

ARTÍCULOS DE REVISIÓN

REHABILITACIÓN DE LA MARCHA EN PACIENTES
CON TRAUMA RAQUIMEDULAR COMPLETO
E INCOMPLETO EN BANDA SIN FIN MAS
SOPORTE PARCIAL DEL PESO CORPORAL.
REVISIÓN DE LA LITERATURA

Jerónimo Londoño*, Diana Lizeth Beltrán**, Yadira Maria Cuero**,
Diana Marcela Enríquez**, Andrea Moran Maya**, Eliana Marcela Solano**

RESUMEN

Objetivo: Recopilar la evidencia científica del entrenamiento con banda sin fin más soporte parcial de peso corporal para señalar los beneficios en la rehabilitación de la marcha en pacientes con lesión medular completa e incompleta sometidos a dicho tratamiento. **Metodología:** Se seleccionaron 90 artículos publicados en las bases de datos: Ebsco, Hinari, Pubmed, Proquest, y Delnet; de los cuales se realizó un análisis que permito conocer los principales resultados, estos artículos fueron incluidos por presentar, revisión de la literatura, intervención con entrenamiento terapéutico en banda sin fin mas soporte parcial de peso corporal en pacientes con lesión medular y la sustentación fisiológica del entrenamiento. **Discusión:** La literatura revisada sobre el entrenamiento con banda sin fin mas soporte parcial de peso corporal mostró que los pacientes con alteraciones de la marcha debido a lesión de medula espinal lograron mejoría en aspectos fundamentales para la locomoción tales como: Equilibrio, velocidad, coordinación, longitud de paso y paso completo, fase de apoyo, fase de balanceo y cadencia. **Conclusión:** La revisión literaria encontrada sobre el entrenamiento de la marcha demuestra que efectivamente la técnica logra recuperar la habilidad locomotora en animales con lesión medular; en lo referente a humanos con igual patología, existe un buen número de artículos cuyos resultados son muy prometedores para

Recibido para evaluación: Mayo 20 de 2008. Aprobado para publicación: Septiembre 13 de 2008

* Jerónimo Londoño. Fisioterapeuta. Especialista en Neuro-rehabilitación, docente Facultad Ciencias de la Salud, Universidad del Cauca

** Fisioterapeutas, Universidad del Cauca.

Correspondencia: Carrera. 6 # 13N-50 Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad del Cauca, Popayán, Cauca, Colombia. Teléfono: 8234118 Ext. 114. Correo electrónico: jlondono@unicauca.edu.co

la recuperación de estos pacientes, aunque la mayoría de ellos no cuentan con población representativa. Además se ha demostrado la existencia de centros generadores de patrones de marcha en la médula espinal lo cual constituye la base fisiológica de la técnica.

Palabras clave: Lesión de medula espinal, locomoción, banda sinfín, soporte de peso. (DeCS, MeSH).

ABSTRACT

Objective: recopilate the scientific evidence of the training with treadmill and partial support of the body weight, to show the benefits in the rehab of the march in patients with medullar injury complete and incomplete whom were putted to this treatment. **Methodology:** 90 articles were selected published in the database: Ebsco, Hinari, Pubmed, Proquest, and Delnet; from these was made an analysis that allowed to know the main results, these articles were included by presenting the literature review, intervention whit therapeutical training with endless Treadmill with partial support of the body weight in patients with medullar injury and the physiological sustentation for the training. **Discussion:** the reviewed literature about the training whit treadmill and partial support of the body weight showed that patients whit march alterations due to medullar injury got clinical improvement in fundamental aspects for the march such as: Balance, speed, coordination, step length, and full step, support phase, balance phase, and cadency. **Conclusion:** The literature review found about the training of the walk shows that effectively the tecnic get the recovery, of the walking ability in animals with medullar injury, about humans with the same pathology, there is a very good quantity of articles which results are very promising for the recovery of these patients, although the most of them do not have the enough representative population. Even has been shown the existence of centers generators of patrons for walking in the spinal cord that creates the physiological base for the tecnic.

Key words: Spinal cord injury, Locomotion, Treadmill Test, Weight-Bearing (DeCS, MeSH).

INTRODUCCIÓN

A través del tiempo, grandes avances ha logrado el hombre con su creatividad, ingenio e inteligencia, por lo cual ha empleado un sinfín de mecanismos para hacer de su entorno un lugar que le pueda proveer una mejor condición de vida, sin embargo, no todas las situaciones están bajo su control, por ejemplo vale la pena mencionar la lesión medular completa e incompleta, (cualquiera que sea su origen), puede generar en los pacientes alteración de las facultades motrices, traducándose en pérdida de la capacidad de bipedestación y marcha (1), esto con consecuencias devastadoras en la vida de las personas, pues se generan una serie de problemas fisiológicos, sociales y psicológicos (2,3) que deterioran de manera importante la salud y la calidad de vida de los individuos.(4)

Debido a este hecho el hombre ha tenido gran interés en el estudio de la rehabilitación del movimiento y la marcha; a partir de la cultura clásica Griega con Aristóteles, Hipócrates y Galeno hasta la actualidad, donde la rehabilitación de estos pacientes se convierte en un reto para la Fisioterapia ya que según su referente epistemológico se ve comprometido a restablecer las habilidades motrices, principalmente la marcha de la manera mas funcional, procurando el mayor

grado de independencia posible (5); lamentablemente en la antigüedad sólo se disponía de la observación, por lo tanto los avances alcanzados eran poco evidentes, por eso es necesario destacar que en el último siglo el desarrollo de las técnicas de intervención y entrenamiento ha experimentado su mayor avance, principalmente desde la introducción de programas informáticos que proporcionan datos numéricos y gráficos lo cual permite una intervención objetiva en problemas como este, es así como el hombre logra avanzar en la reducción de sus deficiencias, por medio de su estudio, evaluación e intervención, para así disminuir las limitaciones, restricciones y evitar la discapacidad, la cual ha aumentado en porcentaje en el número de casos mundiales(6) y puede tornarse severa en lesiones como esta.

Varios métodos de tratamiento se han explorado para reducir las deficiencias estructurales y funcionales de la Lesión medular, que van desde la fisioterapia convencional, sustitución o implementación del soporte de la carga y la propulsión mediante distintos tipos de órtesis y ayudas técnicas (7,8), hasta tratamientos vanguardistas como injertos nerviosos periféricos (9), administración de anticuerpos que bloquean la inhibición del crecimiento de la actividad proteínica (10), marcha fármaco-inducida (11-16) ó implantación de células madre(17). De esta manera, ciencia y tecnología se hacen

herramientas necesarias en la búsqueda de alternativas para la rehabilitación y constituyen un factor determinante para que numerosas investigaciones se lleven a cabo.

Con el mismo propósito Finch y Barbeau (18) propusieron un plan alternativo de entrenamiento de marcha para personas con deficiencias neurológicas, el cual se basa en el uso de una *banda sin fin* y un *sopORTE parcial de peso corporal*; método que permite la reinstrucción simultánea de los componentes varios del paso durante la locomoción real y eso facilita teóricamente la expresión de un patrón más normal de las fases de la marcha.

Por lo tanto en este artículo se pone de manifiesto una revisión sistemática de la literatura actual sobre esta técnica, para determinar lo que se sabe acerca de la eficacia del entrenamiento con *banda sin fin* más *sopORTE parcial de peso corporal* para los pacientes con lesión medular completa e incompleta. Con esta revisión se podrá tener en cuenta el costo-beneficio de este tratamiento y su justificación; ya que podría eliminar las afecciones del paciente con lesión medular, si se logra demostrar que se puede mejorar Cualidades físicas, biomecánicas y funcionales de la marcha.

METODOLOGÍA

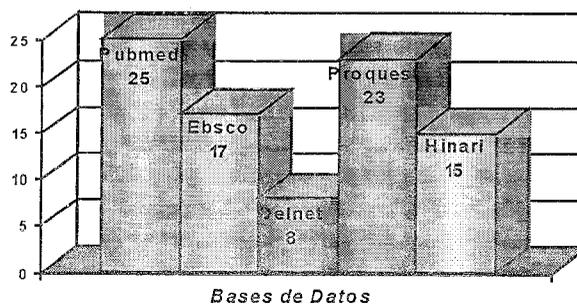
El grupo de estudio seleccionó por su rigor y amplitud, las siguientes bases de datos bibliográficas: Ebsco, Hinari, Pubmed, Proquest, y Delnet; la estrategia de búsqueda utilizada en estas bases fue la de términos y palabras clave como spinal cord injury (DeCS, MeSH), locomotion (DeCS, MeSH), Body Patterning (DeCS, MeSH), Treadmill Test (DeCS, MeSH), Weight-Bearing (DeCS, MeSH). Arrojando 3123 artículos en total, de los cuales se seleccionaron 90, aquellos que presentaban revisión de la literatura, intervención con entrenamiento terapéutico en banda sin fin mas soporte parcial de peso corporal en pacientes con lesión medular y la sustentación fisiológica del entrenamiento (CPG). (Figura 1).

Es así como el grupo de estudio en el presente artículo y una vez valorada la información de los estudios científicos analizados, exalta el resultado de los diferentes estudios y las ventajas del entrenamiento.

REVISIÓN DE LOS RESULTADOS

La Lesión Medular a menudo da lugar a alteraciones en los patrones de paso los cuales se asocian a alteraciones posturales relacionados con pobre capacidad para llevar el

Figura 1. Número de publicaciones por Bases de Datos.



peso a través de las extremidades inferiores sumado con alteración en el balance (19,20) y falta de equilibrio. Las desviaciones de la marcha también pueden ser causadas por otras deficiencias neurológicas consecuencia de la inadecuada aceptación de peso durante la fase de apoyo y debido a la flexión disminuida de cadera, rodilla, o tobillo durante el balanceo por la dificultad en la activación muscular. Estos déficit en la aceptación de peso y balanceo también son secundarios a insuficiencias en fuerza y control motor que se asocian al daño neurológico (21). Otros factores influyentes en la recuperación incluyen: falta de coordinación y desarrollo de la propulsión, pérdida sensorial, y reflejos espinales hiperactivos. Estas carencias son suficientemente severas como para retrasar el inicio de la rehabilitación de la posición de pie y de la marcha; en la actualidad la proporción de pacientes con Lesión Medular que recuperan alguna habilidad para la marcha es desconocida, pero se estima que entre un cuarto y un tercio de los que tienen rehabilitación recupera alguna habilidad para deambular en algún momento de su alta (22).

Por obvias razones uno de los objetivos más importantes para los individuos afectados es recuperar su independencia para la marcha; por lo que recientemente, se han aumentado los esfuerzos clínicos para regenerar la Lesión Medular como medio primario de recuperación de la función locomotora, algunos ejemplos de los métodos que se han puesto en práctica son: injertos nerviosos periféricos (23), administración de anticuerpos que bloquean la inhibición del crecimiento de la actividad proteínica(24), marcha fármaco-inducida (25-30) ó la implantación de células madre (31); en cuanto a medios fisioterapéuticos la rehabilitación de esta se centra en tres principios del aprendizaje motor: El primero es la Práctica, entre más se practique, mejor se aprende; el segundo, especificidad, la mejor manera de corregir el funcionamiento de una tarea motora es ejecutar ese esfuerzo motor específico(32). Es así como el entrenamiento motor repetidor proporciona el suficiente estímulo en los caminos de los nervios específi-

cos para facilitar la reorganización funcional dentro de la médula espinal y para mejorar la salida motora. Además, la entrada sensorial apropiada durante el entrenamiento es de crítica importancia para alcanzar una óptima salida motora del circuito neuronal espinal. El tercer principio es Esfuerzo, los individuos necesitan mantener un alto grado de participación e implicación para facilitar el aprendizaje motor. Los tres son críticos para promover actividad dependiente, es decir, plasticidad, la cual es de vital importancia en la rehabilitación de estos pacientes, ya que la recuperación motora podría resultar de la formación de nuevas vías nerviosas o de la modificación de las existentes (33-35).

De tal forma, estos principios base de la rehabilitación, se ejecutan en actividades como el entrenamiento para llevar a los pacientes a bipedestación, resistir o aceptar el peso, cambiarlo o trasladarlo, manejar el balance y equilibrarse en forma independiente, tareas practicadas aisladamente antes de incorporarlas a la locomoción.

Además existen paradigmas de que el entrenamiento de la marcha y de estar parado modifican sistemas glicinérgico y de sistemas GABAérgico (36). Por ejemplo, cuando el strychnine, antagonista del glicina, se administra a un gato espinal crónico que ha adquirido la capacidad de caminar con éxito, allí hay un pequeño cambio en su capacidad locomotora. Sin embargo, cuando están administrados a un gato espinal que tenga una capacidad pobre de caminar, los miembros traseros ejecutan el caminar llevando peso (37). Esto sugiere que, reduciendo la inhibición de redes espinales, la entrada sensorial se pueda integrar para generar actividad locomotora. (38).

Muchos de los programas rehabilitadores además incluyen el entrenamiento y la readaptación de los restos motores, la sustitución o implementación del soporte de la carga y la propulsión mediante distintos tipos de ortesis y ayudas técnicas.

Así que en los últimos diez años se han desarrollado distintas líneas de investigación sobre una nueva modalidad de entrenamiento de la marcha, esta nueva estrategia para la recuperación locomotora ha sido explorada en humanos, usando entrenamiento de marcha con optimización de la información sensorial asociada a la locomoción (39-40). Algunas de las señales sensoriales eran: 1° la generación de pasos rápidos aproximándose a las velocidades de la caminata normal (0.75-1.25 m/s) (41-43) 2° proporcionando la carga sostenible máxima en extremidades durante la postura (44,45); 3° manteniendo un tronco y cabeza (46,47) verticales y extendidos; 4° aproximando la cinemática normal de cadera, rodilla, y del tobillo para andar (48,49); 5° sincronizando la extensión de la cadera y descargando

la extremidad con simultáneas cargas de la extremidad contralateral (50,51); 6° evitando el peso concerniente a los brazos y facilitar recíprocamente la oscilación de los mismos; 7° facilitando la simétrica coordinación (52,53); y 8° reducción al mínimo estímulo sensorial que estaría en conflicto con la información sensorial asociado a la locomoción (ej., estímulo de los extensores aferentes durante el balanceo y de flexores aferentes durante la postura). (54, 55,56)

Es así como Finch y Barbeau propusieron un plan alternativo de entrenamiento de marcha para personas con deficiencias neurológicas; un método que permite la reinstauración simultánea de los componentes varios del paso durante la locomoción real y eso facilita teóricamente la expresión de un patrón más normal del paso. La teoría de los investigadores refiere que la médula espinal es capaz de integrar y adaptar la información sensorial durante la locomoción, entonces los circuitos neurales en la médula espinal caudales a la lesión responden a la información periférica y producen un patrón locomotor coordinado y adaptable en ausencia de la influencia supraespinal. La generación de patrones cíclicos de locomoción puede ser atribuida en algunos animales a la actividad neural rítmica producida por Generadores Centrales de Patrones (GCP) que trabajan en el cerebro, en la médula espinal o en ambos. La teoría de los GCP menciona que son redes de neuronas estereotipadas capaces de producir la salida de impulsos rítmicos comparables con la locomoción, o mejor, redes estereotipadas para realizar programas motores a nivel bajo y en el caso de la locomoción residen a nivel de la médula espinal. Los GCP para la locomoción han demostrado su existencia en gatos espinalizados, produciendo locomoción por medio de un estímulo externo. De hecho, estos animales con transección espinal pueden volver a aprender a caminar con los miembros posteriores en ausencia de la entrada de información al cerebro (57,58)

La comprensión de los principios de base de la función de CPG se basa en la investigación en invertebrados y pescados primitivos, tales como la lamprea; estas investigaciones han demostrado el nivel significativo del control de la locomoción mediada a nivel de la médula espinal. (59, 60,61)

Diversos estudios y autores han mostrado la aparición de automatismos locomotores medulares tanto en lesiones completas como en incompletas con la aplicación de los estímulos aferentes adecuados (61-63) de la misma forma que se había estudiado previamente en cuadrúpedos.

Un estudio realizado por M. Aicobendas-maestro y cols (64) en el Hospital Nacional de Paraplégicos, en el que se

realizó un programa de entrenamiento de la marcha de corta duración a diez individuos con Lesión Medular Incompleta, evidenció la existencia de automatismos locomotores espinales mediante la elevación de la línea de biofeedback, en relación inversa con la cantidad de soporte de la carga de los pacientes. Estos resultados son comparables a los obtenidos por Dietz et al(65), que ponen de manifiesto la activación de GCP locomotoras mediante la aparición de un aumento en la actividad electromiográfica de los MMII, tanto en lesiones completas como en incompletas. Además, el incremento de la actividad electromiográfica guardaba una proporción lineal con la disminución de la descarga del peso corporal. Este sistema de tratamiento es capaz de conseguir una respuesta de marcha automática, y se obtiene, además, una mejor verticalización axial, una disociación óptima tronco-extremidades y se evita la recurvatura de las rodillas en carga.

Tradicionalmente el entrenamiento para estimular un patrón automático de marcha se cimienta en el empleo de una Banda Sin Fin junto con un sistema de Soporte Parcial del Peso Corporal dando asistencia manual al paciente mientras intenta caminar en la caminadora, aplicando los principios de entrenamiento antes mencionados y teniendo en cuenta que es imprescindible el contacto del pie con el suelo para desencadenar el reflejo y que es preciso haber superado ya la fase de choque medular, puesto que cierto grado de hiperreflexia podría facilitar estos automatismos, aunque grados graves de espasticidad bloquearían la respuesta motora(66)

Los resultados indican que la velocidad de la marcha durante la ambulación con Soporte Parcial del Peso Corporal (SPP) se incrementa en un promedio de 70% comparado con la velocidad de marcha con soporte completo del peso por el propio paciente, de hecho los pacientes con Lesión Medular espásticos tienen resultados de patrones de marcha más normales durante la locomoción con SPP. Conforme el SPP del paciente se va disminuyendo lentamente, las demandas de control postural y equilibrio se incrementan, por lo tanto el SPP en el entrenamiento de la ambulación es una forma de dirigir la postura, el equilibrio y la coordinación en un ambiente seguro, eficiente y bien orientado.

Este tipo de adiestramiento, utilizando la Banda Sinfín logra una mejoría significativa en el uso de los miembros inferiores (MMII) y, consecuentemente, en la capacidad de marcha, de esta manera, se puede conseguir aumento en la velocidad, mayor resistencia, mejora en el estilo de marcha y disminución de la necesidad de medicación antiespástica (67,68,69) La espasticidad ha sido la variable

que ha presentado mayor modificación en estos estudios. La importante disminución objetivada puede deberse al efecto de la movilización, a la ritmicidad del movimiento y al trabajo agonista-antagonista conseguido como respuesta automática, que desbloquea los patrones de contracción característicos de la reorganización interneuronal en el segmento medular dañado.

Edgerton et al (70) comprobaron estos datos electromiográficamente, y fue uno de sus hallazgos más importantes la aparición de actividad electromiográfica en la musculatura flexora de la extremidad en la fase de balanceo, como respuesta a la carga en la extremidad contralateral. La disminución del tono muscular debida al descenso de la espasticidad permite utilizar de forma más efectiva los restos motores en los Lesionados Medulares Incompletos y facilita, así mismo, la realización de las actividades de la vida diaria (AVD) básicas. Se destaca que el efecto antiespástico ha sido de mayor duración que el que se consigue con los tratamientos físicos habituales. Además, si se compara con el tratamiento convencional en barras paralelas, se obtienen mejores resultados tanto en pacientes agudos como en crónicos, que, conjuntamente, se mantienen fuera del sistema y perduran en el tiempo.

Por otro lado, un ensayo clínico aleatorizado multilocalizado realizado por Van Hedel, en pacientes en estadio agudo de automatismo medular en seis clínicas asociadas: Hospital de Rehabilitación Magee (Filadelfia, Pa), Centro Sheperd (Atlanta, Ga), Universidad Estatal de Ohio (Columbus, Ohio), Hospital de Rehabilitación Rancho los Amigos (Los Ángeles, Ca), Universidad McGill/ Instituto de Readaptación de Montreal (Montreal, Québec, Canadá) y Hospital de Rehabilitación de la Universidad de Ottawa (Ottawa, Ontario, Canadá), en el que se manejó este tratamiento para realizar el análisis de la marcha en pacientes clasificados como C en la escala ASIA, se demostró que ganaron nuevamente habilidad de marcha independiente y alcanzaron velocidades de 1.0m/s, acercándose a valores normales. El ensayo fue realizado en respuesta a una búsqueda de aplicaciones del National Institutes of Health, para iniciar un ensayo de eficacia clínica en entrenamiento de deambulación con soporte de peso corporal después de una lesión incompleta de medula espinal. Así mismo se ha reportado gran mejoría en otros aspectos fundamentales para los pacientes como lo son: independencia funcional, traslados, transferencias, estado de ánimo, vida sexual, familiar, social y laboral. Según Ferris et al el estudio más extenso publicado hasta la fecha encontró que el 80% de pacientes en silla de ruedas con Lesión Medular crónica incompleta ganó capacidad funcional al caminar después del entrenamiento.

En los programas de mayor duración, como el de Dietz et al las mejorías funcionales no sólo pueden deberse a la actuación de los automatismos medulares y la disminución de la espasticidad, sino que la potenciación muscular conseguida durante el entrenamiento, desempeña un papel muy importante en los individuos con lesiones medulares incompletas. A esta conclusión llegan también Colombo et al (71) en estudios recientes.

Como tal, autores del entrenamiento de marcha con SPP sobre una Banda Sin Fin recomiendan que ciertas "reglas de la locomoción espinal" se sigan para maximizar la recuperación neurológica. Algunas de estas reglas incluyen asegurar la extensión de cadera al final de la fase de apoyo, peso adecuado en el miembro de apoyo, y cambiar el peso lateral durante la fase de doble apoyo. La carga o la entrada aferente empalme-relacionada con la cadera parece ser de importancia crucial para la generación de un patrón locomotor y la eficacia del entrenamiento. Sin embargo, se necesita una crítica combinación de señales aferentes que es necesaria para generar un patrón locomotor después de Lesión Medular Severa. Movilidad de individuos después de un SCI pueda ser mejorado mediante la ventaja de la plasticidad del sistema nervioso central y se puede mantener con actividad locomotora persistente. Sin embargo, no hay acuerdo universal en los parámetros ideales del entrenamiento con SPP en Banda Sin Fin (72). Por ejemplo, la velocidad de la Banda Sin Fin, la frecuencia de la marcha, el nivel de ayuda del peso corpóreo, y la cantidad de asistencia son parámetros que pueden variar enormemente entre terapeutas o centros asistenciales. Por tal motivo, es poco realista contar con que todos los ensayos clínicos sobre el entrenamiento en Banda Sin Fin con Soporte De Peso Corpóreo produzcan resultados similares.

Por tal razón, recientemente, se han desarrollado adelantos tecnológicos sobre la técnica que incluyen el entrenamiento sobre la Banda Sin Fin asociado al arnés para el Soporte Del Peso Corporal y un sistema electromecánico que moviliza las caderas y rodillas y evita la flexión plantar del pie mediante cinchas antiequino.

El control y la coordinación de la Banda Sin Fin con el movimiento de las órtesis se lleva a cabo mediante un sistema informático, por el cual se ajusta la longitud del paso, los arcos articulares de las caderas y las rodillas y la velocidad de la marcha. Así, el movimiento de cada extremidad inferior, dirigido por las órtesis se refleja en un gráfico, de forma lineal, en la pantalla de *biofeedback*, y la intervención muscular del paciente hace ascender dicha línea. La descarga del peso corporal se lleva a cabo mediante las cargas estáticas del sistema, mientras que las

cargas dinámicas permiten el ascenso y descenso del centro de masas durante la marcha, por supuesto, este sistema consta de dispositivos de seguridad para conseguir una parada de emergencia.

Colombo et al y Hesse (74) concluyeron que la activación de los centros medulares se obtiene de la misma forma mediante la asistencia manual de la marcha sobre la Banda Sin Fin que mediante asistencia mecánica o robotizada, y que la incorporación de sistemas electromecánicos aportaba como ventajas una mayor simetría del paso, optimización biomecánica, mejores estímulos propioceptivos, menos fatiga del terapeuta (el cual en la asistencia manual tiene altos requerimientos de trabajo) y sesiones de mayor duración y velocidad.

Además los principios de entrenamiento son mucho más efectivos con asistencia robótica que con manual, pues en la última dos o más terapeutas se requieren para asistir el movimiento de la pierna y estabilizar el tronco; asimismo, la cantidad de entrenamiento es limitada a menudo por la resistencia de los entrenadores, no por la resistencia del paciente, de tal forma, ambos factores contribuyen a que la práctica (1° principio) sea menor; la especificidad se trata visiblemente cuando en los protocolos se incluye tareas locomotoras tales como comenzar, parar, dar vuelta, y evitar obstáculos, el tercer principio, esfuerzo, depende por lo menos parcialmente de los parámetros elegidos según por el terapeuta de acuerdo con la evaluación de cada paciente.

Otro aspecto sustancial es que los participantes han demostrado mayor reclutamiento neuromuscular durante este tipo de entrenamiento (74,75) Dos parámetros importantes que alteran el reclutamiento neuromuscular son: el nivel de ayuda del peso corporal y la velocidad de la Banda Sin Fin (76) Un tercer parámetro que ha sido polémico es la cantidad de ayuda manual. Para los pacientes lesionados medulares incompletos y limitada capacidad de marcha, algunos clínicos creen que es mejor dejar al paciente caminar en la Banda Sin Fin totalmente bajo su esfuerzo. La razón es que la asistencia puede ser perjudicial para el reclutamiento neuromuscular, y así también para la plasticidad, porque promueve pasividad en el paciente. Sin embargo, recientes estudios indican que estos pacientes no demuestran disminución de la activación muscular cuando se les proporciona asistencia al caminar sobre la Banda Sin Fin (77)

En fin, la meta final de la asistencia electromecánica es aumentar la capacidad funcional del paciente cuando no esté usando las órtesis que debe accionar durante el entrenamiento, sin embargo, para el éxito de esta rehabilitación

las ayudas (órtesis), deben ser accionadas de modo que promuevan dinámicas apropiadas del paso.

Afortunadamente, la tecnología robótica viene avanzando grandemente en los últimos 20 años y alrededor del mundo se vienen desarrollando numerosas investigaciones al respecto: las primeras órtesis de asistencia robótica datan de mediados de los años setenta (78-81) creadas por Miomir Vukobratovic en Yugoslavia, posteriormente, en 1981 Ali Seireg (82) de la universidad de Wisconsin informa el desarrolló una órtesis hidráulica, más recientemente, se desarrollaron por Ruthenberg et al (83). en la Universidad Tecnológica de Michigan y Belforte et al.(84) en Italia sus versiones de órtesis accionadas sin alcanzar importancia a gran escala.

Dos compañías han logrado resultados destacados: Hocoma Medical Engineering, Inc. en Zurich, Suiza con la invención del Lokomat®, el cual consiste en un sistema robótico independiente de miembros inferiores que se une al sistema de Banda Sin Fin y Soporte de Peso Corporal (85). Las piernas del paciente se atan con correas en un marco de aluminio ajustable que proporciona ayuda accionando la cadera y rodilla mientras que los pacientes dan pasos en la Banda Sin Fin. Un terapeuta puede supervisar el sistema y ajustar la asistencia si es necesario. La otra compañía es Reha-Stim, de Berlín, Alemania con el desarrollo del Mechanized Gait Trainer (86) que usa una manivela y un sistema de mecedora en la marcha, proporcionando movimientos de la extremidad similares a los que ocurren en la Banda Sin Fin. Los resultados con este dispositivo indican que es por lo menos tan acertado como la Banda Sin Fin con Soporte Del Peso Corporal asistido manualmente en la rehabilitación de la marcha después de un ECV (87)

Se debe aclarar que aunque estos dispositivos robóticos tratan la desventaja de los grandes requerimientos de trabajo del terapeuta, probablemente no son la solución universal para todos los pacientes pues no permiten a los usuarios practicar tareas importantes como caminar sobre el suelo, girar, o evitar obstáculos, así que el camino de investigación aun empieza.

Otros laboratorios que en la actualidad se concentran en este tipo de tecnología son Biomechatronics Laboratory, MIT Media Laboratory (88), y Cybernics en la universidad de Tsukuba en Japón que ha desarrollado una órtesis accionada electromecánica llamada HAL y que al parecer ofrece ventajas de gran valor pues la cantidad de asistencia que se brinda al paciente es de acuerdo con la información que reciben los sensores sobre la cantidad de fuerza y amplitud articular activa (89-91).

Por otra parte, Felici et al (92) asociaron el uso de reciprocadores como órtesis de marcha y cuantificaron el gasto energético mediante el consumo de oxígeno concluyendo que este tipo de entrenamiento mejora a corto plazo la eficacia de la marcha y, a largo plazo, además, el estado físico general del paciente.

En los últimos años se ha difundido por el mundo el uso de este entrenamiento terapéutico para la rehabilitación de diferentes enfermedades neurológicas, por ejemplo: muchos especialistas en rehabilitación han reportado el empleo del entrenamiento con la Banda Sin Fin para tratar pacientes con accidente cerebro vascular (ACV), con buenos resultados. MacKay-Lyons y Makrides (93),

Otra enfermedad neurológica donde aparecen reportes, para la rehabilitación de la marcha con la combinación de la Banda Sin Fin mas Soporte Parcial De Peso Corporal, es la Enfermedad de Parkinson (94,95). También, aparecen reportes, en los últimos 5 años, de su uso en otras enfermedades neurológicas como las Ataxias por Traumas Cráneo Encefálicos (96), Ataxia Cerebelosa (97), Ataxia de Friedreich (98) y Atrofia Olivopontocerebelosa (99) entre otras.

Un estudio realizado por Coralina Martínez et al lo confirma, en él se estudiaron 6 pacientes portadores de enfermedades neurológicas con imposibilidad de realizar la marcha funcional, o incapacitados para caminar. De los cuales, 2 pacientes eran portadores de Esclerosis Múltiple, 2 pacientes portadores de ACV y 2 pacientes portadores de Lesión Medular Espinal baja que usaban órtesis, y se demostró que pueden ser beneficiados con esta tecnología para reinstaurar los patrones de marcha en un corto período de tiempo.

De acuerdo a estos estudios revisados anteriormente se piensa que la Banda Sin Fin mas Soporte Parcial de Peso Corporal, puede ser considerada una intervención segura y practica, para ser aplicada en el estadio de automatismo de la lesión durante la rehabilitación de personas con lesión medular ; debido a la alta prevalencia de personas con este tipo de lesión es necesario que los profesionales encargados de la rehabilitación estén a la vanguardia, en cuanto a la implementación de adecuadas estrategias de intervención para mejorar en la mayor medida posible la calidad de vida de los pacientes.

CONCLUSIÓN

La revisión literaria encontrada por el grupo investigador sobre el entrenamiento de marcha en banda sin fin más soporte parcial de peso corporal arrojó como resultado

una gran cantidad de artículos científicos sobre la técnica, los cuales a pesar de referirse a un tema específico se concentran en objetivos diferentes, de esta forma se consiguió evidencia suficiente que demuestra que efectivamente la técnica logra recuperar la habilidad de marcha en animales con lesión medular; en lo referente a humanos con lesión de médula espinal existe un buen número de artículos cuyos resultados son muy prometedores para la recuperación de pacientes que padecen la lesión, pero la mayoría de ellos no cuentan con una población representativa, por lo tanto se hace necesario la elaboración de nuevos estudios. También se ha demostrado la existencia de centros generadores de patrones de marcha en la médula espinal lo cual constituye la base fisiológica de la técnica, además se puede advertir que artículos actuales ya no se concentran en probar la eficacia de la técnica sino en conseguir adelantos al respecto, por lo tanto el desarrollo alcanzado en el equipo de entrenamiento hizo que se pasara de manipulación manual del paciente al manejo robótico que al parecer logra mejores resultados, además contribuye a disminuir los sesgos entre las investigaciones, al tiempo que se consolida este tipo de entrenamiento. Finalmente el grupo considera que la rehabilitación de la marcha en banda sin fin más soporte parcial de peso es una excelente alternativa de entrenamiento que sería de gran ayuda para el amplio número de pacientes con alteración de la marcha que se encuentran en este país, y aún mejor si se aprovechara el potencial humano de la ingeniería local para la fabricación de estos instrumentos.

BIBLIOGRAFÍA

1. **Rodríguez MA, Berroa A, Martínez HC, Torres J, González Y, Sentmanat A.** Estudio preliminar para la introducción de la banda sin fin y el equipo para el soporte de peso corporal en el sistema de neurorehabilitación multifactorial intensiva. Presentación de casos. *Revista Digital*. Buenos Aires. 67(9) Diciembre 2003
2. **Eastwood E., Hagglund K., Ragnarsson K., Gordon W., Marino R.** Medical Rehabilitation Length Of Stay And Outcomes For Persons With Traumatic Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil*; 1999; 80(11): 1457-1463-1990-1997.
3. **McKinley, W. O., Jackson, A. B., Cardenas, D. D., & DeVivo, M, J.** Longterm medical complications after traumatic spinal cord injury: a regional model systems analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(11): 1402-1410.
4. **Jiménez BL., Serrano AT., Enríquez M.** Evaluación de la calidad de vida en lesionados medulares. *Acta Ortopédica Mexicana*. 2004; 18(2): 54-60.
5. **Pérez ZR, Granados SJC, León HSR, del Campo ASM.** Reeduación de la marcha y mejoría funcional con soporte parcial de peso en pacientes con lesión medular incompleta. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación* 2005; 17:111-118
6. **Barnés JA, Bender del Busto JE, Araujo F, Zamora F, Hernández E, Rodríguez ML.** Lesión medular traumática. *Revista Mexicana Neurociencia* 2003. 4(1):21-25 .
7. **Nene AV, Hermens HJ, Zilvold G.** Paraplegic locomotion: a review. *Spinal cord* 1996. 34:507-524.
8. **Kirshblum S.** Rehabilitation of spinal cord injury in spinal cord medicine. Philadelphia. 2001. Pag 275-298.
9. **H. Cheng, Y. Cao, L. Olson.** Spinal cord repair in adult paraplegic rats: partial restoration of hind limb function. *Science*. 1996; 273:510-513.
10. **Bregman BS, Kunkel-Bagden E, Schnell L, Dai HN.** Recovery from spinal cord injury mediated by antibodies to neurite growth inhibitors. *Nature*. 1995; 378:498-501.
11. **Chau C.** Effects of intrathecal $\alpha 1$ and $\alpha 2$ noradrenergic agonists and norepinephrine on locomotion in chronic spinal cats. *Neurophysiology*. 1998; 79: 2941-2963.
12. **Chau C, Barbeau H, Rossignol S.** Early locomotor training with clonidine in spinal cats. *Neurophysiology*. 1998; 79:392-409.
13. **Barbeau H, Julien C, Rossignol S.** The effects of clonidine and yohimbine on locomotion and cutaneous reflexes in the adult chronic spinal cat. *Brain Res*. 1987; 437:83-96.
14. **Robinson GA, Goldberger ME.** The development and recovery of motor function in spinal cats: pharmacological enhancement of recovery. *Exp Brain Res*. 1986; 62: 387-400.
15. **Hart BL.** Facilitation by strychnine of reflex walking in spinal dogs. *Physiol Behav*. 1971; 6:627-628.
16. **Zhang AA, Nishizono H, de Leon RD.** Cinematographic analysis of hindlimb modulated by quipazine and strychnine in adult spinal rat. *Neurotrauma*. 1994; 1:132.
17. **Miya D, Giszter S, Mori F, Adipudi V, Tessler A.** Fetal transplants alter the development of function after spinal cord transection in newborn rats. *Neuroscience*. 1997; 17:4856-4872.
18. **Finch L, Barbeau H.** Hemiplegic gait: new treatment strategies. *Physiotherapy Canada*. 1986. Vol. 38: 36-41.
19. **De Leon RD, Roy RR, Edgerton VR.** In the recovery of stepping following spinal cord injury mediated by modifying existing neural pathways or by generating new pathways? A perspective. *Physical Therapy*. 2001; 81(12).

20. **Visintin M, Barbeau H.** The effects of body weight support on the locomotor pattern of spastic paretic patients. *Can J Neurol Sci.* 1989; 16:915-325.
21. **Richards CL.** Gait velocity as an outcome measure of locomotor recovery after stroke. Theory and Applications. St Louis-Mosby. 1995. Pag 355-364.
22. **Colombo G.** Driven gait orthosis for improving of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord.* (39):252-255. 2001
23. **Behrman A, Harkema S.** Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Physical Therapy* 1991; 80 (7):688-700.
24. **Gardner MB, Holden MK, Leikaukas JM.** Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury: a single subject experimental design. *Physical Therapy* 1998; 78(4):361-374.
25. **Barbeau H, Ladouceur M, Norman K.** Walking After Spinal Cord Injury: Evaluation, Treatment, and Functional Recovery. *Arch Physical Medicine Rehabilitation* 1999; 80(2):225-235.
26. **Trueblood P.** Partial body weight treadmill training in persons with chronic stroke. *Neurology Rehabilitation* 2001; 16: 141-153.
27. **Schmidt Ra, Lee TD.** Motor control and learning: a behavioral emphasis. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 1999.
28. **Henry FM.** Specificity vs. Generality in learning motor skill. In: brown rc, kenyon gs, eds. Classical studies on physical activity. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1968:331- 340.
29. **Alain Kaelin-Lang, Lumy Sawaki and Leonardo G. Cohen.** Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory. *Neurophysiology.* 2005; 93(2):1099-1103.
30. **Karamehmetoğlu SS, Nas K, Karacan I, Sarac AJ, Koyuncu H, Ataoğlu S, Erdoğan F.** Traumatic spinal cord injuries in southeast turkey; an epidemiological study. *Spinal Cord.* 1997; 35(8):531-533
31. **Sawicki, G.S. Gordon, K.E. Ferris, D.P.** Powered Lower Limb Orthoses For Gait Rehabilitation. *Top Spinal Cord Injury Rehabilitation* 2005; 11(2):34-49
32. **Miller EW, Quinn ME, Gawlik Seddon P.** Body Weight Support Treadmill and Overground Ambulation Training for Two Patients with Chronic Disability Secondary to Stroke. *Physical Medical Rehabilitation* 2002; 82(1): 53-61
33. **Grasso R, Ivanenko YP, Zago M, et al** Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. *Brain.* 2004; 127(5):1019-1034.
34. **Edgerton VR, Roy RR, de Leon RD.** Neural Darwinism in the mammalian spinal cord. In: spinal cord plasticity: alterations in reflex function. Boston: Kluwer Academic Publishers; 2001:185-206.
35. **Basso DM.** Neuroanatomical substrates of functional recovery after experimental spinal cord injury: implications of basic science research for human spinal cord injury. *Physical Therapy.* 2000, (80):808-817.
36. **Edgerton VR, De Leon Rd, Tillakaratne N, et al.** Use-dependent plasticity in spinal stepping and standing. In: Advances in Neurology, edited by Seil FJ. Philadelphia, PA: Lippincott-Raven, 1997, 233-247.
37. **De Leon RD, Hodgson JA, Roy RR, Edgerton VR.** Retention of hind-limb stepping ability in adult spinal cats after cessation of step training. *J Neurophysiology* 1999; 81:85-94.
38. **Dietz V, Harkema SJ.** Locomotor activity in spinal cord-injured persons. *Appl Physiology.* 2004; 96(5):1954-1960.
39. **Protas EJ, Holmes SA, Qureshy H, Johnson A, Lee D,** Supported Treadmill Ambulation Training After Spinal Cord Injury: A Pilot Study. *Physical Medical Rehabilitation* 1999; 82(16):835-831.
40. **Field-Fote EC, Fluet GG, Schafer SD, Schneider EM.** The spinal cord injury functional ambulation inventory (sci-fai). *Rehabilitation Medicine* 2001; 33:177-181
41. **Barbeau H, Rossignol, S.** Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cats. *Brain Res.* 1987; 412: 84 -95.
42. **Patel UK, Dobkin BH, Edgerton VR, et al.** The response of neural locomotor circuits to changes in gait velocity [abstract]. *Soc Neurosci.* 1998; 24:2104.
43. **Edgerton VR, Roy RR, Hodgson JA, et al.** Potential of adult mammalian lumbosacral spinal cord to execute and acquire improved locomotion in the absence of supraspinal input. *J Neurotrauma.* 1992; 9(suppl 1):S119-S128.
44. **Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, Requejo PS, et al.** Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *Neurophysiology.* 1997; 77(2):797-811.
45. **Roy RR, Hodgson JA, Edgerton VR, et al.** Coordination of motor pools controlling the ankle musculature in adult spinal cats during treadmill walking. *Brain Res.* 1991; 555:202-214.
46. **Conway BA, Hultborn H, Kiehn O.** Proprioceptive input resets central locomotor rhythm in the spinal cat. *Exp Brain Res.* 1987; 68: 643-656.
47. **Andersson, O, Grillner S.** Peripheral control of the cat's step cycle. II. Entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during "fictive locomotion". *Acta Physiol. Scand.*, 1983; 118: 229-239.

48. **Grillner S, Rossignol S.** on the initiation of the swing phase of locomotion in chronic spinal cats. *Brain Res.* 1978; 146:269–277.
49. **Lovely RG, Gregor RI, Roy RR, Edgerton VR.** Weight-bearing hindlimb stepping in treadmill-exercised adult spinal cats. *Brain Res.* 1990; 514:206–218.
50. **Duysens J, Pearson KG.** Inhibition of flexor burst generation by loading ankle extensor muscles in walking cats. *Brain Res.* 1980; 187: 321–332.
51. **Pearson KG, Duysens J.** function of segmental reflexes in the control of stepping in cockroaches and cats. In: herman r, grillner s, stein psg, stuart dg, Eds. *Neural Control of Locomotion.* New York, NY: Plenum Press; 1976:510–537.
52. **Berger W, Dietz V, Quintern J.** corrective reactions to stumbling in man: neuronal co-ordination of bilateral leg muscle activity during gait. *J Physiol (Lond).* 1984; 357:109–125.
53. **Burke D, Dickson HG, Skuse NF.** Task-dependent changes in the responses to low-threshold cutaneous afferent volleys in the human lower limb. *J Physiol (Lond).* 1991; 432:445–458.
54. **Andersson O, Grillner S, Lindquist M, Zomlefer M.** peripheral control of the spinal pattern generators for locomotion in cat. *Brain Res.* 1978; 150:625–630.
55. **Aniss AM, Gandevia SC, Burke D.** reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. *J Neurophysiol.* 1992; 67:1375–1384.
56. **Duysens J.** reflex control of locomotion as revealed by stimulation of cutaneous afferents in spontaneously walking pre-mammillary cats. *J Neurophysiol.* 1977; 40:737–751.
57. **Lovely RG, Gregor RG, Roy RR, Edgerton VR.** Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. *Exp Neurol.* 1986; 92:421–435.
58. **De Leon RD, Hodgson JA, Roy RR, Edgerton VR.** Locomotor capacity attributable to step training versus spontaneous recovery after spinalization in adult cats. *J Neurophysiol.* 1998; 79:1329–1340.
59. **Grillner S.** control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish. In: *Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control.* Bethesda, MD: Am. Physiol. Soc., 1981, 2(1):1179–1236
60. **Grillner S, Deliagina T, Ekeberg O, El Manira A, Hill RH, Lansner A, et al.** neural networks that coordinate locomotion and body orientation in lamprey. *Trends Neurosci* 18: 270–279, 1995.
61. **Marder E.** from biophysics to models of network function. *Annu Rev Neurosci* 21: 25–45, 1998.
62. **Dietz V, Wirz M, Jensen L.** locomotion in patients with spinal cord injuries. *Physical Therapy.* 77:508–516.1997
63. **Wernin A, Müller S, Nanassy A, Cagol E.** therapy based on rules of spinal locomotion is effective in spinal cord injured persons. *J Neurosci;* 7:823–829 Europe. 1995.
64. **Valdizán V, Alcobendas M, López E, Esclarín A.** entrenamiento de la marcha en lesiones medulares incompletas con soporte del peso corporal. *Revista de Neurología;* 39(5):406–410. 2004
65. **Dietz V, Wirz M, Curt A, Colombo G.** locomotor pattern in paraplegic patients: training effects and recovery of spinal cord function. *Spinal Cord.* 36:380–90. 1998
66. **Werning, A., Muller, S.** locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. *Paraplegia;* 30:229–38. 1992.
67. **Werning, A.** Maintenance of locomotor abilities following laufband (banda sin fin) therapy in para- and tetraplegic persons: follow-up studies. *Spinal Cord;* 36:744–9. 1998.
68. **Behrman A, Harkema J.** locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Physical therapy.* 80(7):668–698. July 2000
69. **Wernig A.** Laufband (Treadmill) Therapy in Incomplete Paraplejía and Tetraplegia. *Neurotrauma.* 1999;16 (8):719–726
70. **Edgerton VR, Ray D, de Leon, Harkema SJ, Hodgson JA, London N, Reinkensmeyer D, et al.** Retraining The Injured Spinal Cord. *J Physiology;* 53:15–22. 2001.
71. **Colombo G, Wirz M, Dietz V.** Driven gait orthosis for improving of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord;* 39:252–5. 2001
72. **Hidler JM.** Guest editorial: what is next for locomotor-based studies? *J Rehabil Res Dev.* 2005; 42(1):11–14.
73. **Hesse S.** Locomotor therapy in neurorehabilitation. *Neuro Rehabilitation.* 2001; 16:133–9.
74. **Lünenburger L, Bolliger, Czell D, Müller R, Dietz V.** Modulation of locomotor-like emg activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *Neurology Rehabilitation.* 1995; 9:183–190
75. **Dietz V, Müller R, Colombo G.** Locomotor Activity in Spinal Man. *Lancet.* 1994; 344:1260–1263.
76. **Beres-Jones Janell A., Harkema Susan J.** The human spinal cord interprets velocity-dependent afferent input during stepping. *Brain.* 2004; 127:2232–2246.
77. **Domingo A, Sawicki GS, Ferris DP.** Muscle activation during manually assisted treadmill training after incomplete spinal cord injury. Paper presented at: In-

- ternational Society of Biomechanics/American Society of Biomechanics; 2005; Cleveland, Ohio.
78. **Vukobratovic M, Borovac B, Surla D, Stokic D.** Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control and Application. Springer-Verlag; Vol. 7 Berlin: 1990.
 79. **Vukobratovic M, Hristic D, Stojiljkovic Z.** Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Med Biol Eng.* 1974; 12(1):66–80.
 80. Hughes j. Powered lower limb orthotics in paraplegia. *Paraplegia.* 1972; 9:191–193.
 81. **Townsend MA, Lepofsky RJ.** Powered Walking Machine Prosthesis For Paraplegics. *Med Biol Eng.* 1976; 14(4):436–444.
 82. **Seireg, J.G. Grundman.** Design Of A Multitask Exoskeletal Walking Device For Paraplegics. In: Ghista DN, ed. *Biomechanics of Medical Devices.* New York: Marcel Dekker, Inc.; 1981 Pág.569–639
 83. **Ruthenberg BJ, Wasylewski NA, Beard JE.** An Experimental Device for Investigating the Force and Power Requirements of a Powered Gait Orthosis. *Rehabil Res Dev.* 1997; 34(2):203– 213
 84. **Belforte G; Gastaldi L; Sorli M.** Pneumatic Active Gait Orthosis. *Mechatronics.* 2001; 11(3):301–323.
 85. **Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V.** Treadmill Training Of Paraplegic Patients Using a Robotic Orthosis. *Rehabil Res Dev.* 2000; 37(6):693–700.
 86. **Hesse S, Uhlenbrock D.** A Mechanized Gait Trainer for Restoration of Gait. *Rehabil Res Dev.* 2000; 37(6):701–708.
 87. **Werner C, S. Von Frankenberg PT, Treig T, Konrad M, Hesse S.** Treadmill Training With Partial Body Weight Support and an Electromechanical Gait Trainer for Restoration of Gait in Subacute Stroke Patients: A Randomized Crossover Study. *Stroke.* 2002; 33(12):2895–2901
 88. **Herr H, Wilkenfeld A.** User-Adaptive Control of a Magnetorheological Prosthetic Knee. *Indust Robot.* 2003; 30(1):42–55
 89. **Sankai Y.** Robotic suite hal (Hybrid Assistive Limb). Accessed April 18, 2005. Available at: <http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/HAL/indexE.html>.
 90. **Kawamoto H, Sankai Y.** Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit. Paper presented at: 13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication; 2004.
 91. **Kasaoka K, Sankai Y.** Predictive Control Estimating Operator's Intention for Stepping-Up Motion by Exo-Skeleton Type Power Assist System Hal. Paper presented at: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems; 2001.
 92. **Felici F, Bernardi M, Rodio A, Marchettoni P, Castellano V, Macaluso A.** Rehabilitation of Walking For Paraplegic Patients By Means Of Treadmill. *Spinal Cord.* 1997. 35: 383-5.
 93. **M. MacKay-Lyons.** Exercise Capacity Early After Stroke. *Arch Phys Med Rehabilitation.* 2002; 83(12):1697-702.
 94. **Miyai I, Fujimoto Y, Ueda Y, Yamamoto H, Nozaki S, Saito T, et al.** Treadmill Training With Body Weight Support: It's Effect on Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabilitation* 2000;81(7):849-52.
 95. **Miyai I, Fujimoto Y, Yamamoto H, Ueda Y, Saito T, Nozaki S, et al.** Long-Term Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training in Parkinson's disease: A Randomised Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabilitation.* 2002; 83(10):1370-3.
 96. **Thomas Platz, S. Hesse, K.-H. Mauritz.** Motor rehabilitation after traumatic brain injury and stroke - advances in assessment and therapy. *Restor Neurol Neurosci.* 1999, 14(2-3):161-166. .
 97. **Stolze H, Klebe S, Petersen G, Raethjen J, Wenzelburger R, Witt K, et al.** Typical features of cerebellar ataxic gait. *J Neurology Neurosurg Psychiatry.* 73(3):310-312. Sep 2002.
 98. **Lynch DR, Gwen L, Farmer JM, Laura j. et al.** Near infrared muscle spectroscopy in patients with friedreich's ataxia. *Muscle Nerve* 2002; 25(5):629-31.
 99. **Mishina M, Senda M, Ishii K, Ohyama M, Kitamura S, Katayama Y.** Cerebellar activation during ataxic gait in olivopontocerebellar atrophy: a pet study. *Acta Neurol Scand.* ;1999 100(6):369-76.