, electrodos y cables se implantan completamente. El dispositivo implantado se alimenta a través de baterías (permanentes o recargables) o por medio de un generador de potencia de radiofrecuencia subcutánea.⁸⁰

Sistemas FES de superficie son no invasivos, son de bajo costo, fácil de aplicar y muy adecuados para aplicaciones en tiempo terapéuticos cortos. Sin embargo, los FES de superficie no permiten aislar los músculos profundos, pueden causar dolor, irritación

de la piel y no son cosméticos. Otras dificultades incluyen la necesidad de ponerlos y quitarlos todos los días y la incertidumbre de lograr una contracción muscular reproducible.⁸¹ El dolor es definitivamente un factor limitante en la aplicación de electrodos de superficie en sujetos con funciones sensoriales conservadas y funciones motoras disminuidas.

Por otro lado, la ventaja de los sistemas FES subcutáneos (intramuscular) sobre los FES de superficie es que proporcionan una respuesta repetible en el tiempo sin requerir un procedimiento quirúrgico para su colocación. Reportes en la literatura han mostrado que se han presentado pocas infecciones en la colocación de más de 2,000 electrodos, algunos casos desde hace más de cinco años y la presencia de granulomas en la interfase con la piel también fueron poco frecuentes, y cuando ocurrieron se trataron con cauterización local.

Los últimos avances e investigaciones en curso sobre FES conducen a pensar que la introducción de los sistemas implantables mejora la movilidad y las actividades de la vida diaria en personas con alto déficit de la motoneurona superior.⁸⁰ La tecnología neuroprotésica implantable ha demostrado éxito en el control de agarre de la mano en personas con TRM.⁸²

La ventaja principal de la tecnología NP es que es fácil y segura de usar por el propio paciente, especialmente recomendada cuando la terapia debe ser prolongada, como es el caso de pacientes con EVC crónico con alto nivel de deterioro. Las NPs pueden

ser utilizadas por el paciente en un programa de estimulación intensiva en casa una vez que ha sido entrenado en el hospital dando énfasis en las instrucciones a la selección de los parámetros y cómo colocar de manera óptima los electrodos.

Interfaz cerebro-computadora

Un sistema de interfaz cerebro-computadora o BCI (*brain-computer interface*) tiene como objetivo principal traducir las intenciones del usuario, registradas a partir de señales eléctricas, magnéticas, térmicas o químicas que genera el cerebro, en órdenes que son interpretadas por una computadora,⁸³ con el fin de establecer una comunicación directa entre el cerebro y dispositivos externos que permitan al usuario interactuar con su entorno sin utilizar el sistema nervioso periférico ni el sistema muscular y así asistir, aumentar o ayudar a reparar las funciones cognitivas o sensorio-motoras. En la figura 6 se esquematizan los componentes básicos de un sistema BCI.

La tecnología BCI puede ser invasiva o no invasiva y el medio de captura de la actividad cerebral más utilizado es a través de las señales eléctricas. La tecnología BCI invasiva utiliza microelectrodos de profundidad o mallas electrocorticales, que aunque capturan potenciales de acción y señales electrocorticográficas más libres de ruido, el paciente debe someterse a un procedimiento neuroquirúrgico para su colocación sobre o dentro del cerebro.

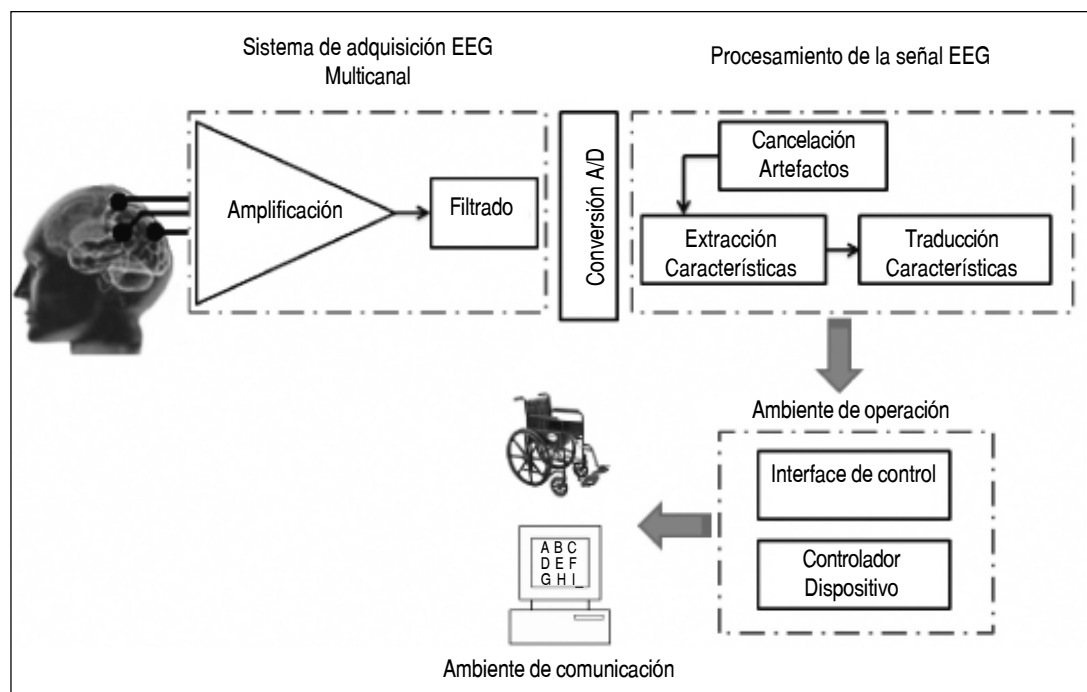


Figura 6. Diagrama a bloques de un sistema BCI que controla dispositivos externos como silla de ruedas y comunicación a través de símbolos y letras mostradas en el monitor de una computadora.

La señal electroencefalográfica de superficie o EEG es el método no-invasivo más comúnmente utilizado para controlar los sistemas BCI. Entre las aplicaciones más comunes en que se están usando actualmente están: mover cursores, seleccionar letras en una computadora o controlar una prótesis de mano.⁸⁴

Finalmente, trabajos reportados en los últimos años, describen el desarrollo de sistemas BCI híbridos. Pfurtscheller, *et al.*, en 2010 y 2011,^{85,86} describieron un sistema BCI que emplea ritmos sensorial-motores registrados con derivaciones laplacianas en Cz y referencia común en la mastoide izquierda, con potenciales evocados visuales de estado estable (SSVEPs) registrados en la corteza visual en la posición O1 con referencia en Fz. El sujeto activa o desactiva el BCI con imaginación de movimiento (MI) y mediante los potenciales visuales generados con LEDs colocados en la órtesis, se realiza la apertura secuencial de la pinza y se regresa a la posición original. La extracción de características de los SSVEPs se realiza calculando la densidad espectral de potencia y para la MI las bandas de frecuencia de ERS. Para la clasificación de los SSVEPs se utiliza el método de suma de armónicos y para MI, el análisis discriminante de Fisher.

Actualmente se han reportado⁸⁷ resultados prometedores en los estudios con BCI basados en EEG en combinación con la tecnología FES para el apoyo en la rehabilitación del control motor a voluntad. El deseo del paciente a moverse se transmite hacia una neuroprótesis, la cual actúa con el fin de restaurar la función de agarre de la mano.

DISCUSIÓN

La OMS define la neurorrehabilitación como “un proceso activo por medio del cual los individuos con alguna lesión o enfermedad neurológica pueden alcanzar la recuperación integral más óptima posible, que les permita su desarrollo físico, mental y social de la mejor forma, para integrarse en su medio ambiente de la manera más apropiada”.

En este contexto la rehabilitación neurológica está encaminada a elevar la capacidad de rendimiento físico del paciente, la formación y reeducación de las habilidades motrices, el mejoramiento de la postura corporal, la reeducación de los patrones de locomoción y la influencia positiva sobre los rasgos de la personalidad.

La mayoría de las tecnologías que están ayudando a los pacientes con EVC, TCE y TRM, como CIMT o EE, ofrecen mayores beneficios en la recuperación de

la funcionalidad cuando son combinadas con ejercicio funcional intenso.⁸⁸

Hoy en día se siguen estudiando los efectos de la aplicación de EE, ya que aunque los TENS de baja frecuencia (1.7Hz) se han usado para estimular la extremidad superior del miembro afectado en pacientes con EVC y se ha encontrado cierto grado de mejoría de la función motora y disminución de la espasticidad a tres meses de su aplicación, no se ha mostrado que la mejora permanezca a largo plazo.⁸⁹

A pesar de que los pacientes que reciben entrenamiento de marcha asistido tienen mayor probabilidad de caminar de forma independiente que los pacientes que sólo reciben fisioterapia, es necesario realizar investigaciones adicionales porque aún no está totalmente validado el beneficio que proporcionan estos aparatos robotizados, y debido a que es alto su costo y requieren para su manejo recursos humanos especializados, se deben responder preguntas específicas como qué frecuencia o duración del entrenamiento podría resultar más eficaz y en qué momento comenzar la terapia. Se necesitan también estudios de seguimiento para determinar la duración del efecto beneficioso a largo plazo.⁹⁰

En comparación con la EE, la mejora del comportamiento y en especial en la recuperación de los movimientos rápidos ha sido más evidente en el grupo de pacientes que utilizan FET,⁷⁷ entre los beneficios se encuentran la disminución de los espasmos, aumento en el rango activo de movimiento, aumento del tono muscular y puntuación más alta en la prueba de la función motora de Wolf.⁹¹

Tendencias actuales y futuras de las tecnologías para neurorrehabilitación comprenden estimuladores transcraneales, las prótesis neurales, los dispositivos de realidad virtual, las órtesis robóticas y los sistemas cerebro-computadora. Los sistemas FES no sólo son útiles para restablecer los movimientos funcionales, sino también ayudan a las personas a ejercitar sistemas de músculos paralizados, lo cual puede proporcionar beneficios cardiovasculares significativos. Hasta ahora, un número relativamente pequeño de personas los utiliza porque los movimientos son muy parecidos a los de un robot, requieren cirugía y la colocación de electrodos, y los sistemas de conexiones son limitados.

Muchos cambios aún son necesarios para mejorar las técnicas de BCI basadas en EEG de superficie, ya que éste se contamina fácilmente y tiene pobre resolución espacial. El verdadero reto es extraer toda la información concerniente a la interpretación exacta de la intención de movimiento, traducir las señales EEG en comandos para manejar la neuroprótesis, el

diseño e implementación de los algoritmos de decodificación y control, así como aumentar la velocidad de transmisión de datos e instrucciones y enviar los comandos por telemetría.⁹² Hoy en día no existen sistemas BCI-FES que se hayan usado fuera de los laboratorios de investigación, ya que no son prácticos, ni portátiles, la potencia es insuficiente y costéticamente son inaceptables.

Actualmente, no sólo es de interés estudiar las técnicas de extracción y clasificación de características de la señal EEG aplicadas a los sistemas BCI,⁹³ sino también diseñar interfaces de entrenamiento para correlacionar el EEG con el movimiento de la mano⁹⁴ y que éstas se incorporen a los módulos de adquisición de la señal EEG. Por otro lado, se está trabajando en índices de clasificación que permitan controlar dispositivos que apoyen a los pacientes tanto en sus actividades de la vida diaria como para ser usados con fines de terapia neurorrehabilitatoria.

Es evidente que las herramientas en un entorno de realidad virtual a través de los videojuegos comerciales (como el Kinect™) están teniendo un papel muy importante en la rehabilitación de los pacientes con enfermedades neurológicas que provocan alteraciones motoras. Sin embargo, los clínicos tienen problemas para seleccionar los juegos más apropiados, ya que éstos no están diseñados para evaluar y entrenar específicos movimientos con el fin de lograr los objetivos clínicos, el nivel de dificultad del ejercicio puede ser demasiado para algunos pacientes causando movimientos compensatorios no aptos para el efecto terapéutico deseado o la puntuación no es representativa del desempeño motor. Por lo anterior hay un gran potencial para desarrollar herramientas de rehabilitación basadas en los videojuegos: prescripción de ejercicios *ad hoc* a los niveles de habilidad individualizados, intercambio de interfaces y ambientes gráficos, revisiones y reportes posteriores al ejercicio.

A pesar de que cada vez se realizan estudios que evidencian la utilidad de la RV como forma de terapia, la RV en la práctica clínica es un concepto reciente. La mayoría de las aplicaciones son todavía muy experimentales, se trata de una terapia novedosa, por lo que aunque la mayoría de las revisiones sistemáticas coinciden en que la RV es una forma alternativa de terapia con importantes beneficios en enfermedades neurológicas con afectación motora, estos estudios aún son limitados y se requieren investigaciones encaminadas a demostrar su eficacia clínica en lugar de sólo validar el funcionamiento del sistema.⁹⁵

No cabe duda que las distintas técnicas y métodos de neurorrehabilitación están mejorando significati-

vamente la funcionalidad y están apoyando a disminuir la discapacidad de los pacientes con lesiones neurológicas; sin embargo, también resulta claro que es necesario optimizar aún más su eficacia, ya que algunos estudios sugieren que hasta 30-50% de los pacientes que han cursado con una lesión cerebral aguda persisten con discapacidad moderada a severa aún después de recibir un adecuado programa de neurorrehabilitación.⁹⁶

Uno de los puntos críticos para el éxito de la tecnología aplicada a la rehabilitación neurológica es formar grupos multidisciplinarios compuestos por médicos rehabilitadores, cirujanos, ingenieros, terapeutas físicos y ocupacionales con los conocimientos y la experiencia necesaria para implementar de manera efectiva, eficiente y segura dispositivos y técnicas terapéuticas, y que los pacientes se puedan beneficiar de ellos.

El paradigma futuro de la investigación en tecnología para la neurorrehabilitación debe no sólo generar conocimiento que sirva de evidencia para el desarrollo de una práctica clínica más segura, sino también responder a la pregunta de si la tecnología es eficaz o no, para ello es necesario monitorizar, cuantificar y valorar continuamente los efectos de la terapia aplicada, por lo que la interacción virtual entre el paciente y el terapeuta, utilizando la tele-rehabilitación, se volverá una práctica habitual para potenciar al máximo la capacidad de cada individuo. La investigación deberá centrarse en qué hacer a cada persona en concreto para conseguir el mayor grado posible de recuperación, con el objetivo último de mejorar su grado de funcionalidad y autonomía.

REFERENCIAS

1. Lozano R, Naghavi M, Foreman K, Lim S, Shibuya K, Abo-yans V, et al. Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet* 2012; 380: 2095-128.
2. INEGI. Censo de Población y Vivienda 2010. INEGI, 2010. Disponible en: www.inegi.org.mx <http://www.inegi.org.mx/sistemas/sisept/default.aspx?t=mdis04&s=est&c=277> [Consultado: diciembre 2012].
3. Patel MD, Tilling K, Lawrence E, Rudd AG, Wolfe CDA, McKevitt C. Relationships between long-term stroke disability, handicap and health-related quality of life. *Age & Ageing* 2006; 35: 273-9.
4. Selassie AW, Zaloshnja E, Langlois JA, Miller T, Jones P, Steiner C. Incidence of Long-term Disability Following Traumatic Brain Injury Hospitalization, United States, 2003. *J Head Trauma Rehab* 2008; 23:123-31.
5. Mcallister TW. Neurobehavioral sequelae of traumatic brain injury: evaluation and management. *World Psychiatry* 2008; 7: 3-10.

6. Barnes MP. Principles of neurological rehabilitation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2003; 74(Suppl. IV): iv3-iv7.
7. Jang SH. Review of motor recovery in patients with traumatic brain injury. *NeuroRehabilitation* 2009; 24(4): 349-53.
8. Johansson SS. Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta Neurol Scand* 2011; 123: 147-59.
9. Duffau H. Brain plasticity: From pathophysiological mechanisms to therapeutic applications. *J Clin Neurosci* 2006; 13: 885-97.
10. Michaelson SM, Levin MF. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. *Stroke* 2004; 35: 1914-9.
11. Leenders AGM, Sheng ZH. Modulation of neurotransmitter release by the second messenger-activated protein kinases: implications for presynaptic plasticity. *Pharmacology and Therapeutics* 2005; 105: 69-84.
12. Dancause N, Barbay S, Frost S, Plautz E, Chen D, Zoubina E, Stowe A, et al. Extensive cortical rewiring after brain injury. *J Neuroscience* 2005; 25: 10167-79.
13. Gordon J. A top-down model for neurologic rehabilitation. In: Linking movement science and intervention, Proceedings of the III Step Conference, American Physical Therapy Association, 2005; p. 30-3.
14. Johnston MV. Clinical disorders of brain plasticity. *Brain Develop* 2004; 26: 73-80.
15. Nudo R. Adaptive plasticity in motor cortex: implications for rehabilitation after brain injury. *J Rehabilitation Medicine* 2003; 41: 7-10.
16. Cramer SC, Sur M, Dobkin BH, O'Brien C, Sanger TD, Trojanowski JQ, et al. Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain* 2011; 134: 1591-609.
17. Ziemann U, Meintzschel F, Korzhounov A, Ilic TV. Pharmacological modulation of plasticity in the human motor cortex. *Neural Repair* 2006; 20: 243-51.
18. Barbay S, Nudo R. The effects of amphetamine on recovery of function in animal models of cerebral injury: A critical appraisal. *NeuroRehabilitation* 2009; 25: 5-17.
19. Pleger B, Ragert P. Pharmacological support of neurorehabilitation. *Curr Drug Therapy* 2006; 1: 17-22.
20. Dimitrijević MR. Head injuries and restorative neurology. *Scand J Rehab Med* 1988; 17(Suppl.): 9-13.
21. Sinkjær T, Popovič DB. Neurorehabilitation Technologies—Present and Future Possibilities. *Neurorehabilitation* 2009; 25: 1-3.
22. Kunkel A, Kopp B, Müller G, Villringer K, Villringer A, Taub E, Flor H. Constraint-induced movement therapy for motor recovery in chronic stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999; 80: 624-8.
23. Charles J, Gordon A. A Critical Review of Constraint-Induced Movement Therapy and Forced Use in Children with Hemiplegia. *Neural Plasticity* 2005; 12(2-3): 245-72.
24. Tabu E, Morris D. Constraint-induced movement therapy to enhance recovery after stroke. *Current Atherosclerosis Reports* 2001; 3(4): 279-86.
25. Tarkka I, Kononen M. Methods to improve constraint-induced movement therapy. *NeuroRehabilitation* 2009; 25: 59-68.
26. Hee S, Kyeong Y, Eum S, Paik NJ. Prediction of Motor Function Recovery after Subcortical Stroke: Case Series of Activation PET and TMS Studies. *Ann Rehabil Med* 2012; 36(4): 501-11.
27. Díaz L, Pínel A, Gueita J. Terapia de movimiento inducido por restricción del lado sano. ¿Alternativa en pacientes post-ictus? *Fisioterapia* 2011; 33(6): 273-7.
28. Teasell R, Viana R. Barriers to the Implementation of Constraint-Induced Movement Therapy into Practice. *Topics in Stroke Rehabilitation* 2012; 19(2): 104-14.
29. Hendrie W. Stand and Deliver. How the use of an Oswestry Standing Frame improved sitting balance and function in a case of secondary progressive MS. *Way Ahead* 2005; 9(2): 6-7.
30. Shields R, Dudley-Javoroski S. Monitoring standing wheelchair use after spinal cord injury: A case report. *Disability and Rehabilitation* 2005; 27(3): 142-6.
31. Chelvarajah R. Orthostatic hypotension following spinal cord injury: Impact on the use of standing apparatus. *Neuro Rehabilitation* 2009; 24: 237-42.
32. Luther MS, Krewer C, Müller F, Koenig E. Comparison of orthostatic reactions of patients still unconscious within the first three months of brain injury on a tilt table with and without integrated stepping. A prospective, randomized crossover pilot trial. *Clin Rehabil* 2008; 22: 1034.
33. Müller F. New Technologic Approach to Minimizing Immobilization Effects of Patients with Brain Injury. *Brain Injury* 2007; 21(7): 763-7.
34. Colombo G, Schreier R, Plewa H, Rupp R. Novel Tilt Table with integrated robotic stepping mechanism: Design Principles and Clinical Application. Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005; p.220-30.
35. Van Peppen RP, Kwakkel G, Wood-Dauphinee S, Hendriks HJ, Van der Wees PJ, Dekker J. The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence? *Clinical Rehabilitation* 2004; 18(8): 833-62.
36. States RA, Pappas E, Salem Y. Overground physical therapy gait training for chronic stroke patients with mobility deficits. Cochrane Database of Systematic Reviews 2009, Issue 3 [Art. No.:CD006075].
37. Moseley AM, Stark A, Cameron ID, Pollock A. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. Cochrane Database of Systematic Reviews 2005, Issue 4 [Art. No.:CD002840].
38. Hesse S, Schmidt H, Werner C, Bardeleben A. Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. *Current Opinion in Neurology* 2003; 16(6): 705-10.
39. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2000; 37(6): 693-700.
40. Bernhardt M, Lutz P, Frey M, Laubacher N, Colombo G, Rieker R. Physiological Treadmill Training with the 8-DOF Rehabilitation Robot LOKOMAT. *BMT* 2005. Disponible en: <http://www.lsr.ei.tum.de/fileadmin/backup/BernhardtLutzFrey2005> [Consultado Dic 2012].
41. Schmidt H, Hesse S, Bernhardt R, Krüger J. HapticWalker – a novel haptic foot device. *ACM Transactions on Applied Perception* 2005; 2(2): 166-80.
42. Massachusetts Institute of Technology. MIT develops Anklebot for stroke patients. Disponible en: <http://web.edu/newsoffice/2005/strokerobot.html> [Consultado 20 diciembre 2012].
43. Veneman, Kruidhof R, Van der Helm FCT, Van der Kooy H. Design of a Series Elastic- and Bowdencable-based actuation system for use as torque-actuator in exoskeleton-type training robots. *Proceedings of the ICOOR* 2005.
44. Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, Volpe BT. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1998; 6(1): 75-87.
45. Popovič D, Sinkjær T. Control of Movement for the Physically Disabled. 2003 Center for Sensory-Motor Interaction, Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Denmark.
46. Schulthesis M, Rizzo A. The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabil Psychology* 2001; 46: 296-311.

47. Holden MK. Environment training: a new tool for neurorehabilitation:review. *Neurology Report* 2002; 26: 62-71.
48. Baram Y, Miller A. Virtual reality cues for improvement of gait in patients with multiple sclerosis. *Neurology* 2006; 66(2): 178-81.
49. Albani G, Pignatti R, Bertella L, Priano L, Semenza C, Molinari E, Mauro A. Common daily activities in the virtual environment: a preliminary study in Parkinsonian patients. *Neurol Sci* 2002; 23(Suppl. 2): S49-S50.
50. Kim NG, Yoo CK, Im JJ. A new rehabilitation training system for postural balance control using virtual reality technology. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1999; 7(4): 482-5.
51. Fung J, Maulouin F, McFadyen BJ, Comeau F, Lamontagne A, Chapdelaine S, Richards CL. Locomotor rehabilitation in a complex virtual environment. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004; 7: 4859-61.
52. Piron L, Cenni F, Tonin P, Dam M. Virtual Reality as an assessment tool for arm motor deficits after brain lesions. *Stud Health Technol Inform* 2001; 68(1): 1-5.
53. Steele E, Grimmer K, Thomas B, Mulley B, Fulton I, Hoffman H. Virtual reality as a pediatric pain modulation technique: a case study. *Cyberpsychol Behav* 2003; 6(6): 633-8.
54. Alon G, et al. Electrotherapeutic Terminology in Physical Therapy; Section on Clinical Electrophysiology. Alexandria, VA: American Physical Therapy Association; 2005.
55. Chae J, Sheffler L, Knutson J. Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil* 2008; 15: 412-26.
56. Glinsky J, Harvey L, Van Es. Efficacy of electrical stimulation to increase muscle strength in people with neurological conditions: a systematic review. *Physiother Res Int* 2007; 3: 383-93.
57. Alireza S, Firoozabadi SMP, Torkaman G, Fathollahi Y. The effect of vertebral column tripolar electrical stimulation with various intensities on soleus and gastrocnemius H-reflex and Mh Wave recruitment curve. *Physiology and Pharmacology* 2009; 13(2): 229-43.
58. Nidhi B, Narkeesh A, Khurana S. Effect of Spinal Stimulation on Monosynaptic Reflex by Medium Frequency Current. *Journal of Exercise Science and Physiotherapy* 2011; 7(2): 89-94.
59. Liebano R, Rakel B, Vance C, Walsh D, Sluka K. An Investigation of the Development of Analgesic Tolerance to Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) in Humans. *Pain* 2011; 152(2): 335-42.
60. DeSantana J, Walsh D, Vance C, Rakel B, Sluka K. Effectiveness of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation for Treatment of Hyperalgesia and Pain. *Curr Rheumatol Rep* 2008; 10(6): 492-9.
61. Mannheimer C, Lund S, Carlsson CA. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on joint pain in patients with rheumatoid arthritis. *Scand J Rheumatol* 1978; 7: 13-6.
62. Wall PD, Sweet WH. Temporary abolition of pain in man. *Science* 1967; 155: 108-9.
63. Melzack R, Wall PD. Pain mechanisms: a new theory. *Science* 1965; 150 (3699): 971-9.
64. Gersh MR, Wolf S. Applications of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation in the Management of Patients with Pain. *Physical Therapy* 1985; 65(3): 314-36.
65. Goats GC. Physiotherapy treatment modalities. Interferential current therapy. *Br J Sp Med* 1990; 24(2): 87-92.
66. Adel RV, Luykx RHJ. Low and medium Frequency Electrotherapy. *Implex*. Enraf Nonius; 2005.
67. Ward A. Electrical Stimulation Using Kilohertz-Frequency Alternating Current. *Physical Therapy* 2009; 89(2): 181-90.
68. Prentice W. Rehabilitation techniques for Sports Medicine and Athletic Training. 4th Ed. Mc Graw Hill; 2004.
69. Takahashi K, Suyama T, Takakur Y, Hirabayashi S, Tsuzuki N, Zhong-Shi L. Efectos Clínicos de un Tratamiento Diatérmico por Aplicación de Transferencia Eléctrica Capacitiva en Pacientes con Cervicobraquialgia. *Reference Review* 1999; 1-10.
70. Takahashi K, Suyama T, Onodera M, et al. Clinical Effects of Capacitive Electric Transfer Hyperthermia Therapy for Lumbago. *The Journal of Physical Medicine* 1999; 11: 45-51.
71. Bütefisch CM, Wessling M, Netz J, Seitz RJ, Hömberg V. Relationship Between Interhemispheric Inhibition and Motor Cortex Excitability in Subacute Stroke Patients. *Neurorehabil Neural Repair* 2008; 22(1): 4-21.
72. Berweck S, Walther M, Brodbeck V, Wagner N, Koerte I, Henschel V, et al. Abnormal motor cortex excitability in congenital stroke. *Pediatr Res* 2008; 63(1): 84-8.
73. Li X, Tenebäck CC, Nahas Z, Kozel FA, Large C, Cohn J, et al. Interleaved transcranial magnetic stimulation/functional MRI confirms that lamotrigine inhibits cortical excitability in healthy young men. *Neuropsychopharmacology* 2004; 29(7): 1395-407.
74. Popovič DB. Advances in the use of electrical stimulation for the recovery of motor function. *Prog Brain Res* 2011; 194: 215-22.
75. Tarkka I, Pitkänen K, Popovic D, Vanninen R, Könönen M. Functional Electrical Therapy for Hemiparesis Alleviates Disability and Enhances Neuroplasticity. *Tohoku J Exp Med* 2011; 225(1): 71-6.
76. Popović MB, Popović DB, Sinkjær T, Stefanovic A, Schwirtlich L. Clinical Evaluation of Functional Electrical Therapy in Acute Hemiplegic Subjects. *J Rehabil Res* 2003; 40: 443-53.
77. Popović DB, Popović MB, Sinkjær T, Stefanovic A, Schwirtlich L. Therapy of paretic arm in hemiplegic subjects augmented with a neural prosthesis: a cross-over study. *Can J Physiol Pharmacol* 2004; 82: 749-56.
78. Popović M, Keller T, Pappas I, Dietz V, Morari M. Surface-Stimulation Technology for Grasping and Walking Neuroprostheses. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 2001; 20: 82-93.
79. Popović MB, Popović DB, Sinkjær T, Stefanovic A, Schwirtlich L. Restitution of reaching and grasping promoted by functional electrical therapy. *Artificial Organs* 2002; 26(3): 271-5.
80. Bhadra N, Chae J. Implantable neuroprosthetic technology. *NeuroRehabilitation* 2009; 25: 69-83.
81. Peckham PH, Kilgore KL, Keith MW, Bryden A, Crago PE, et al. An advanced neuroprosthesis for restoration of hand and upper arm control employing an implantable controller. *J Hand Surg* 2002; 27A: 265-76.
82. Peckham PH, Knutson JS. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annu Rev Biomed Eng* 2005; 7: 327-60.
83. Hoffmann U, Vesin JM, Ebrahimi T. Recent advances in brain-computer interfaces. *IEEE International Workshop on Multimedia Signal Processing* 2007; 17.
84. Birbaumer N. Breaking the silence: Brain-Computer interfaces (BCI) for communication and motor control. *Psychophysiology* 2006; 43: 517-32.
85. Pfurtscheller G, Solis-Escalante T, Ortner R, Linorther P, Müller-Putz GR. Self-Paced Operation of an SSVEP Based Orthosis With and Without an Imagery-Based "Brain Switch": A feasibility Study Towards a Hybrid BCI. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2010; 18(4): 409-14.
86. Ortner R, Allison B, Gaggl H, Pfurtscheller G. An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2011; 19(1): 1-5.
87. Pfurtscheller G, Müller-Putz GR, Rupp JPR. EEG-Based Asynchronous BCI Controls Functional Electrical Stimulation in a

- Tetraplegic Patient. *Journal on Advances in Signal Processing* 2005; 19: 3152-5.
88. Van der Lee JH. Constraint-induced therapy for stroke: more of the same or something completely different? *Current Opinion in Neurology* 2001; 14(6): 741-4.
89. Sonde L, Kalimo H, Fernaeus SE, Nilsson CG, Viitanen M. Low TENS treatment on post-stroke paretic arm: a three-year follow-up. *Clin Rehabil* 2000; 14: 14-9.
90. Mehrholz J, Werner C, Kugler J, Pohl M. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2007; Issue 4. Art. No.: CD006185.
91. Wolf SL, Lecraw DE, Barton LA, Jann B. Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse effect learned nonuse for chronic stroke. *Exp Neurol* 1989; 104: 125-32.
92. Nicoletis M. Brain Machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits. *Nature Reviews Neuroscience* 2003; 4: 417-22.
93. Gutiérrez J, Cantillo J, Cariño RI, Elías D. Los Sistemas de Interfaz Cerebro-Computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora. *Revista de Investigación en Discapacidad* 2013 [En prensa].
94. Cantillo J, Gutiérrez J, Cariño D, Elías D. Módulo para presentar e identificar tareas de imaginación de movimiento en registros de electroencefalografía. *Pan American Health Care Exchange Congress* 2013.
95. Penasco-Martin B, Gil-Agudo A, Bernal-Sahun A, Perez-Aguilar B, Pena-Gonzalez AI. Application of virtual reality in the motor aspects of neurorehabilitation. *Rev Neurol* 2010; 51(8): 481-8.
96. Schaechter JD. Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. *Prog Neurobiol* 2004; 73: 61-72.

Reimpresos:

Josefina Gutiérrez-Martínez

Subdirección de Investigación Tecnológica
Instituto Nacional de Rehabilitación
Av. México-Xochimilco, Núm. 289
Col. Arenal de Guadalupe
14389, México, D.F.
Tel.: 55 5999-1000, Ext. 19007
Fax: 55 5603-8917
Correo electrónico: jgutierrez@inr.gob.mx

Recibido el 20 de febrero 2013.

Aceptado el 20 de mayo 2013.