



# Técnicas de asistencia para la recuperación de la locomoción funcional después de una lesión de médula espinal

Villanueva D\*  
Muñoz R\*  
Hernández PR\*

\* Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN. Departamento de Ingeniería Eléctrica, Bioelectrónica. Av. IPN 2508, Zacatenco, C.P. 07300 México, D.F.

Artículo recibido: 19/julio/2001  
Artículo aceptado: 15/agosto/2001

## RESUMEN

En el presente trabajo, se hace una revisión de algunos métodos actuales para la recuperación de la locomoción en pacientes con lesión de médula espinal. La revisión está enfocada hacia la disponibilidad, alcances y limitaciones de cada uno de los métodos descritos. Los esfuerzos y trabajos desarrollados, a lo largo de los últimos 30 años, encaminados al proceso de rehabilitación de pacientes con SCI, se pueden agrupar como: ortesis pasivas, ortesis activas, estimulación eléctrica funcional (FES), ortesis híbridas y re-entrenamiento sobre caminadora. Actualmente, las ortesis pasivas representan la única alternativa disponible, para que un paciente parapléjico, pueda mantener una posición vertical y recuperar parcialmente la locomoción funcional. En la actualidad el principal reto en clínica es el gran rechazo para continuar usando una ortesis, por parte de pacientes que inician un proceso de rehabilitación física y entrenamiento. Las áreas de necesidad y desarrollo de trabajos futuros están enfocándose hacia sistemas que proporcionen independencia de locomoción, que tengan un bajo costo metabólico y que incorporen actuadores con una alta densidad de potencia, que ayuden a disminuir el peso sin sacrificar potencia. El uso de sistemas de entrenamiento locomotor, con el cuerpo parcialmente soportado está demostrando que puede ser considerada como una excelente alternativa para lograr la recuperación de la locomoción funcional. Los diseñadores deben enfocarse en cubrir las necesidades del usuario, pensando principalmente en los beneficios funcionales.

## Palabras clave:

Locomoción funcional, Lesión de médula espinal, Ortesis pasivas, Ortesis activas, Estimulación eléctrica funcional.

## ABSTRACT

A review of applied techniques for recovering functional locomotion of patients with spinal cord injury (SCI) is presented in this work. Availability, performance, and limitations are considered in the analysis. Efforts, over the last 30 years, directed to rehabilitation of patients suffering an SCI, can be grouped as: passive orthosis, active orthosis, functional electrical stimulation (FES), hybrid orthosis (FES and passive orthosis) and gait retraining. At the present time, a passive orthosis is the available option for holding a vertical position and for partially recovering the functional locomotion. The main challenge in clinics

is to face the high rejection for a continuous use of an orthosis after a submission to training and rehabilitation. The areas for developing future works offer autonomous locomotion, a reduction in metabolic cost and the incorporation of new actuators with high power density to reduce weight without diminishing power. Hybrid systems using active orthosis have been rarely involved. However, this could be an option that could take advantage from FES systems and active orthosis. Systems for locomotive training with body partially supported, have demonstrated to be considered an excellent option for recovering the functional locomotion. Some authors report important benefits of patients with incomplete SCI submitted to this treatment. For futures works, designers must focus their task covering the needs of customers mainly thinking in functional benefits.

**Key words:**

Functional locomotion, Spinal cord injury, Passive orthosis, Active orthosis, Functional electrical stimulation.

## INTRODUCCIÓN

Para cualquier persona, la pérdida de la capacidad para caminar, es un evento de consecuencias devastadoras, tanto para quien la sufre como para el núcleo familiar. Hasta hace muy pocos años las posibilidades de recuperar la locomoción funcional, después de una lesión de médula espinal, eran mínimas. Sin embargo, avances recientes en la ciencia y la tecnología, ofrecen alternativas, para que los individuos con parálisis puedan, de manera asistida, lograr cierto grado de independencia y movilidad funcional. Al mismo tiempo se han desarrollado programas y estrategias de rehabilitación física que ayudan a reducir los efectos y lesiones secundarias, producto de la inmovilidad prolongada.

Las principales causas de lesión de médula espinal son: accidentes vehiculares (38.5%) y actos de violencia (24.5%)<sup>1</sup>. Considerando el estilo de vida en las grandes urbes de la sociedad actual, es muy probable que en los próximos años se incremente el número total y la incidencia porcentual de lesionados de médula espinal con una consecuente pérdida de movilidad.

Para la inmensa mayoría de pacientes con inmovilidad de extremidades inferiores, su único medio de transporte, movilidad y cierto grado de independencia lo representa una silla de ruedas. Sin embargo, el permanecer sentado durante mucho tiempo, genera una serie de problemas fisiológicos, sociales y psicológicos<sup>2,3</sup>. Dichos problemas comprometen de manera importante su salud y calidad de vida.

En el presente trabajo se hace una revisión de algunos métodos actuales, para la recuperación

de la locomoción en pacientes con lesión de médula espinal. La revisión está enfocada hacia la disponibilidad, alcances y limitaciones de cada uno de los métodos descritos.

## ANTECEDENTES

La necesidad de desarrollar ortosis de marcha para recuperar la movilidad funcional, ha sido reconocida desde inicios de este siglo. Hay registros de patentes que datan de principios del siglo XX<sup>4</sup>. Sin embargo, la aplicación clínica de este tipo de ortosis empezó a ser reportada de manera cotidiana a partir de la década de los 60<sup>5,6</sup>. Un factor importante para que se haya extendido el uso de este tipo de dispositivos, es el desarrollo de herramientas para el estudio y análisis del movimiento humano. Esto es importante, porque al evaluar, de manera objetiva y cuantitativa, la locomoción normal y asistida, se pueden evaluar los beneficios y el desempeño de los programas de rehabilitación. Otros hechos históricos, desafortunados, que impulsaron el desarrollo de este tipo de aparatos, fueron la 1ª y 2ª Guerra Mundial. Después de ambos eventos, el número de pacientes con SCI, se incrementó de manera importante, especialmente en los países desarrollados que participaron más activamente.

Los esfuerzos y trabajos desarrollados, a lo largo de los últimos 30 años a la fecha, encaminados al proceso de rehabilitación de pacientes con SCI, se pueden agrupar como:

- ortosis pasivas
- ortosis activas
- estimulación eléctrica funcional (FES)

- ortesis híbridas (la combinación de ortesis con estimulación eléctrica funcional)
- re-entrenamiento sobre caminadora

De acuerdo a la Organización Internacional de Estándares (ISO, por sus siglas en inglés), una ortesis es un aparato usado para modificar las características funcionales o estructurales del sistema neuronal-muscular-esquelético<sup>7</sup>.

Por su parte el diccionario médico, Dorland's Illustrated Medical Dictionary<sup>8</sup>, define una ortesis como un dispositivo o aparato utilizado para soportar, alinear, prevenir, corregir deformidades o mejorar el movimiento de alguna parte del cuerpo.

Una ortesis es también un producto, que puede ser visto tan sólo como una pieza metálica o de plástico, pegada a la pierna, o a la parte del cuerpo correspondiente. Evidentemente que verla de esta manera, le concede un valor muy limitado. Esta es la razón por la cual el verdadero valor de una pieza ortopédica o de ortesis depende de los beneficios que aporte al usuario, valorados en función del objetivo, para la cual fue diagnosticada, diseñada, construida y aplicada. Esto significa que los beneficios para el usuario (y la evaluación cuantitativa de estos beneficios) se deben considerar como parte de una ortesis. En otras palabras, una ortesis es la combinación e integración, entre las partes del cuerpo y una pieza de ingeniería, donde el resultado de esa combinación/integración es una unidad que obedece las leyes de la física y logra efectos-beneficios biomecánicos.

Es importante reconocer que una ortesis de marcha no es una solución mágica. Como cualquier dispositivo mecánico tiene sus ventajas y desventajas. Para comprender los alcances y limitaciones de una ortesis de marcha, es necesario conocer sus principios de funcionamiento y los factores que inciden en los resultados y aceptación por parte del paciente.

### ORTESIS PASIVA

Durante más de 30 años, se ha considerado el uso de ortesis pasivas, como un método de rehabilitación convencional en pacientes con parálisis de miembros inferiores<sup>9-12</sup>.

El concepto de ortesis pasiva de marcha se refiere al tipo de aparatos cuyo diseño contempla, únicamente partes mecánicas. En los casos en que algunas de las articulaciones tenga movimiento, este se realiza sin utilizar ningún tipo de actuador. Generalmente, este tipo de ortesis mantiene ase-

gurada las articulaciones de rodilla. El seguro mecánico que mantiene fija la articulación de rodilla se libera, manualmente, sólo para permitir que el sujeto, se siente o se incorpore.

Una ortesis pasiva de marcha consta de tres partes: armazón para piernas (dos piezas) y cinturón pélvico. A partir de este esquema básico se pueden desarrollar muchas variantes, las cuales dependerán de las necesidades del paciente y de la manera de abordar y resolver los aspectos de diseño mecánico.

En función de su diseño funcional, las ortesis pasivas de marcha se pueden clasificar en tres tipos. La primera corresponde al tipo de ortesis que no permite movimiento en ninguno de las articulaciones. Con este tipo de ortesis es posible que un individuo parapléjico desarrolle una locomoción con la ayuda de un par de muletas. Este tipo de locomoción se denomina locomoción con tres puntos de apoyo o locomoción oscilante de tres puntos. En muchos casos, se pueden remplazar las muletas por una andadera de marco metálico.

Desplazarse de esta manera, representa para un paciente parapléjico, un gran esfuerzo físico, concentrado básicamente en la parte superior del cuerpo. Por lo anterior, la aparición rápida de la fatiga, representa la limitante principal para su uso cotidiano y por periodos largos. Una variante de este aparato es el Parapodium, el cual permite solamente, que el paciente pueda permanecer en una posición vertical estable<sup>13-14</sup>. A pesar de que con el Parapodium no es posible desplazarse, su uso representa una buena alternativa, tomando en cuenta las secuelas de permanecer en cama o silla de ruedas por periodos prolongados.

Una segunda clase de ortesis pasiva de marcha, es aquella donde el diseño permite el movimiento de las articulaciones de cadera<sup>15</sup>. La locomoción con ortesis pasivas de cadera articulada, se realiza también, con la ayuda de un par de muletas o andadera. La diferencia en la locomoción, con este tipo de ortesis, es que la marcha se puede desarrollar alternando los pies. Lo anterior permite que el sujeto, mantenga durante su locomoción siempre tres puntos de apoyo, con lo que se reduce en parte la carga de trabajo para la parte superior del cuerpo. Sin embargo, este tipo de ortesis no incluye flexión de la articulación de la rodilla, por lo que el sujeto se ve obligado a realizar una hiperaducción de cadera, para evitar el choque de la punta del pie contra el piso. Realizar este movimiento con la parte superior del cuerpo es altamente deman-

dante, metabólicamente. Por lo anterior, solamente individuos con la suficiente fortaleza física pueden lograr una locomoción de esta manera. Por lo tanto, nuevamente la limitación principal es la aparición rápida de fatiga corporal.

El tercer tipo de ortesis pasiva es la desarrollada en el Ontario Crippled Children's Centre de Toronto, Canada (OCCC)<sup>5,6</sup>, donde se reporta por vez primera el desarrollo y uso de una ortesis que aprovechaba el movimiento de balanceo recíprocante de la cadera, para inducir movimientos de extensión y abducción de las caderas. Lo anterior significa, aprovechar la extensión de la cadera derecha, para inducir la abducción de la cadera izquierda y viceversa. Por esta característica de funcionamiento a este sistema se le denomina ortesis de marcha recíprocante (RGO, por sus siglas en inglés). Este primer intento de ortesis recíprocante para marcha, demostró rápidamente su capacidad de brindar importantes beneficios entre los sujetos que la usaron. Además de permitir una marcha recíproca (similar al patrón normal), este tipo de ortesis da estabilidad a la parte superior del cuerpo, mediante una conexión rígida entre la cadera y el torso. Actualmente la ortesis pasiva del tipo recíprocante (RGO) es la alternativa más extensamente usada por pacientes parapléjicos.

En la Universidad Estatal de Louisiana (New Orleans, EUA), se dio continuidad al trabajo desarrollado en el Ontario Children's Centre of Toronto. Se incorporaron mejoras al diseño original. La aportación más significativa, fue la simplificación del mecanismo de unión entre las articulaciones, derecha e izquierda, de la cadera para generar el efecto recíprocante, lo cual se logró mediante el uso de un cable Bowden que comunicaba y coordinaba el accionar de las articulaciones de las caderas de la ortesis. El resultado de este ingenioso mecanismo fue obtener un movimiento más parecido a la marcha normal. No obstante, factores como mantenimiento, confiabilidad, peso, y estética, continuaban siendo factores que requerían ser mejorados<sup>15</sup>. Trabajos posteriores han refinado este sistema recíprocante y actualmente una de las RGO más aceptadas a nivel mundial, entre pacientes y ortesistas, son las RGO del tipo isocéntricas.

Las ventajas que ofrece esta ortesis son, un diseño relativamente sencillo, funcional, bajo costo, fácil de ponerse y quitarse y que se puede adaptar a diferentes tamaños y tallas de individuos sin grandes modificaciones, al diseño original. Un factor importante es la fácil disponibilidad

de este tipo de ortesis. El punto débil de este desarrollo se concentra en la energía metabólica, que el usuario consume al desplazarse usando dicha ortesis. De acuerdo a algunos reportes el porcentaje de abandono, después de iniciar el uso cotidiano de algún tipo de ortesis de marcha pasiva, es de casi del 60%<sup>16</sup>. Entre las causas de abandono, que los sujetos declaran, la fatiga (costo metabólico) la principal.

Una ortesis de marcha pasiva representa un suplemento ideal para una silla de ruedas. Probablemente no sea tan eficiente energéticamente. Sin embargo, le permite a un sujeto parapléjico sentarse, pararse, mantener una posición vertical y desarrollar una locomoción moderada con ayuda de muletas o de una andadera de apoyo; lo anterior representa sentido de independencia. Además, permite a los sujetos interactuar familiarmente, socialmente y laboralmente. En este tipo de pacientes, mantenerse de pie de manera regular, aun algunos minutos al día, significa varios beneficios terapéuticos tales como; mejorar la circulación, un funcionamiento más eficiente de órganos internos, reducción en la tasa de descalcificación ósea y disminuir la incidencia de úlceras por presión.

Los materiales más comúnmente usados en la fabricación de ortesis son: acero inoxidable, aluminio, copolímero, polímeros y velcro. En algunos casos se utiliza titanio, grafito. Sin embargo, algunas aleaciones de aluminio han demostrado tener una buena relación peso/resistencia, lo cual lo hace un material muy apropiado para esta aplicación, a un precio accesible.

Por su parte, los polímeros o plásticos termoformables, son los materiales que comúnmente se emplean en la fabricación de las partes de la ortesis que contienen la masa muscular de la pantorrilla y muslo, prácticamente a la medida. Generalmente, se hacen los moldes utilizando procedimientos similares para la fabricación de férulas de yeso. Lo anterior permite obtener un molde mecánico, bastante aceptable para ser usado en la fabricación de la parte correspondiente.

A las ortesis de extremidades inferiores también se les denomina KAFO (por sus siglas en inglés, Knee Ankle Foot Orthosis). También se les conoce como Long Leg Braces (LLB).

A pesar de los beneficios asociados con el desarrollo de este tipo de ortesis pasivas, los problemas de confiabilidad, mantenimiento, peso y tamaño del dispositivo<sup>15-18</sup>, siguen siendo áreas que

requieren de mayor desarrollo y refinación en los diseños.

### ORTESIS ACTIVAS

La diferencia fundamental, entre una ortesis pasiva y una activa, es que estas últimas, utilizan actuadores para generar el movimiento de las articulaciones.

El uso de una ortesis activa reduce la complejidad de la locomoción al imponer restricciones cinemáticas que habilita cierto grado de control de lazo cerrado, aprovechando la información proveniente de los sensores. También, una ortesis activa ayuda a reducir el costo metabólico, al permitir la flexión controlada de la rodilla en la fase de apoyo<sup>19</sup>.

Cuando se desea o necesita reproducir/imitar los movimientos humanos, como es el caso de la locomoción artificial, una de las primeras cosas que se tienen que definir, es el tipo de actuador que se va a utilizar. Para responder esta pregunta es importante tener presente algunas de las características de los músculos humanos. Entre las características que destacan está la densidad de energía ( $0.07 \text{ J/cm}^3$ ), su velocidad de respuesta ( $< 100 \text{ ms}$ ), y su porcentaje de acortamiento o recorrido útil ( $> 40 \%$ )<sup>20</sup>. A pesar de los grandes avances de la tecnología, actualmente no hay disponible, actuador alguno que reúna todas las características del músculo humano. De tal suerte que la tarea de la selección se debe hacer buscando cubrir las características o propiedades que mayor relevancia tengan, para la función específica.

En el proceso de la locomoción artificial, los actuadores generan los movimientos de las articulaciones. Generalmente las articulaciones de tobillo quedan fijas o semifijas.

En el diseño y fabricación, de una ortesis de marcha del tipo activa, el volumen y el peso son factores a considerar. Por lo tanto, la densidad de energía (energía de salida por unidad de volumen) y densidad de potencia (potencia de salida por unidad de volumen) de los actuadores, son parámetros importantes<sup>21,22</sup>.

En la tarea de diseñar, desarrollar e implementar el uso de ortesis activas, se han empleado actuadores del tipo eléctrico<sup>23</sup>, neumático<sup>24</sup>, hidráulico<sup>25</sup>, frenos magnéticos<sup>26</sup>, dispositivos elásticos<sup>27</sup> y resortes eléctricos<sup>28</sup>.

En el caso de los actuadores hidráulicos y neumáticos, a pesar de que son dispositivos capa-

ces de transmitir grandes energías a las partes móviles, tienen la desventaja del tamaño y número de dispositivos periféricos, asociados con su operación.

Un problema recurrente con los sistemas hidráulicos y neumáticos es el grado de mantenimiento que requieren para mantenerse funcionando de manera adecuada. En el caso específico de los sistemas neumáticos, la condensación hace que las partes metálicas dejen de funcionar óptimamente rápidamente. La manera de evitar o reducir estos problemas es hacer un buen diseño de trampas de condensados e instalación de sistemas de secado y filtrado. En la medida que estos problemas son resueltos, los sistemas neumáticos se hacen más atractivos. En el caso de los sistemas hidráulicos, las altas presiones que se tienen en las tuberías del sistema hacen común la aparición de fugas. En un ambiente industrial esto puede ser un problema menor (que no lo es) pero al hablar de un dispositivo que va a estar en contacto con el cuerpo humano, aparte de ser un aspecto de higiene y limpieza, involucra la seguridad del sujeto, al estar él en contacto con superficies resbalosas.

Los frenos magnéticos fabricados con partículas de las denominadas tierras raras, representan una buena alternativa. Los resultados de experimentos realizados usando este tipo de ortesis activa muestran que se obtuvieron patrones de marcha uniformes, reproducibles y consistentes durante varias sesiones. La velocidad de caminata, con ayuda de barras paralelas, fue de  $0.12 \text{ m/s}$ <sup>26</sup>.

En el caso de los frenos y embragues (clutches) magnéticos, la limitación principal está en su alta densidad de energía. En contraparte, son elementos limpios, silenciosos y alta disponibilidad comercial. Son fáciles de controlar y en el caso de los embragues no consumen energía cuando están en su fase pasiva.

El empleo de embragues de resorte, activados eléctricamente (wrap spring cluth), ha sido una manera, en que algunos investigadores han generado el movimiento de las articulaciones de rodilla<sup>28</sup>. Las características de este dispositivo, permiten asegurar la articulación de la rodilla durante la fase de apoyo y permitir un libre desplazamiento durante la fase de oscilación. Además, un control electrónico, permite de manera relativamente simple ejecutar las flexiones en las magnitudes y tiempo que se determinen. La principal desventaja que se tiene con este tipo de actuadores, es el peso y su tamaño, lo cual repercute en incrementos del

costo metabólico y limitaciones en su uso cotidiano. Aun con lo anterior los resultados reportados indican una reducción del 6% en el consumo de oxígeno<sup>28</sup>.

En Japón, desarrollaron una ortesis activa impulsada con gas líquido (CO<sub>2</sub>)<sup>29</sup>. Esta ortesis, se probó en un paciente parapléjico al nivel T7. El paciente realizó caminatas hasta de 521 m, a una velocidad promedio de 0.35 m/s, sin descanso.

Una de las grandes desventajas de las ortesis activas, lo representa el que los músculos tienen una relación potencia/peso (densidad de potencia) mayor que la de los actuadores fabricados por el hombre. En este sentido, casi todos los desarrollos al respecto están enfocados a brindar mejoras, al dotar a este tipo de ortesis con elementos actuadores que brinden el trabajo requerido con un mínimo de tamaño y peso.

Actualmente se encuentran en desarrollo y etapa experimental nuevas tecnologías que en un futuro podrían considerarse para este tipo de aplicaciones. Estas tecnologías incluyen materiales electromagnéticos, polímeros mecánico-químicos, polímeros eléctrico-químico-mecánicos (polímeros conductores), piezoeléctricos, magneto-resistivos, aleaciones con memoria de forma (shape memory alloy), actuadores hidráulicos y neumáticos<sup>30</sup>.

Las ventajas de las ortesis activas de marcha son: los patrones de marcha se vuelven uniformes y que el paciente puede hacer recorridos con una disminución del gasto cardiovascular, en comparación con ortesis pasivas<sup>26,31-32</sup>.

Las áreas de oportunidad, en el campo de las ortesis activas se resumen en: brindar mayor independencia de locomoción, reducir el costo metabólico asociado con su uso, reducir el peso/tamaño de los actuadores, el uso de nuevos materiales que ayuden a disminuir el peso, mejorar los programas de control para obtener patrones de marcha más estables y armoniosos. Además es importante incrementar la confiabilidad de los sistemas y reducir los costos<sup>33,34</sup>.

### ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL

La estimulación eléctrica funcional (FES) es un método para restablecer la movilidad, en individuos que han sufrido una lesión de médula espinal, mediante la aplicación de impulsos eléctricos a nervios motores, que a su vez producen contracciones musculares<sup>35-36</sup>.

Un aspecto importante de la rehabilitación después de un SCI es ayudar a los sujetos a restable-

cer las funciones motoras y recuperar, en la medida de lo posible, su independencia. En general, la pérdida de las funciones locomotoras limita de manera importante las actividades cotidianas, la vida familiar y social, de aquellos sujetos que sufren una SCI. La FES es una alternativa que actualmente se está desarrollando de manera importante en diferentes partes del mundo. Algunos investigadores se refieren a este tipo de sistemas como neuroprótesis<sup>37-39</sup>. Un sistema de FES consiste en un generador de impulsos eléctricos, que se aplican mediante electrodos, a un determinado grupo muscular o, de manera específica, a unidades nerviosas motoras. Mediante una apropiada estimulación eléctrica, se puede lograr que los músculos se contraigan y de esta manera generar el movimiento de una extremidad paralizada o de otra parte del cuerpo.

La estimulación eléctrica funcional, como método de rehabilitación en individuos con disminución funcional motora de extremidades inferiores, se ha empleado por más de 35 años. El primer reporte de FES aplicada a pacientes parapléjicos data de 1963<sup>40</sup>. No obstante es hasta la década de los años 70, que se empiezan a reportar de manera cotidiana trabajos de investigación y las primeras aplicaciones en clínica experimental<sup>41-43</sup>.

Durante esta fase inicial, se reporta que varios sujetos pudieron incorporarse de su silla de ruedas y mantenerse de pie<sup>44</sup>. Inclusive, algunos pacientes lograron desarrollar breves caminatas, con la ayuda de muletas o andadera<sup>45</sup>. Estos resultados impactaron e impulsaron de manera importante los esfuerzos y ánimos de múltiples grupos de trabajo.

Desde sus inicios, los trabajos de investigación, han estado enfocados a identificar los patrones de los impulsos eléctricos que permitan, de manera eficiente, lograr una locomoción funcional<sup>46</sup>. Entre los problemas que surgieron y que fijaron la atención de los investigadores, se pueden mencionar la falta de control en la biomecánica<sup>44</sup>, la aparición rápida de fatiga muscular<sup>47</sup>, la dificultad para identificar la estrategia de estimulación muscular y la manera de seleccionar a los candidatos<sup>48</sup>, para este tipo de terapia, y la confiabilidad de los sistemas<sup>42</sup>. Además, es recurrente el hecho de que en algunos pacientes los resultados son espectaculares y en otros casos no se logran beneficios significativos<sup>49,50</sup>.

Lo heterogéneo de los métodos experimentales, hace difícil comparar, de manera objetiva, los resultados publicados por diferentes grupos de tra-

bajo. En este sentido los esfuerzos realizados para establecer protocolos experimentales, confiables y sobre todo compatibles, son muy valiosos. Actualmente, para la evaluación de cualquier tipo de sistema de locomoción asistida, son aceptados como parámetros fundamentales: el grado de independencia durante la locomoción, el costo energético, el aspecto cosmético del dispositivo, la confiabilidad del sistema y su costo<sup>33</sup>.

Para cada uno de los parámetros mencionados por Stallard, se pueden seguir diferentes métodos de evaluación. Lo importante, es poder establecer la manera de comparar los resultados de manera objetiva, y a partir de ésta obtener conclusiones, para definir la dirección de los trabajos futuros. En este sentido ya se han propuesto protocolos para: la presentación estandarizada de los datos cinemáticos del movimiento humano<sup>51</sup>, métodos para evaluar la locomoción asistida<sup>52</sup>, valorar el balance corporal<sup>53</sup>, y los beneficios de la terapia de rehabilitación<sup>54</sup>. Conocer las ventajas y desventajas de las diferentes metodologías propuestas, servirá para tener una definición de la metodología adecuada y para evaluar los procesos de rehabilitación física y sus beneficios.

A pesar de que la FES, es un método que se ha utilizado por más de tres décadas, para restablecer la locomoción, su uso no se ha extendido, debido principalmente a limitaciones técnicas. El tamaño de los dispositivos, su baja confiabilidad y su costo han representado los principales inconvenientes<sup>55</sup>. Reportes recientes, señalan que mediante el uso de sistemas de FES relativamente simples, se ha logrado un incremento en las velocidades de marcha con una reducción del consumo de oxígeno<sup>55-57</sup>.

Actualmente se considera que la FES, como método de recuperación de la locomoción funcional, está en etapa de desarrollo e investigación. En este sentido, hace falta un trabajo intenso en la parte de clínica experimental.

La disponibilidad de la FES, como método para la recuperación de la locomoción funcional es muy limitada. Únicamente algunos centros de investigación, en países desarrollados, cuentan con hospitales donde es posible tener acceso a esta alternativa de rehabilitación<sup>58-63</sup>, pero todavía como una fase experimental. En el ámbito mundial, existen muy pocas compañías que ofrecen comercialmente sistemas de FES para la recuperación de la locomoción funcional. Una de estas empresas, Neopraxis Pty Ltd (Australia), actualmente, está probando un sistema, con la intención de obtener la

aprobación de la Federal Drugs Administration (FDA) de EUA. Las evaluaciones se están realizando en la clínica de Ingeniería Neuronal de Augusta (Maine EUA) y el Hospital Infantil, The Shriners (Philadelphia, EUA)<sup>64,65</sup>.

A medida que los resultados han ido mostrando los beneficios y ventajas de la FES, también se ponen de relieve sus desventajas. La principal ventaja de los sistemas FES (implantados) es que es posible la activación de diferentes grupos musculares, que se activan de manera selectiva durante fases específicas del ciclo de marcha, con corrientes eléctricas de baja intensidad. Además, es posible generar patrones de estimulación personalizados<sup>33,66</sup>. Referente a las desventajas de los sistemas de FES, se pueden mencionar: la aparición rápida de fatiga en los músculos activados, el movimiento de los electrodos, la necesidad de llevar a cabo una cirugía para la colocación de electrodos, cuando son sistemas implantados, y el posterior periodo de adaptación que puede durar hasta 4 meses. Por otra parte, con los sistemas de FES, no se ha logrado obtener un buen control del movimiento corporal. En algunos casos se han reportado lesión de músculos o ligamentos, de los segmentos estimulados. Inclusive se han reportado casos de fractura de huesos<sup>67</sup>, por la intensidad del estímulo y la baja densidad ósea, secuela característica de una SCI<sup>68</sup>.

Por todo lo anterior, es importante llevar a cabo un proceso previo, de selección de los candidatos para someterse a una terapia de rehabilitación utilizando FES. Generalmente, la atrofia muscular que se presenta de manera acelerada, particularmente durante el primer año después de la lesión y la baja densidad ósea, a niveles hasta de 60%<sup>69</sup>, son factores que restringen la capacidad de mantener la posición vertical y el balance corporal. Las etapas de un proceso de selección son: evaluación clínica e investigación (para determinar su estado médico, sociológico, social y de rehabilitación), periodo de acondicionamiento y preparación física (ejercicios de evaluación, preparación física y evaluación física), trabajo en laboratorio (entrenamiento para que el sujeto pueda incorporarse de su silla de ruedas mediante la aplicación de FES) y entrenamiento en casa.

Es muy común que la mayoría de los sujetos que aprueban el protocolo de selección tengan una limitada capacidad de auto soporte corporal. Por lo anterior, es casi una elección natural el uso de ortesis bilaterales para dar fortaleza y rigidez a las extremidades inferiores. Actualmente, recuperar la

locomoción funcional usando FES es posible sólo si se utiliza al mismo tiempo, una ayuda mecánica, como muletas, andadera u ortesis bilateral.

El uso combinado de FES y cualquier tipo de ortesis, se denomina ortesis híbrida. La idea de combinar el uso de FES y ortesis pasivas, ha surgido de ambos grupos de investigadores que iniciaron sus trabajos utilizando uno solo de estos métodos<sup>28,70,71</sup>.

Uno de los grandes retos en el uso de FES y ortesis activas, es la generación artificial de los programas de control y las secuencias coordinadas de movimientos (cadena cinemática). Aun cuando la marcha es un proceso cíclico, la información que se requiere para desarrollar una locomoción bipeda, es muy grande en cantidad y calidad. Para resolver lo anterior se ha intentado generar patrones artificiales a partir de la información electromiográfica de individuos sanos, la simulación de modelos matemáticos, datos experimentales con cada paciente, datos cinemáticos promedio de la marcha normal y de sistemas de redes neuronales artificiales<sup>72-75</sup>.

#### RE-ENTRENAMIENTO LOCOMOTOR

Estudios recientes sugieren que la técnica de entrenamiento locomotor, sobre caminadora de banda sin fin, y manteniendo el peso corporal parcialmente suspendido, puede ayudar a mejorar, de manera importante, la capacidad de locomoción funcional de individuos que han sufrido de SCI<sup>76-78</sup>.

Debido a que la mayoría de sujetos con SCI, no tienen la suficiente capacidad de mantener una posición vertical estable, ni para desarrollar la marcha, es necesario brindarles algún tipo de ayuda, durante las sesiones de la terapia de rehabilitación. El soporte corporal puede ser brindado directamente por el personal que da la terapia, mediante ayuda externa como las barras paralelas, o desarrollando la terapia dentro de una alberca.

Una técnica que se ha venido usando recientemente, es emplear un arnés, que sujeta la parte superior del cuerpo y la parte superior de las piernas del individuo. A su vez el arnés se fija a un sistema elevador, que utiliza energía eléctrica<sup>79</sup>, hidráulica<sup>80</sup>, aire comprimido<sup>81,82</sup> o resortes<sup>83</sup>, para soportar el peso corporal y mantener una posición vertical estable.

Con este tipo de sistemas es posible soportar el peso corporal, de manera controlada y segura, el porcentaje de levitación del peso corporal se pue-

de ajustar y el personal encargado de la terapia física, puede maniobrar libremente, permitiendo otro nivel de interacción con el paciente. De hecho, este tipo de sistema se propuso originalmente, como una manera de facilitar el trabajo del personal terapeuta y para ofrecer una manera de entrenar la marcha dentro de clínica<sup>79</sup>.

Este tipo de técnica de rehabilitación para la recuperación de la locomoción funcional ya ha sido ampliamente estudiada y reportada en gatos, con sección completa de médula espinal<sup>84-86</sup>. Después de someterlos a un entrenamiento locomotor con el peso corporal parcialmente soportado, han recuperado su patrón de locomoción a un nivel casi normal<sup>87,88</sup>.

A partir de los resultados obtenidos con esta terapia de rehabilitación, se han hecho los primeros intentos por desarrollar una estrategia similar para humanos<sup>89</sup>. Actualmente, esta técnica gana cada vez más adeptos entre la comunidad de la rehabilitación física, como una posibilidad de recuperar la locomoción funcional. Estudios animales y más recientemente en humanos, han demostrado que el grado de recuperación de la actividad locomotora, depende del tipo de estrategia seleccionada para la terapia de rehabilitación. Recientemente se ha propuesto el entrenamiento sobre banda sin fin, con el peso corporal suspendido parcialmente. Esta estrategia ofrece una manera dinámica de entrenar la marcha manteniendo una posición vertical estable, balance y generación de pasos. Esta modalidad de rehabilitación física, favorece una mejor recuperación, de algunas habilidades locomotoras, en comparación con otras estrategias<sup>90-92</sup>.

Existe la hipótesis de que esta recuperación de la locomoción funcional, después de una lesión SCI está asociada con un sistema nervioso autónomo, generador de patrones locomotores a nivel de médula espinal<sup>90,93,94</sup>. Se desconoce aún la manera en que este sistema autónomo-reflejo opera, e inclusive no existe aún, evidencia directa de su existencia en humanos.

Durante décadas los terapeutas físicos han reconocido la contribución de la circuitería de la médula espinal para el control de movimientos en pacientes con SCI. Los reflejos espinales evocados tal vez por estímulos sensoriales, pueden ser modificados por centros supraespinales en animales y en humanos que conservan la médula espinal intacta. Mucho más que ser un circuito eléctrico que responde a las señales sensoriales, parece ser que los estímulos sensoriales que se producen bajo de-



terminadas condiciones de actividad motriz, definen y asocian la información sensorial con dicha actividad motora. En consecuencia, se inicia la generación de estímulos eléctricos a nivel medular que corresponden a la actividad motora; una especie de movimiento reflejo<sup>95,96</sup>.

No obstante, lo espectacular de algunos de los resultados publicados al respecto, es importante mantener una posición mesurada, considerando que esta técnica, está en una etapa experimental y se requiere de muchos estudios adicionales, debidamente controlados, para poder establecer con certidumbre el potencial de esta alternativa para recuperar parte de la locomoción funcional.

### CONCLUSIONES

Actualmente, las ortesis pasivas representan la única alternativa, disponible comercialmente, para que un paciente parapléjico, pueda mantener una posición vertical y recuperar parcialmente la locomoción funcional. Sin embargo, el tipo de marcha que se desarrolla es manteniendo las piernas totalmente extendidas, lo cual resulta, físicamente, muy demandante. En la actualidad el principal reto en la práctica clínica son las altas tasas de rechazo para continuar usando una ortesis, por parte de pacientes que inician un proceso de rehabilitación física y entrenamiento. Durante muchos años se ha considerado que el alto costo metabólico es la principal causa de rechazo. Sin embargo, algunos estudios recientes ponen en duda la validez de esta teoría. Aparentemente factores psicológicos y emocionales son relevantes en el proceso de aceptación. En este sentido, es importante que se ponga mayor atención en los aspectos psicológicos y emocionales de los pacientes, así como intentar que los pacientes estén más involucrados en el diseño de los dispositivos, para la recuperación de la locomoción funcional, y de las terapias de rehabilitación.

Con referencia a las ortesis activas, las áreas de oportunidad y desarrollo de trabajos futuros deberán enfocarse hacia el desarrollo de sistemas que brinden mayor independencia de locomoción, generen menor fatiga para el usuario, tengan mejor cosmética, e incorporen actuadores con alta densidad de potencia, que ayuden a disminuir el peso sin sacrificar potencia. Los programas y estrategias de control, propuestos hasta la fecha, para generar la marcha artificial, no han podido igualar el desempeño del sistema natural. Todavía se sigue trabajando para descifrar la manera en que el

cuerpo humano, resuelve los problemas que implica la locomoción humana.

Por otro lado, ha resultado importante incrementar la confiabilidad de los sistemas y reducir los costos económicos, factores importantes por los que el uso de este tipo de ortesis no han rebasado la etapa de pruebas piloto y clínica experimental.

Una combinación que muy poco se ha intentado es desarrollar sistemas híbridos que utilicen ortesis activas. Este puede ser una alternativa que permita conjuntar los beneficios de los sistemas de FES y las ortesis activas. Un sistema de estas características permitiría que cada una de las partes fuese más simple y pudiese resolver los problemas de confiabilidad y costo asociado con este tipo de dispositivos.

Los sistemas FES, sólo han alcanzado la fase de prototipo, debido fundamentalmente, a los inconvenientes que representan el uso de un alto número de canales de estimulación y la rápida aparición de la fatiga muscular. Por su parte, las ortesis híbridas (FES y ortesis pasiva) son una alternativa viable, para intentar restablecer la locomoción funcional. Este tipo de ortesis híbrida, trabaja con un menor número de canales de estimulación eléctrica y brindan un soporte corporal basado en un exoesqueleto (ortesis bilateral).

Atención especial merece la manera en que se va a resolver el problema del balance corporal dinámico. A nuestro juicio sería interesante analizar la correlación que existe entre la información tiempo/espacio del centro de gravedad corporal y la distribución de la presión de la planta de los pies, durante el ciclo de la locomoción.

El uso de sistemas de entrenamiento locomotor, con el cuerpo parcialmente soportado, a pesar de ser una técnica nueva y estar todavía en etapa de pruebas piloto, ha demostrado que puede ser considerada como una excelente alternativa para lograr la recuperación de la locomoción funcional. Las posibilidades que se abren con este método de rehabilitación son muy grandes. Existe la hipótesis de que podría haber una reorganización en el sistema nervioso, a nivel de médula espinal y de esta manera, se puedan generar patrones de locomoción autónomos, en base a la información sensorial remanente.

Es pertinente subrayar lo importante que es no crear falsas ni excesivas expectativas con respecto a los resultados de cualquier terapia de rehabilitación.

En la actualidad, lo heterogéneo de la manera en que se presentan los resultados hace difícil que

se pueda realizar un análisis comparativo. Por tal motivo es recomendable tener protocolos o metodologías compatibles, confiables y de uso general, para la valoración del paciente y la evaluación de los resultados funcionales.

Los dispositivos para la recuperación de la locomoción funcional son o deberían ser productos de consumo y en ese sentido deberían enfrentar los retos que cualquier producto de consumo enfrenta: ¿existen clientes interesados en este producto? ¿es fácil para el cliente usar el producto? ¿el producto es seguro y confiable? ¿cuánto cuesta un sistema de este tipo?, ¿cuál es la disponibilidad del producto? y ¿cuál es su costo de mantenimiento?

Los diseñadores deben enfocarse en cubrir las necesidades del cliente o del potencial usuario, pensando en los beneficios funcionales. Si el producto no cubre sus necesidades, el producto no será usado. Por otra parte el dispositivo se debe diseñar teniendo en mente la facilidad y seguridad durante su uso. Se debe dar especial empeño en asegurar la confiabilidad del sistema, ya que este factor impacta de manera importante en su uso. Finalmente, se deben cuidar los costos, para reducirlos al mínimo posible.

## BIBLIOGRAFÍA

1. NSCISC (National Spinal Cord Injury Statistical Center), "Spinal Cord Injury Facts and Figures at a Glance" May, 2001, <http://www.spinalcord.uab.edu/show.asp?durki=19679>
2. Eastwood EA, Hagglund KJ, Ragnarsson KT, Gordon WA, Marino RJ. Medical rehabilitation length of stay and outcomes for persons with traumatic spinal cord injury-1990-1997. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(11): 1457-1463.
3. McKinley WO, Jackson AB, Cardenas DD, DeVivo MJ. Long-term medical complications after traumatic spinal cord injury: a regional model systems analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(11): 1402-1410.
4. Spahn E. "Knee and ankle brace", U.S. Patent 1913; 1: 072 369.
5. Bobechko WP, McLaurin and Motloch W. "Toronto Orthosis for Legg-Perthes Disease". *Artificial Limbs*, 1968; 12(2): 36-41.
6. Motloch W. "Reciprocating Gait Brace Cord & Pulley Type". Contributions to report from the Fourth Workshop Panel on Lower Extremity Orthotics. National Academy of Sciences. 1967.
7. Bowker P, Messenger N, Ogilvie C, Rowley DI. Energetics of paraplegic walking. *Comment in J Biomed Eng* 1993;15(1): 83. *J Biomed Eng* 1992;14(4): 344-50.
8. WB Saunders Company. *Dorland's illustrated medical dictionary*. Edition: 28th edition, 1994.
9. Yngve DA, Douglas R, Roberts JM. "The reciprocating gait orthosis in myelomeningocele". *J Pediatr Orthop* 1984; 4(3): 304-310.
10. Butler PB, Major RE, Patrick JH. "The technique of reciprocal walking using the hip guidance orthosis (hgo) with crutches" *Prosthet Orthot Int* 1984; 8(1): 33-38.
11. Anderson MH, Bray JJ. "The UCLA functional long leg brace" *Clin Orthop* 1964; 37: 98-109.
12. Motloch W. "New Items for the Spina Bifida Program". *Inter-Clinic Information Bulletin*, 1970: 10-13.
13. Prast MT. "Parapodium for adult paraplegics." *Bull Prosthet Res* 1974: 391-403.
14. Motloch W. "The parapodium: an orthotic device for neuromuscular disorders". *Artif Limbs* 1971; 15(2): 36-47.
14. Motloch W. "The Parapodium". Report Published by the Ontario Crippled Children's Centre, 1971.
15. Motloch W. "Reciprocating gait orthosis (RGO) a historical review" in *Journal Proceedings of Academy Scientific Symposium*, 1999.
16. Solomonow M et al. "Evaluation of 70 paraplegic patients treated with the reciprocating gait orthosis powered by muscle stimulation." *Medscape Ortho & Sports Medicine*. 1999; 3(3).
17. D'Ambrosia R, Solomonow M, Baratta RV. Current status of walking orthoses for thoracic paraplegics., *Iowa Orthop J* 1995; 15: 174-81.
18. Sykes L, Campbell IG, Powell ES, Ross ER, Edwards J. "Energy expenditure of walking for adult patients with spinal cord lesion using the reciprocating gait orthosis and functional stimulation" *Spinal Cord*, 1996; 34(11): 659-665.
19. Yang L, Granat MH, Paul JP, Condie DN, Rowley DI. Further development of hybrid functional electrical stimulation orthoses. *Artif Organs* 1997; 21(3): 183-7.
21. Kornbluh R, Pelrine R, Eckerle J, Joseph J. "Electrostrictive Polymer Artificial Muscle Actuators", presented at the 1998 International Conference on Robotics and Automation (ICRA '98), Leuven, Belgium.
22. Kornbluh R, Pelrine R, Shastri SV, Full RJ, Meijer K. 2000. "Artificial muscle actuators for exoskeletons", presented at the DARPA-sponsored Exoskeletons for Human Performance Augmentation (EHPA) Workshop, Herndon, Virginia (March).
23. Downes CG, Hill SL, Gray JO. "Distributed control of an electrically powered hip orthosis", in *Conference Publication No. 389 IEE, Control '94*, 1994: 21-24.
24. Belforte G, Gastaldi L, Sorli M. "Pneumatic Active Gait Orthosis". *Mechatronics*, 2001; 11(3): 301-323.
25. Yang PC. "A study of electronically controlled orthotic knee joint systems", Ph. D. dissertation, The Ohio State Univ., Columbus, OH, 1975.
26. Goldfarb M, Durffe WK. "Design of a controlled-brake orthosis for FES-aid gait", *IEEE Trans. Rehabilitation Eng.* 1996; 4(1): 13-24.
27. Salort GJ. "External apparatus for vertical stance and walking for those with handicapped motor system of the lower limbs", *US Patent* 4 1983: 422 453.
28. Irby SE et al. "Optimization and application of a wrap-spring clutch to a dynamic knee-ankle-foot orthosis", *IEEE Transactions on Rehab. Engin* 1999; 7(2).
28. Irby SE, Kaufman KR, Mathewson JW, Sutherland DH. Automatic control design for a dynamic knee-brace system. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1999; 7(2): 135-139.
29. Yano H, Kaneko S, Nakazawa K, Yamamoto SI, Bettou A. "A new concept of dynamic orthosis for paraplegia: the weight bearing control (WBC) orthosis". *Prosthet Orthot Int* 1997; 21(3): 222-8.
30. Bar-Cohen Y, Leary S. "Electroactive polymers as artificial muscles changing robotics paradigms" *National Space and Missile Materials Symposium*, 27 Feb. to 2 March 2000, San Diego, C.A. NSMMS © 2000.
31. Harvey LA, Davis GM, Smith MB, Engel S. Energy expenditure during gait using the walkabout and isocentric reciprocal gait orthoses in persons with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79(8): 945-949.

32. Sonoda S, Imahori R, Saitoh E, Tomita Y, Domen K, Chino N. Clinical application of the modified medially-mounted motor-driven hip gear joint for paraplegics. *Disabil Rehabil* 2000; 22(6): 294-7.
33. Stallard J, Major RE, Patrick JH. A review of the fundamental design problems of providing ambulation for paraplegic patients. *Paraplegia* 1989; 27(1): 70-75.
34. Massucci M, Brunetti G, Piperno R, Betti L, Franceschini M. "Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance". *Spinal Cord* 1998; 36(4): 223-7.
35. Cybulsky G, Penn R, Jaeger R. "Lower extremity functional neuromuscular stimulation in cases of spinal cord injury." *Neurosurgery* 1984; 15(1): 132-146.
36. Marsolais E, Kobetic. "Functional walking in paralyzed patients by means of electrical stimulation". *Clin Orthop* 1983; 175: 30-36.
37. Pappas IP, Popovic MR, Keller T, Dietz V, Morari M. A reliable gait phase detection system. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001; 9(2): 113-25.
38. Popovic MR, Keller T, Pappas IP, Dietz V, Morari M. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprosthesis. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2001; 20(1): 82-93.
39. Crago PE, Lan N, Veltink PH, Abbas JJ, Kantor C. New control strategies for neuroprosthetic systems. *J Rehabil Res Dev* 1996; 33(2): 158-72.
40. Kantowitz A. "Electronic physiologic aids, Report of the Maimonides Hospital, Brooklyn, 1963.
41. Gracanin F. Functional electrical stimulation in control of motor output and movements. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 1978; (34): 355-368.
42. Trnkoczy A, Stanic U, Malezic M. "Present state and prospects in the design of multichannel FES stimulators for gait correction in paretic patients". *TIF J Life Sci* 1978; 8(1-2): 17-27.
43. Kralj A, Vodovnik L. Functional electrical stimulation of the extremities: part 1. *J Med Eng Technol* 1977; 1(1): 12-15.
44. Kralj A, Bajd T, Turk R, Krajnik J, Benko H. Gait restoration in paraplegic patients: a feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES. *J Rehabil RD* 1983; 20(1): 3-20.
45. Kralj A, Bajd T, Turk R. Enhancement of gait restoration in spinal injured patients by functional electrical stimulation. *Clin Orthop* 1988; (233): 34-43.
46. Petrofsky JS et al. "Leg exerciser for training of paralyzed muscle by closed-loop control". *Med Biol Eng Comp* 1984; 22: 298.
47. Nene AV, Jennings SJ. Hybrid paraplegic locomotion with the ParaWalker using intramuscular stimulation: a single subject study. *Paraplegia* 1989; 27(2): 125-32.
48. Kralj A, Bajd T, Turk R. Electrical stimulation providing functional use of paraplegic patient muscles. *Med Prog Technol* 1980; 7(1): 3-9.
49. van Griethuysen CM, Paul JP, Andrews BJ, Nicol AC. Biomechanics of functional electrical stimulation. *Prosthet Orthot Int* 1982; 6(3): 152-6.
50. Dietz V. [Focus on current research: improving the mobility of paraplegic patients]. *Schweiz Med Wochenschr* 2000; 130(22): 829-36.
51. Wu G, Ladin Z. The study of kinematic transients in locomotion using the integrated kinematic sensor. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996; 4(3): 193-200.
52. Baer HR, Wolf SL. Modified emory functional ambulation profile: an outcome measure for the rehabilitation of post-stroke gait dysfunction. *Stroke* 2001; 32(4): 973-979.
53. Yim-Chiplis PK, Talbot LA. Defining and measuring balance in adults. *Biol Res Nurs* 2000; 1(4): 321-331.
54. Schindl MR, Forstner C, Kern H, Zipko HT, Rupp M, Zifko UA. Evaluation of a German version of the Rivermead Mobility Index (RMI) in acute and chronic stroke patients. *Eur J Neurol* 2000; 7(5): 523-8.
55. Stein RB. Functional electrical stimulation after spinal cord injury. *J Neurotrauma* 1999; 16(8): 713-7.
56. Granat MH, Ferguson AC, Andrews BJ. The role of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury—observed benefits during gait studies. *Paraplegia* 1993; 31(4): 207-15.
57. Wieler M, Stein RB, Ladouceur M, Whittaker M, Smith AW, Naaman S, Barbeau H, Bugaresti J, Aimone E. Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(5): 495-500.
58. Popovic MR, Curt A, Keller T, Dietz V. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. *Spinal Cord* 2001; 39(8): 403-412.
59. Shimada Y, Sato K, Matsunaga T, Tsutsumi Y, Misawa A, Ando S, Minato T, Sato M, Chida S, Hatakeyama K. Closed-loop control using a stretch sensor for restoration of standing with functional electrical stimulation in complete paraplegia. *Tohoku J Exp Med* 2001; 193(3): 221-227.
60. Graupe D, Suliga P, Prudian C, Kohn KH. Stochastically-modulated stimulation to slow down muscle fatigue at stimulated sites in paraplegics using functional electrical stimulation for leg extension. *Neurol Res* 2000; 22(7): 03-4.
61. Matjacic Z, Jensen PL, Riso RR, Voigt M, Bajd T, Sinkjaer T. Development and evaluation of a two-dimensional electrocutaneous cognitive feedback system for use in paraplegic standing. *J Med Eng Technol* 2000; 24(5): 215-26.
62. Field-Fote EC. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(6): 818-24.
63. Bonaroti D, Akers J, Smith BT, Mulcahey MJ, Betz RR. A comparison of FES with KAFO for providing ambulation and upright mobility in a child with a complete thoracic spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 1999; 22(3): 159-66.
64. Neopraxis Pty Ltd. 14 Mars Road, Lane Cove NSW 2066, Australia. [info@neopraxis.com.au](mailto:info@neopraxis.com.au).
65. Neopraxis, en internet, [http://www.neopraxis.com.au/clinical\\_trial.htm](http://www.neopraxis.com.au/clinical_trial.htm), julio 2001.
66. Kobetic R, Triolo RJ, Uhlir JP, Bieri C, Wibowo M, Polando G, Marsolais EB, Davis JA Jr, Ferguson KA. Implanted functional electrical stimulation system for mobility in paraplegia: a follow-up case report. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1999; 7(4): 390-398.
67. Hartkopp A, Murphy RJ, Mohr T, Kjaer M, Biering-Sorensen F. Bone fracture during electrical stimulation of the quadriceps in a spinal cord injured subject. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79(9): 1133-1136.
68. Wood DE, Dunkerley AL, Tromans AM. Results from bone mineral density scans in twenty-two complete lesion paraplegics. *Spinal Cord* 2001; 39(3): 145-148.
69. Lazo MG, Shirazi P, Sam M, Giobbie-Hurder A, Blacconiere MJ, Muppidi M. Osteoporosis and risk of fracture in men with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2001; 39(4): 208-214.
70. Bajd T, Kralj A, Stefancic M, Lavrac N. "Use of functional electrical stimulation in the lower extremities of incomplete spinal cord injured patients". *Artif Organs* 1999; 23(5): 403-409.
71. Maxwell DJ, Granat MH, Baardman G, Hermens HJ. "Demand for and use of functional electrical stimulation sys-

- tems and conventional orthoses in the spinal lesioned community of the UK". *Artif Organs* 1999; 25(5): 410-412.
72. Popovic D, Stein RB, Oguztoreli N, Lebedowska M, Jonic S. "Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer simulation study". *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1999; 7(1): 69-79.
  73. Prentice SD, Patla AE, Stacey DA. Artificial neural network model for the generation of muscle activation patterns for human locomotion. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11(1): 19-30.
  74. Su FC, Wu WL. Design and testing of a genetic algorithm neural network in the assessment of gait patterns. *Med Eng Phys* 2000; 22(1): 67-74.
  75. Tong KY, Granat MH. Reliability of neural-network functional electrical stimulation gait-control system. *Med Biol Eng Comput* 1999; 37(5): 633-8.
  76. Protas EJ, Holmes SA, Qureshy H, Johnson A, Lee D, Sherwood AM. Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(6): 825-31.
  77. Hesse S, Werner C, Bardeleben A, Barbeau H. Body weight-supported treadmill training after stroke. *Curr Atheroscler Rep* 2001; 3(4): 287-94.
  78. Field-Fote EC. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(6): 818-24.
  79. Barbeau H, Wainberg M, Finch L. "Description and application of a system for locomotor rehabilitation". *Med Biol Eng Comput* 1987; 25(3): 341-344.
  80. Norman KE, Pepin A, Ladouceur M, Barbeau H. A treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76(8): 772-778.
  81. Wilson MS, Qureshy H, Protas EJ, Holmes SA, Krouskop TA, Sherwood AM. Equipment specifications for supported treadmill ambulation training. *J Rehabil Res Dev* 2000; 37(4): 415-422.
  82. Gazzani F, Fadda A, Torre M, Macellari V. WARD: a pneumatic system for body weight relief in gait rehabilitation. *IEEE Trans Rehabil Eng* 2000; 8(4): 506-13.
  83. Farley CT, McMahon TA. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *J Appl Physiol* 1992; 73(6): 2709-2712.
  84. Dubuc R, Cabelguen JM, Rossignol S. Rhythmic antidromic discharges of single primary afferents recorded in cut dorsal root filaments during locomotion in the cat. *Brain Res* 1985; 359(1-2): 375-378.
  85. Fleshman JW, Lev-Tov A, Burke RE. Peripheral and central control of flexor digitorum longus and flexor hallucis longus motoneurons: the synaptic basis of functional diversity. *Exp Brain Res* 1984; 54(1): 133-149.
  86. Orsal D, Cabelguen JM, Perret C. Interlimb coordination during fictive locomotion in the thalamic cat. *Exp Brain Res* 1990; 82(3): 536-546.
  87. Pratt CA, Buford JA, Smith JL. Adaptive control for backward quadrupedal walking V. Mutable activation of bifunctional thigh muscles. *J Neurophysiol* 1996; 75(2): 832-842.
  88. Rossignol S, Chau C, Brustein E, Giroux N, Bouyer L, Barbeau H, Reader TA. Pharmacological activation and modulation of the central pattern generator for locomotion in the cat. *Ann N Y Acad Sci* 1998; 860: 346-59.
  89. Finch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Phys Ther* 1991; 71(11): 842-55; discussion 855-856.
  90. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke* 1998; 29(6): 1122-1128.
  91. Colombo G, Wirz M, Dietz V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord* 2001; 39(5): 252-255.
  92. Wickelgren I. Teaching the spinal cord to walk. *Science* 1998; 16;279(5349): 319-321.
  93. Field-Fote EC. Spinal cord control of movement: implications for locomotor rehabilitation following spinal cord injury. *Phys Ther* 2000; 80(5): 477-84.
  94. Burke RE, Degtyarenko AM, Simon ES. Patterns of Locomotor drive to motoneurons and Last-Order Interneurons: Clues to the Structure of the CPG. *J Neurophysiol* 2001; 86: 447-462.
  95. Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiol Rev* 2000; 80(1): 83-133.
  96. Dietz V, Duysens J. Significance of load receptor input during locomotion: a review. *Gait Posture* 2000; 11(2): 102-110.
  97. Dietz V, Nakazawa K, Wirz M, Erni T. Level of spinal cord lesion determines locomotor activity in spinal man. *Exp Brain Res* 1999; 128(3): 405-409.