

# Recuperación de la bipedestación y de la marcha en el paciente parapléjico

S. Boccardi, M. Ferrarin

*El problema que supone la recuperación de la marcha en un parapléjico que presenta lesiones a nivel dorsal es importante, especialmente desde que la rehabilitación precoz y los progresos de los tratamientos médicos, quirúrgicos y las técnicas rehabilitadoras ofrecen a los pacientes, incluso a los que sufren parálisis completas de las extremidades inferiores, una calidad de vida aceptable y, en ocasiones, muy buena. Sin embargo, este objetivo resulta difícil de alcanzar. Por ello, en los últimos años se han multiplicado las proposiciones que tienden a facilitar esta recuperación: aunque los resultados no sean satisfactorios por el momento, es previsible que en un futuro cercano existan soluciones eficaces en este campo.*

© 2005 Elsevier SAS. Todos los derechos reservados.

**Palabras Clave:** Paraplejía; Marcha; Ortesis; Retroalimentación; Electroestimulación funcional (FES)

## Plan

■ <b>El problema</b>	1
Beneficios de la bipedestación y de la marcha	1
■ <b>Ortesis</b>	2
Ortesis neumáticas	3
HGO (Hip Guidance Orthosis)	3
RGO (Reciprocating Gait Orthosis)	3
■ <b>Electroestimulación funcional (FES)</b>	4
Estímulos utilizados	4
Interfase estimulación-músculo	5
Elección de los músculos que se deben estimular	5
Efectos secundarios de la FES	6
Control de las secuencias de intervención muscular	7
Orientaciones actuales	7
■ <b>Conclusión</b>	8

## ■ El problema

La gran mayoría de los pacientes parapléjicos son jóvenes: un estudio de calidad situó la media de edad en 29,7 años, con una mediana de 25,6 y un promedio de 19 [63]. En esta población, la libertad de movimiento constituye un elemento básico para la inserción en el mundo laboral, deportivo o de ocio. Es evidente que tanto el perfeccionamiento de las sillas de ruedas como el entrenamiento para manejarlas y la eliminación de numerosos obstáculos arquitectónicos (aunque, por desgracia, éste sigue siendo parcial hoy en día) han cumplido una parte esencial en el grado de calidad de vida de los parapléjicos en los últimos años; este nivel de vida no es comparable al que presentaban los pacientes hace algunas décadas, cuando eran marginados en instituciones para enfermos crónicos durante el

resto de su vida, a menudo acortada por la aparición de complicaciones inevitables o, en todo caso, no evitadas: escaras, osteomielitis, insuficiencias renales, etc.

Aun así, ningún medio de locomoción ha conseguido alcanzar las características de la marcha humana en términos de flexibilidad, adaptación a situaciones como subir o bajar escaleras, desplazamientos sobre terrenos irregulares o en lugares estrechos, o trabajos en puestos de dimensiones reducidas. El primer vehículo utilizado por el hombre en la luna no tenía ruedas, sino patas.

Las repercusiones psicológicas asociadas a la «anormalidad» de que el paciente se encuentre en silla de ruedas suelen ser muy graves, sobre todo si es joven. A ellas se suma la negatividad ante la propia imagen, que induce problemas profundos, y a veces irreparables, en las relaciones sociales.

## Beneficios de la bipedestación y de la marcha

Además de su significación funcional y psicológica, la bipedestación y la marcha pueden representar para el parapléjico una fuente de considerables beneficios. La bipedestación influye positivamente en muchas funciones generales.

La carga es esencial para conservar un alto contenido cálcico en los huesos y, a la vez, para prevenir posibles fracturas en el parapléjico.

La bipedestación activa también la circulación, tanto en su componente cardíaco como en el periférico, especialmente a nivel tisular. Aunque la función renal suele estar muy debilitada en el parapléjico debido a las constantes alteraciones vesicoesfinterianas, la bipedestación consigue un efecto protector por diferentes mecanismos. Este papel también es aplicable al tránsito

intestinal. La descarga de la región isquiática, comprimida mientras el paciente permanece en la silla de ruedas, previene la formación de graves escaras en esta zona.

Sin embargo, al contrario de lo que sucede con los pacientes poliomiélicos más graves, no resulta nada sencillo hacer andar a los pacientes parapléjicos con lesiones medulares completas. El uso de ortesis cada vez más funcionales fue impulsado tras las grandes epidemias de poliomielitis de los años 50 y 60. Estas nuevas técnicas han permitido poner en pie y hacer andar a pacientes que presentaban paraplejías más o menos completas, con déficit asociados de tronco e incluso una deformidad considerable.

No obstante, este fenómeno no se ha producido en el caso de parapléjicos con lesiones medulares. Los déficit de sensibilidad y la presencia de motilidad infralésional con el cortejo sintomático común, que incluye espasticidad, clonias y automatismos medulares, son determinantes para el tratamiento. El empleo de ortesis clásicas «largas» bilaterales y de una eventual cintura pélvica (cuando sea necesaria, pues el equilibrio del tronco se logra gracias a la extensión de las caderas y/o al apoyo de las extremidades superiores) es muy eficaz en las paraplejías puramente motoras, pero resulta insuficiente en la mayoría de los pacientes con paraplejías por lesiones medulares. La serie de Adone et al [1] incluía 46 pacientes con tratamiento ortésico, de los cuales siete usaban su ortesis todos los días y uno sólo como alternativa a la silla de ruedas. En la serie de Rancho Los Amigos, un centro con amplia experiencia en estos tratamientos, los pacientes con lesiones superiores a T11 casi no utilizan la marcha y en estos casos también se desaconseja la aplicación de cualquier maniobra.

Incluso en la mayor parte de los centros europeos, como en Alemania, Francia o Gran Bretaña, la atención se concentra en educar a los pacientes para que usen correctamente la silla. Se prescinde de las ortesis o sólo se usan de forma puntual para que los pacientes mantengan durante un corto, aunque muy útil, período diario la bipedestación. Por el contrario, en otros centros extranjeros, como los italianos, los terapeutas se empeñan más en recuperar la marcha, y la silla de ruedas sólo se acepta como único medio de locomoción en última instancia.

Sin embargo, es evidente que la marcha exige algunos requisitos indispensables: en primer lugar, una capacidad mental suficiente para asignar a la marcha un objetivo y generar las órdenes voluntarias necesarias. En segundo lugar, es necesario que existan una retroalimentación, como mínimo visual, y fuerza suficiente para mover las extremidades; por último, también son indispensables la estabilidad estática y dinámica que impedirán que el paciente caiga al suelo.

La clasificación de los niveles funcionales de la marcha fue descrita por Hoffer y perfeccionada por Garrett [27, 28]. Este último examinó la validez del paciente midiendo su grado de autonomía y determinó y reguló los criterios para evaluar los resultados. La clasificación de Garrett también puede considerarse válida en el campo en que se centra este artículo. Incluye seis niveles funcionales:

- marcha «fisiológica», como ejercicio;
- marcha «doméstica» con limitaciones;
- marcha «doméstica» sin limitaciones;
- marcha «en ciudad» con limitaciones considerables;
- marcha «en ciudad» con algunas limitaciones;
- marcha «en ciudad» sin limitaciones;

Teniendo en cuenta el esfuerzo que supone el aprendizaje y uso de la marcha, es evidente que sólo puede considerarse satisfactoria aquella que corresponda como mínimo a la quinta parte de estos niveles. La aplicación de maniobras y técnicas complejas, además de poco

económicas, para que el paciente mantenga la bipedestación unos pocos minutos es completamente inapropiada. Existen ayudas, más simples y baratas, disponibles y suficientes [6].

Considerando que los resultados obtenidos con ortesis clásicas son muy modestos, las investigaciones actuales se centran en dos direcciones: el perfeccionamiento de ortesis de nueva concepción y la electroestimulación funcional (FES).

## ■ Ortesis

Todas las ortesis destinadas al parapléjico deben incluir rodilla y articulación tibiotarsiana (según la nomenclatura actual en vigor KAFO: *knee-ankle-foot orthosis*), normalmente con una pieza de cadera (HKAFO: *hip-knee-ankle-foot orthosis*), cintura pélvica y, en ocasiones, un corsé.

Las botas inventadas por Vannini y producidas por los Talleres Ortopédicos Rizzoli, que aseguran la estabilidad de la rodilla impidiendo la caída en flexión dorsal del pie, son una excepción. La estabilidad está asegurada si es posible obtener, en las situaciones funcionales, que las fuerzas externas generen de forma continua un momento extensor a nivel de la rodilla y de la cadera. Por tanto, la ortesis resulta ineficaz en los casos de cadera o rodilla flexionada o de «espasmos» en flexión. La extremidad superior se usa con mucha frecuencia y son pocos los casos imposibles [38].

Las variantes del «gran aparato» para parapléjicos difieren sobre todo a nivel de las dos extremidades, superior e inferior, de la ortesis.

En cuanto a los pies, el debate entre partidarios de la sandalia interna al zapato y los partidarios de los montantes insertados sobre pivotes en el talón del zapato continúa hoy en día. El hecho de poder modelar el calzado directamente sobre el pie, regular la ligereza de la suela, quitar y poner la ortesis sin quitarse el calzado hacen que la segunda opción sea la favorita, salvo cuando hay que compensar disimetrías considerables. El hecho de que «no se vea» el mecanismo no puede constituir un freno plausible en un paciente con este grado de discapacidad.

La excentración de la articulación del aparato con respecto al eje de la articulación tibiotarsiana, dentro de unos límites de longitud, representa una ventaja, ya que puede actuar como freno, tanto en la flexión dorsal como en la flexión plantar del pie: en los casos en los que la distancia entre los dos ejes sea excesiva, se puede realizar un articulado a nivel de la articulación tibiotarsiana.

Existen otros motivos de discusión: ¿es preferible una articulación de cadera rígida a una articulación con determinado grado de libertad en el plano sagital o tres grados de movimiento como en las articulaciones de tipo Salera? Las discusiones también se centran en la utilidad de un apoyo isquiático y de los riesgos que supone su uso para la estabilidad de la columna vertebral y la integridad de la piel.

Sea cual sea su modo de empleo, estos aparatos se utilizan siguiendo la modalidad típica de marcha en 4 puntos denominada en «canguro», en la que las extremidades inferiores se desplazan hacia delante de forma simultánea y el cuerpo entero está sujeto por muletas. Se habla de marcha «*swing through*» si, tras el apoyo, las extremidades inferiores se sitúan en un plano anterior al de las muletas, y «*swing to*» cuando se sitúan en un plano posterior. Un estudio de Crosbie y Nicol [14] demostró que desde el punto de vista biomecánico no existen diferencias fundamentales entre las dos modalidades descritas con anterioridad, salvo la presencia de una mayor carga en las extremidades superiores, en la impulsión y en términos de fuerzas de apoyo en los miembros superiores en el caso de la marcha «*swing to*»



**Figura 1.** Ortesis HGO: Hip Guidance Orthosis (ORLAU, Oswestry).

comparada con la «*swing through*». De todas formas, el coste energético de la marcha es elevado en las dos modalidades: 5-12,8 veces más alto que para la marcha normal según Merkel et al [49].

En los últimos años, la introducción de nuevos materiales y el perfeccionamiento del diseño también han participado en el progreso de realización de las ortesis.

Las novedades más interesantes de los últimos años consisten en las ortesis neumáticas, el Parawalker y el Reciprocating Gait Orthosis (RGO) con sus variantes.

### Ortesis neumáticas

Las ortesis neumáticas fueron introducidas en Francia a principios de la década de los 70 [50] y comercializadas por una sociedad aeronáutica. Consisten en un cinturón de nailon que envuelve las extremidades inferiores y, en ocasiones, la pelvis y el tórax, y que incluye tubos verticales de goma dispuestos medialmente y lateralmente a las extremidades inferiores. Los tubos pueden inflarse con CO<sub>2</sub> que proviene de una pequeña bomba; de esta manera se vuelven rígidos. Gracias al cinturón de nailon, la compresión es uniforme y se consigue proteger al paciente de una posible hipotensión ortostática.

En un primer momento, estas ortesis fueron acogidas con gran entusiasmo, pero ya casi no se utilizan. El principal inconveniente consiste en la necesidad de inflar y desinflar los tubos cada vez que el paciente pasa de la posición sentada a la bipedestación y viceversa. Además, en los modelos que incluyen la pelvis y el tronco, la cadera está prácticamente bloqueada en extensión, por lo que la marcha se realiza «por rotaciones» y resulta antiestética e ineficaz [39].

Las ortesis neumáticas no deben utilizarse sólo para garantizar la bipedestación de manera limitada en el tiempo por las razones ya expuestas.

### HGO (Hip Guidance Orthosis)

La HGO (Fig. 1), difundida a partir de la década de 1980 [44], es una HKAFO fruto de una larga serie de investigaciones realizadas bajo la dirección de Rose, Stallard y Patrick en la unidad de investigación ORLAU de Oswestry, en Inglaterra, y continúa experimentándose en numerosos centros de rehabilitación, como por ejemplo, en Italia. La principal característica consiste en la gran rigidez del conjunto, debido a la calidad de los

materiales y a la estructura de las articulaciones, rigidez que permite un considerable ahorro de energía con respecto a las ortesis clásicas [12].

La articulación tibiotarsiana se bloquea a 90° y la rodilla lo hace en extensión. La cadera sólo permite 20° de movilidad en el plano sagital. Se coloca una correa a nivel del tronco en la zona submamaria y después un tubo rígido. Las suelas en forma de *mecedora* son exteriores al calzado: toda la extremidad inferior se coloca dentro de la ortesis, fijada rápidamente por dos correas, una por delante de la rodilla, otra por el dorso del pie bajo el tobillo, lo que permite colocarlos y soltarlos con mucha facilidad (operación «don-doff») [10].

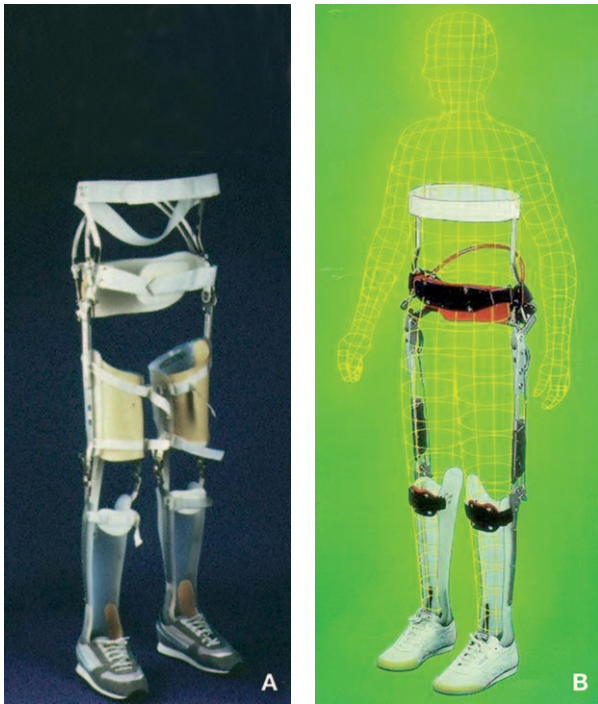
Con este sistema, es posible andar dando pasos cortos, con dos muletas y dibujando una marcha cruzada a determinada velocidad. Los mejores resultados se han obtenido en el tratamiento de los niños con espina bífida. Esta técnica es menos eficaz cuando se aplica en adultos. Los principales problemas son la elevación del centro de gravedad, que puede producir algún problema de equilibrio, así como la necesidad de realizar un mayor esfuerzo sobre las articulaciones del sistema y más fuerza al apoyar las manos [52]. Por ello, la rigidez de la estructura se ha aumentado después en las secciones más cercanas a las deformidades según estudios biomecánicos efectuados en adultos [22]. Sin embargo, no faltan trabajos dignos de fe que demuestran la superioridad del HGO frente a las ortesis utilizadas con anterioridad [61], verificados aplicando la escala de evaluación de Hoffer.

### RGO (Reciprocating Gait Orthosis)

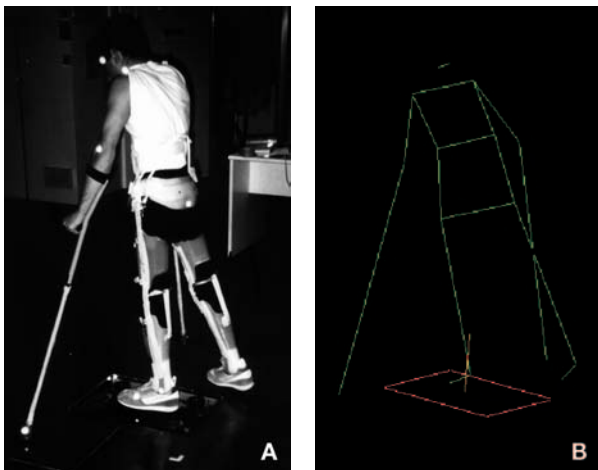
Solomonov estudió y propuso la RGO en la Universidad de Luisiana [16]. Consiste en sumar a una HKAFO clásica, con tibiotarsiana rígida y rodilla bloqueable, dos cables de Bowden en semicírculo que pasan por detrás de la pelvis y que facilitan de manera recíproca los movimientos de flexión y de extensión de las caderas. Posteriormente, también se ha propuesto el ARGO (Advanced Reciprocating Gait Orthosis): este sistema utiliza un solo cable para ejecutar la función de facilitación recíproca y posee dos pequeños pistones de aire comprimido a nivel de las articulaciones de la rodilla que se comprimen cuando el paciente pasa de la bipedestación a la posición sentada y contribuyen a la extensión cuando el paciente pasa a la bipedestación (Fig. 2). La presencia de cables hace que la bipedestación resulte desagradable con la RGO.

En Italia [43] se ha estudiado un prototipo de articulación de cadera para la RGO que incluye un mecanismo especial, además de la flexoextensión, consistente en rotaciones asociadas: las principales ventajas, relacionadas con la posibilidad de rotación transversal de la cadera, son el aumento del tamaño del paso y la reducción de la excursión vertical del centro de gravedad del cuerpo [21].

Es evidente que la RGO permite economizar una cantidad de energía considerable durante la marcha. Para comparar los resultados del HGO, del RGO y del ARGO, se realizó un estudio multicéntrico en Italia en el que participaron seis centros de rehabilitación; la evaluación de los resultados utilizó un protocolo relativamente rico, diseñado en común y que incluye los aspectos funcionales, neurofisiológicos, biomecánicos, energéticos, cardiorrespiratorios, urológicos y psicológicos [41]. Tras el análisis de los 28 pacientes incluidos (parapléjicos con lesión traumática completa entre T3 y T12) [42], se demostró que la HGO permite una velocidad de marcha inferior que el resto de los sistemas; ningún paciente consiguió subir escaleras con el HGO, mientras que 3 de 13 y 7 de 11 lo consiguieron con RGO y ARGO respectivamente. A los 6 meses, 21 de los pacientes seguían usando la ortesis, pero sólo 4 de ellos



**Figura 2.** Ortesis RGO.  
**A.** Reciprocating Gait Orthosis.  
**B.** ARGO, Advanced Reciprocating Gait Orthosis.



**Figura 3.** Paciente con lesión completa a nivel torácico que camina con ortesis de tipo RGO.  
**A.** Ejecución del análisis de la marcha.  
**B.** Reconstitución vectorial del movimiento registrado.

lo hacían fuera de casa. El análisis estadístico de los datos no ha evidenciado ninguna relación entre el abandono del sistema y las variables demográficas, clínicas, locomotoras, tipo de ortesis o centros de rehabilitación. Los autores concluyen que estos sistemas representan una variedad de ejercicio interesante más que una alternativa a la silla de ruedas [48].

Las nuevas técnicas de análisis instrumental de los laboratorios de análisis de la marcha se utilizan para evaluar la eficacia de las nuevas ortesis; asocian los datos cinemáticos producidos por los instrumentos de medida optoelectrónicos, los datos dinámicos obtenidos a partir de las plataformas de fuerza y los datos electromiográficos cinesiológicos, recibidos simultáneamente; esto permite la elaboración de numerosos parámetros de gran interés. Una evaluación multifactorial completa de este tipo ha sido desarrollada por el centro de Bioingeniería de la Fundación Don Carlo Gnocchi de Milán para evaluar el HGO y el RGO (Fig. 3) [7, 20].

En resumen, la experiencia de estos últimos años en muchos países parece sugerir que los sistemas, aunque mucho más perfeccionados, sólo representan la solución al problema de la marcha en un número muy limitado de parapléjicos completos y con lesiones situadas a niveles bajos: los principales inconvenientes son el tiempo necesario y la frecuente necesidad de ayuda para colocar las ortesis, la obligación de contar con un apoyo mediante muletas para las extremidades superiores, la lentitud al caminar, el coste energético elevado, así como la imposibilidad de desplazarse sobre un lado y de subir escaleras.

## ■ Electroestimulación funcional (FES)

Uno de los pioneros de la rehabilitación, W.T. Liberson (1961) [40], ideó e impulsó el uso de corrientes eléctricas tetanizantes para obtener contracciones en los músculos aún inervados pero que no responden a órdenes voluntarias por una lesión orgánica; al principio de la década de 1960, las utilizó para conseguir contraer los músculos flexores dorsales y pronadores del pie en pacientes incapacitados para la marcha a causa de una hemiplejía. A partir de este momento, la electroestimulación funcional (denominada universalmente de forma convencional mediante el acrónimo inglés FES por *functional electrostimulation*) comenzó a emplearse en la escuela eslovena y hoy en día se usa ampliamente para pacientes hemipléjicos en numerosos centros de rehabilitación de todo el mundo. Sin embargo, como sucede con todas las soluciones sofisticadas, enseguida han aparecido también dificultades de aplicación cotidiana en la FES para el hemipléjico y, en la actualidad, su aplicación es muy reducida. Mientras, las investigaciones intentan definir exactamente los parámetros de estimulación ideal y simplificar las máquinas para aplicarla.

En los años ochenta, las indicaciones de la FES se extendieron de forma previsible a los parapléjicos con lesiones suficientemente altas para dejar intacta la inervación de los músculos de las extremidades inferiores [25].

Los pacientes que más se benefician de este tratamiento son los parapléjicos con lesión medular comprendida entre T4 y T11. Niveles de lesión más elevados implican un mal control del tronco o de las extremidades superiores; niveles más bajos implican una parálisis periférica más o menos extensa que imposibilita una estimulación eficaz de los músculos necesarios para movilizar las extremidades. Así pues, se calcula que el porcentaje de parapléjicos que podrían beneficiarse de una FES eficaz no sobrepasa el 5-10% de todos los pacientes que presentan lesiones medulares [34, 35].

De este modo, se ha diseñado un sistema que consigue contraer músculos cuya inervación es de origen infralesional para utilizarlos con fines funcionales: en la práctica, para la bipedestación y la marcha. Las primeras investigaciones en esta dirección son estadounidenses: Cleveland, Chicago, New Orleans, aunque rápidamente les han seguido otros centros europeos: Karlsruhe, Enschede, Vienne, Lubiana.

Los principales problemas asociados a la FES en el parapléjico, en los que se concentran las investigaciones, son los tipos de estimulación y de electrodos utilizados, la colocación de los electrodos, la elección de los músculos que hay que estimular, la secuencia de contracciones musculares por realizar y, finalmente, resolver el difícil problema de mantener el equilibrio.

## Estímulos utilizados

Cualquier tren de impulsos de frecuencia superior a 20-30 Hz puede inducir la contracción tetánica de los

músculos normalmente inervados si la intensidad supera un determinado umbral. Según esta idea, la estimulación de los músculos por debajo de la lesión en los pacientes parapléjicos parece sencilla y puede realizarse con cualquiera de los numerosos aparatos del mercado que administran corrientes «neofarádicas»: para obtener una contracción tetánica, es necesario que la duración de cada uno de los impulsos sea inferior a 10 ms.

Los impulsos que más se utilizan hoy en día administran impulsos de 10-300 ms de duración y de 10-50 Hz de frecuencia [34].

No obstante, como en la mayoría de las realidades biológicas, se plantean muchos problemas. Uno de ellos es especialmente delicado: la relación entre la intensidad del estímulo y el grado de contracción muscular no es lineal. En consecuencia, modular esta intensidad resulta más difícil de lo que parece, por ejemplo, para obtener algo análogo al comportamiento de los músculos durante la marcha normal.

Otra dificultad reside en la latencia que existe entre la aplicación del estímulo y el inicio de la contracción muscular, latencia de pocas décimas de segundo: esta duración es considerable si tenemos en cuenta que la de un paso durante la marcha «normal» no supera 1 segundo.

La contracción que se obtiene tras la estimulación eléctrica se asocia a mayores fenómenos de fatiga que en la marcha fisiológica, principalmente por la inversión del orden de reclutamiento natural y por la ausencia de desactivación de las fibras musculares ya activadas [8]. Si la duración de la contracción es excesiva, no se consigue mantener un nivel de fuerza constante aunque se alternen períodos de actividad y de reposo. La fatiga puede minimizarse mediante la estimulación sucesiva de diferentes centros de un grupo muscular [56] o cambiando continuamente de postura para poder alternar las demandas de fuerza muscular [36]. Hay que tener en cuenta que la naturaleza exacta de la fatiga depende específicamente de la historia pasada del músculo y del enfermo, y que aún no existe un estudio de modulación cuantitativa aplicable a la práctica clínica.

## Interfase estimulación-músculo

En los primeros experimentos, los electrodos se colocaron bajo la piel situada por encima del músculo que había que estimular, como en la electroestimulación terapéutica, pero los efectos de este tipo de estimulación resultaron poco satisfactorios y, sobre todo, poco estables. Los principales problemas fueron las variaciones en las características de los reclutamientos de los electrodos, la insuficiente selectividad de las respuestas discretas de un músculo determinado, la imposibilidad de estimular los músculos profundos, las complicaciones creadas por las conexiones de los cables externos, las reacciones cutáneas, las dificultades para localizar exactamente los puntos por estimular, el riesgo de quemaduras cutáneas [4] y el tiempo necesario para aplicar los electrodos, aunque estén incorporados en unos elásticos reutilizables [54]. Otro problema que genera la FES es que puede inducir respuestas de tipo reflejo, por estimulación de fibras sensitivas, que pueden perturbar la respuesta motora prevista [34].

De este modo, se han realizado diferentes estudios de factibilidad para la colocación subcutánea de electrodos estimuladores, efectuada mediante aplicación directa de los electrodos en la estructura que se va a estimular y uniéndolos mediante cables a un mando externo (estimulación percutánea), o implantándolos bajo la piel del mando, regulable desde el exterior mediante impulsos de radio (acoplamiento electromagnético). En el primer caso, los inconvenientes incluyen la necesidad de reemplazar de forma periódica los electrodos, así como

la elección y el cuidado de los lugares de entrada de los cables. Sin embargo, el sistema de electrodos implantados, aunque más complejo, presenta la ventaja de tener mayor estabilidad en los electrodos; las características de reclutamiento del electrodo son también más constantes.

Los electrodos pueden localizarse a nivel de las placas motoras de los músculos que hay que estimular o directamente sobre los nervios motores [9]. Esta última disposición permite que los electrodos estén agrupados en una región limitada y relativamente accesible, reduciendo de manera sensible los riesgos de una complicación habitual de los implantes subcutáneos: la infección.

La estimulación del nervio puede obtenerse a su vez colocando los electrodos sobre la superficie externa del nervio, sobre el epineuro, o interiormente, intrafascicular. En ese caso, se asegura una mayor estabilidad de la respuesta que está relacionada con modificaciones del tejido conjuntivo, asociadas a las variaciones locales de los vasos sanguíneos y de los potenciales de membrana. La estimulación intrafascicular sólo puede estimular determinadas partes del músculo y, en teoría, seleccionar las fibras que se desean contraer: las intensidades más bajas estimulan las fibras más finas, activando así las unidades motoras más pequeñas [60, 68].

Se ha observado otro progreso: la colocación de los cuatro electrodos de 0,2 mm de diámetro posicionados en espiral alrededor del nervio reduce sensiblemente la fatigabilidad provocando una rotación de la activación de las unidades motoras [67].

La programación de una secuencia adaptada de contracciones musculares implica naturalmente un buen conocimiento de la disposición de las fibras destinadas a los diferentes músculos en el interior del nervio, así como la seguridad de que la organización anatómica del nervio es constante (ésta no siempre se mantiene).

Sin embargo, todavía no existen datos seguros con respecto a la inocuidad de una estimulación continuada y prolongada del nervio, debido a la inevitable agresión mecánica que se produce [34].

Otro problema reside en la dificultad práctica de separar, en la estimulación de los nervios mixtos, el componente motor del componente sensitivo, que puede provocar perturbaciones en la respuesta de las unidades motoras. Se han propuesto técnicas que utilizan electrodos epineurales tripolares para bloquear las estimulaciones aferentes [23] y se han iniciado experimentos de estimulación de las raíces motoras a nivel lumbar [57]. No obstante, estas innovaciones tampoco están desprovistas de dificultades técnicas a causa de la gran variabilidad en la disposición de las fibras a este nivel [34].

## Elección de los músculos que se deben estimular

El problema relacionado con la bipedestación es relativamente sencillo. Consiste en contracciones isométricas, no moduladas, que pueden afectar de forma selectiva a algunos músculos: con el apoyo de las extremidades superiores, el cuádriceps permite levantarse al paciente de la posición sentada y el mantenimiento de la bipedestación. El mayor problema consiste en la fatigabilidad.

El problema de la marcha es más complejo. Durante los primeros experimentos, sólo se estimulaba un músculo, el cuádriceps, y la articulación tibiotarsiana y la cadera se fijaban mediante una ortesis y un sistema que conseguía una posición en extensión, como en las ortesis clásicas de caderas articuladas respectivamente: la propuesta actual de Cleveland incluye la colocación de 48 electrodos estimuladores.



**Figura 4.** Sistema Parastep (Sigmedics Inc, Ohio) de electroestimulación funcional.

Para Karlsruhe [24], la estimulación de los tres glúteos, de los músculos isquiofemorales y del tensor de la fascia lata controla la cadera; la del cuádriceps controla la rodilla; la del tríceps sural y el tibial anterior, la tibiotarsiana.

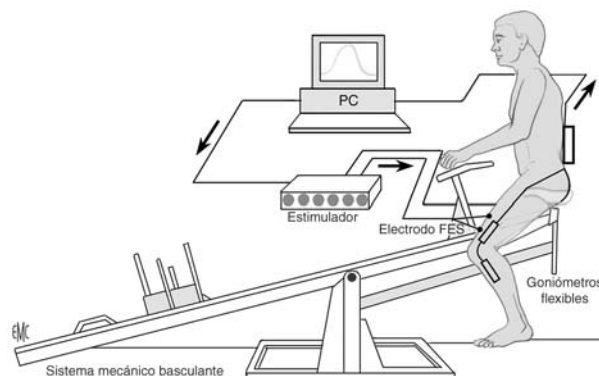
El control preciso de la articulación tibiotarsiana es especialmente difícil, por lo que a menudo se prefiere reemplazar la electroestimulación mediante una ortesis, consiguiendo así un esbozo de sistema híbrido.

Más recientemente, se ha extendido un método de estimulación basado en una propuesta de la escuela de Lubiana [37] que se centra en la fase de suspensión de la extremidad paralizada: se trata de estimular un nervio sensitivo, el safeno o el peroneo, para obtener una respuesta «nociceptiva» en flexión. La estabilidad de la extremidad apoyada se consigue mediante la estimulación simultánea del cuádriceps y de los músculos isquiofemorales tal y como se produce en la reacción de sostén positivo, avanzando la extremidad en suspensión como respuesta al estímulo nociceptivo [42].

En el caso del Parastep utilizado en Chicago [33] (Fig. 4), la estabilidad de la rodilla en bipedestación y en la fase de apoyo durante la marcha se obtiene mediante estimulación eléctrica del cuádriceps. La fase de suspensión se consigue pulsando un botón situado en la muleta que interrumpe la actividad del cuádriceps ipsilateral y estimula el nervio peroneo a través de un electrodo localizado cerca de la cabeza del peroné, lo que induce una reacción de triple flexión. Existe otra versión disponible que presenta dos canales de estimulación suplementarios y se aplica sobre los glúteos para conseguir la extensión de la cadera, o sobre los músculos paravertebrales de la región lumbar para controlar el tronco. La técnica es sencilla y relativamente barata. Sin embargo, se plantean algunos problemas: por ejemplo, no es fácil inducir una respuesta nociceptiva en flexión en todos los parapléjicos y a menudo se producen fenómenos de habituación y tolerancia [32]; además, la calidad de la marcha no es especialmente buena [47] y el coste energético asociado a la locomoción resulta muy elevado [59]. En un estudio multicéntrico realizado en Francia, de los 13 pacientes que siguieron este sistema, sólo 7 lo utilizaban 1 año después: 4 de ellos de manera regular a domicilio, 1 para obtener la bipedestación exclusivamente y los 2 restantes de forma ocasional en el centro de rehabilitación [26]. En Italia, el grupo del Centro di Neuroriabilitazione della Casa di Cura Villa Margherita di Arcugnano (Vicenza) [11] ha adquirido una experiencia considerable en la aplicación de este sistema.

## Efectos secundarios de la FES

Para que la estimulación eléctrica permita recuperar la marcha en un paciente parapléjico, es necesario que los músculos que vayan a estimularse sean capaces de



**Figura 5.** Sistema de entrenamiento para la incorporación mediante FES (Centre de Bio-ingénierie FDG - Fondation Don Carlo Gnocchi Onlus, Milan). El sistema presenta un controlador en círculo cerrado basado en los ángulos de extensión de la rodilla recogidos por goniómetros flexibles.

generar fuerza, que estén tróficos, que tengan buenas características de elasticidad, de extensibilidad, requisitos que no siempre se cumplen, sobre todo en los enfermos cuya paraplejía no es reciente. En la actualidad, se reconoce que la estimulación eléctrica puede mejorar estos parámetros; por tanto, se han definido protocolos de estimulación eléctrica, previos a cualquier tentativa de uso funcional, para acondicionar los músculos. Las técnicas de acondicionamiento difieren del resto en su frecuencia de estimulación, en la carga mecánica aplicada durante el ejercicio, en el tipo de contracción utilizada (isométrica, concéntrica, excéntrica) y en la duración y la frecuencia de las sesiones [29-31, 62, 65]. El objetivo se centra en aumentar la fuerza y la resistencia a la fatigabilidad en los músculos considerados. Se han descrito incrementos en la fuerza de hasta tres a cinco veces la situación basal [24].

Recientemente se ha desarrollado un método de entrenamiento para intentar restaurar el movimiento que se encarga de elevar el cuerpo desde la bipedestación y que asocia la estimulación de los extensores de la rodilla con el uso de un sistema mecánico basculante que permite reducir la carga gravitacional que soportan las extremidades inferiores (Fig. 5). El sistema incluye el control en tiempo real de la estimulación y se basa en comparar los movimientos de extensión de la rodilla medidos por electrogoniometría y en alcanzar el desarrollo óptimo definido desde el punto de vista biomecánico [19].

La existencia de automatismos espinales y de espasticidad es una de las principales causas de fracaso del tratamiento. Numerosos autores sostienen que la estimulación eléctrica no empeora la espasticidad, sino que en casos reducidos incluso puede mejorarla, aunque sólo sea de forma temporal [51]. Alfieri et al [2] distinguen tres formas clínicas de espasticidad en los pacientes que han sufrido lesiones medulares: una forma fundamentalmente clónica, una casi siempre tónica en extensión y una tercera caracterizada por el carácter grave e irreducible de los espasmos, que son principalmente tónicos. La FES influye de manera favorable en los dos primeros tipos, con la condición de que se apliquen dos esquemas de estimulación diferentes: en el segundo tipo, la estimulación sólo debe aplicarse a los músculos antagonistas de los músculos espásticos y no debe tocar el cuádriceps ni el tríceps crural. En el tercer tipo de espasticidad, la FES puede no influir o puede agravar el cuadro.

También se han valorado otros efectos beneficiosos secundarios, menos discutibles, de la FES en los pacientes parapléjicos: la estimulación de la circulación general y sobre todo de la local, el efecto estético conseguido

por la conservación del tropismo muscular, así como la prevención de las úlceras por decúbito, a nivel isquiático o glúteo, por ejemplo.

## Control de las secuencias de intervención muscular

Gracias al gran número de investigaciones realizadas en los últimos años en los laboratorios de análisis del movimiento de todo el mundo, se ha conseguido conocer con gran precisión las relaciones existentes entre las distintas fases cinemáticas de la marcha normal y las intervenciones de los músculos que las realizan. Sin embargo, es difícil conseguir una descripción precisa de las posiciones de los segmentos corporales y de las fuerzas musculares, ya que están implicadas en estructuras multiarticulares con amplio grado de libertad y con una considerable redundancia de activadores musculares. Desde el punto de vista teórico, es relativamente fácil realizar un programa informático con las secuencias de activación de los músculos, incluidas las modulaciones de intensidad, que reproduzca una marcha artificial aceptable, pues el esquema de la marcha presenta gran «estabilidad». No obstante, la situación se complica a causa de las variaciones antropométricas individuales, de las costumbres que precedían a la lesión y de las modificaciones inducidas por esta última. Además, es necesario ajustar las características cinemáticas a las condiciones ambientales: irregularidad del terreno, desniveles, presencia de obstáculos y velocidad.

En la marcha normal, el ajuste se consigue gracias a la continua llegada de informaciones al sistema nervioso central. Éste las utiliza para modificar «a mínima» el esquema inicial rígido seleccionando las contracciones musculares. Dicho mecanismo se enriquece a través de la experiencia individual.

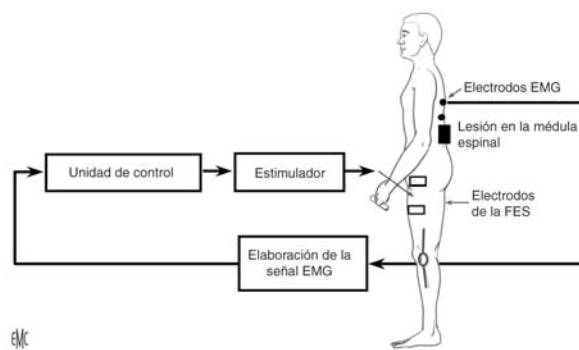
En la mayor parte de los métodos empleados hoy en día, el paciente activa directamente el programa previsto, por ejemplo al accionar uno de los interruptores de las empuñaduras de sus muletas o, si se encuentra en el laboratorio o en el gimnasio, a través de una tercera persona, normalmente el fisioterapeuta.

Se trata de un sistema de control de circuito abierto que no puede determinar respuestas suficientemente rápidas y adaptadas.

Como es natural, abundan los intentos de reproducir las retroalimentaciones que consiguen respuestas más sutiles y una marcha más fluida, con mayor estabilidad biomecánica, y que reducen de forma considerable la fatigabilidad [3, 44].

Se utilizan uno o varios receptores [13] para controlar la fuerza, la posición u otros parámetros físicos, y la energía eléctrica se libera tras un acontecimiento, como el contacto del pie o de un bastón con el suelo, o de forma continua para controlar la cantidad necesaria, por ejemplo en función de las aceleraciones de un segmento.

Algunos de estos receptores registran las variaciones de presión en la punta de dos bastones o en distintas zonas del pie apoyado. Otros utilizan la derivación de los impulsos de un nervio sensitivo cutáneo del pie como señal [55, 58]. Unos son de tipo goniométrico y emplean la angulación de la articulación de la rodilla, las velocidades angulares [3] o las aceleraciones [62] a este nivel. Otros pueden localizar los desplazamientos del centro de presión y situar el punto del suelo que corresponde al punto de origen del vector de reacción de apoyo resultante. También se han estudiado sistemas donde la intensidad de estimulación está controlada directamente por la señal electromiográfica; la señal se recoge en el músculo que va a estimularse, si éste permanece al menos parcialmente innervado o en un músculo accesorio en caso de parálisis completa (Fig. 6) [64].



**Figura 6.** Esquema de bloques de un estimulador eléctrico funcional controlado por señales electromiográficas (MeCFES) desarrollado en el Centro de Bioingeniería FDG de la Fondation Don Carlo Gnocchi Onlus de Milán.

Estos sistemas controlan tanto la duración de cada impulso como la duración total de la estimulación. Existen receptores de superficie y receptores implantados. Sin embargo, hay que reconocer que por el momento estos sistemas sólo representan tentativas que no han salido aún de los laboratorios.

## Orientaciones actuales

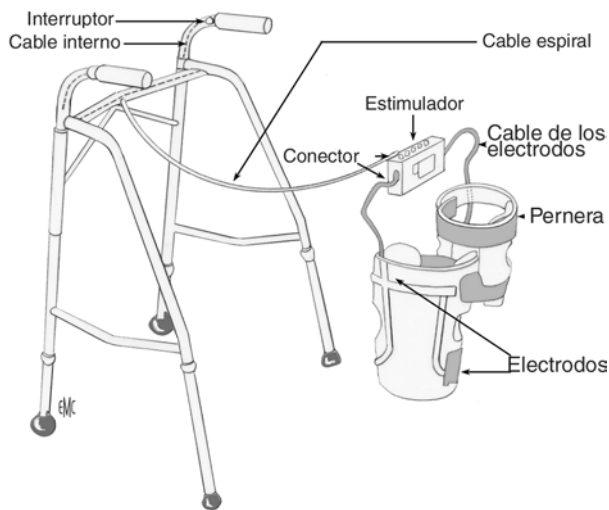
En el estado actual de las investigaciones, ni las ortesis ni la FES consiguen por sí solas obtener progresos reales en la marcha de los pacientes parapléjicos por lesiones a altos niveles medulares. La mayoría de los parapléjicos declina el uso de ortesis tras haberlas probado a causa de sus resultados limitados, su diseño antiestético y el alto coste energético. Por otro lado, los pacientes rechazan la FES debido a la complejidad para colocar los electrodos y a que no garantiza un ahorro energético suficiente. Se están realizando diversas investigaciones de sistemas híbridos que reúnan los dos tipos de soluciones.

En Oswestry, la estimulación transcutánea de los músculos glúteos en fase de apoyo reduce el 10-35% del peso que cae sobre las muletas que incluye la HGO: así, la marcha es más rápida [57]. Pero también presenta problemas asociados a las molestias provocadas por el cable que conecta el electrodo al interruptor que se sitúa en la muleta y a la colocación correcta de los electrodos [53].

En Rancho Los Amigos, se experimenta la asociación KAFO-estimulación de los flexores de la cadera al inicio de la fase de suspensión.

El grupo de Durfee de MIT de West Roxbury, Massachusetts, ha construido un prototipo de ortesis HKFO asociada a la electroestimulación funcional que se caracteriza por la presencia de frenos servoasistidos localizados en las articulaciones de la cadera y de las rodillas [30]. La ventaja de esta técnica consiste en que, en todas las fases en las que no es necesario generar potencia mecánica a las articulaciones (mantenimiento de la bipedestación, rodilla en fase de apoyo del paso, etc.), la estimulación eléctrica puede reemplazarse mediante el uso de estos frenos, reduciendo así considerablemente la fatiga muscular.

La asociación de RGO y FES, mayoritariamente del cuádriceps y de los músculos isquiofemorales del lado que se apoya en el suelo, se estudia en muchos centros, incluidos los italianos. Esta estimulación induce el avance de la extremidad opuesta mediante un mecanismo con cables. El sistema de la Universidad de Louisiana realiza la estimulación del músculo recto femoral como flexor de la cadera durante la suspensión y de los isquiofemorales para extender la cadera en la fase de apoyo (Fig. 7). La versión propuesta por Edwards [17] dispone de un mecanismo de desbloqueo



**Figura 7.** Sistema de estimulación eléctrica de los cuádriceps y de los isquiotibiales que se asocia a la ortesis RGO desarrollada en la Louisiana State University.

de la rodilla que permite flexionarla en la fase de vuelo; se obtiene mediante activación del reflejo nociceptivo al estimular el nervio peroneo. Quedan por definir el cociente riesgo-beneficio de la suma de la RGO a la FES y la aceptación por parte del usuario a largo plazo. En un estudio reciente [45], se ha observado que la incorporación de la FES a la ARGO consigue una mejor adaptación hemodinámica en términos de mayor capacidad de regulación de la frecuencia cardíaca en función de las diferentes cargas locomotoras, probablemente por aumento del retorno venoso y del volumen sistólico.

En Montreal, Barbeau et al [5] proponen un acercamiento, tras los interesantes resultados obtenidos en animales, que asocia intervención farmacológica (con sustancias que interfieren en el inicio de la marcha en las fases iniciales o en la modulación de la marcha ya estabilizada en el animal espinal, como las sustancias noradrenérgicas tipo clonidina y antagonistas de la serotonina como la ciproheptadina) con un entrenamiento de la marcha sobre una cinta basado en la sustracción del peso corporal (BWS - *body weight support*) mediante un cinturón especial. Se están realizando varios estudios para comprender mejor el papel rehabilitador de la FES. El grupo de Dietz et al de Zurich trabaja en la misma línea y ha desarrollado el sistema Lokomat, cuyo objetivo consiste en asociar a la descarga del peso corporal un entrenamiento sobre cinta guiado por una ortesis activa con capacidad para reproducir los movimientos y las sinergias locomotoras a nivel de las extremidades inferiores típicas de la marcha. De este modo, consigue favorecer la recuperación y explotar los generadores centrales espinales. Los buenos resultados obtenidos hasta la actualidad corresponden sobre todo a pacientes con lesiones espinales incompletas.

El sistema VA-CWRU, en evolución continua en el Centro Médico de la Veterans Administration de Cleveland, bajo la dirección de Marsolais, actualmente está formado por un equipamiento mínimo, limitado a una ortesis tobillo-pie con flexión dorsal libre, con un máximo de estimulación eléctrica [46]. Utiliza 48 canales con el fin de estimular los músculos necesarios para el apoyo y la suspensión. Los electrodos son percutáneos, están implantados quirúrgicamente en los músculos y conectados a estimuladores externos, controlados por los usuarios con ayuda de un dispositivo manual tipo *joy stick*: se diseñan programas individuales para cada paciente que le permitan estar de pie, caminar hacia delante, subir escaleras, caminar hacia atrás o hacia un

lado. Cuenta con receptores aplicados a la ortesis que informan del contacto del pie con el suelo y de la posición de los tobillos. Los resultados parecen buenos: se han obtenido marchas de hasta 1 m/s, pero con un coste energético elevado, problemas en el control de la cadera y del tronco, dificultades para mantener el equilibrio que obligan a usar un andador y complicaciones en el cuidado de un sistema tan complejo como éste.

Existe una línea de investigación que se centra en el desarrollo de sistemas de estimulación multicanales completamente implantados que, mediante electrodos epimiales y/o epineurales, activan un número elevado de músculos, algunos difícilmente controlables por electrodos externos, como el psoas ilíaco. Este tipo de sistemas está constituido por una parte «inteligente» externa, que contiene un microprocesador programable, y una interfase para la parte implantada que conectan mediante un acoplamiento electromagnético. También se utilizan receptores para controlar la estimulación en círculo cerrado [18], un andador o muletas equipadas con interruptores telemétricos. En esta dirección también se han orientado otros proyectos de investigación como el SUAW [66] de la Comunidad europea y el proyecto LARSI (Lumbo-sacral Anterior Root Stimulator Implant) del Departamento de Física Médica y Bioingeniería de la University College de Londres (UCL), dirigido por Donaldson [15]. El LARSI utiliza en concreto un sistema de 12 canales para estimular bilateralmente las raíces anteriores de L2 a S2 mediante electrodos tripolares. En los primeros ensayos realizados en el ser humano, se ha observado que este sistema resulta eficaz para realizar actividades como el pedaleo, ya sea sobre bicicleta estática o triciclo exterior, mientras que para la bipedestación y la marcha han surgido problemas de insuficiente selectividad en la activación de distintos grupos musculares.

## ■ Conclusión

A pesar de la cantidad y de la calidad de las investigaciones en todo el mundo, el problema de la recuperación de la marcha en el parapléjico no está aún resuelto: las aplicaciones, especialmente aquellas que incluyen el uso de la FES, son numerosas en los laboratorios que investigan la marcha patológica, pero resultan muy poco frecuentes en la práctica clínica [34].

Las futuras investigaciones se centran en tres elementos: las ortesis, la FES y la retroalimentación, cuya síntesis podrá resolver el problema de manera más eficaz. En la actualidad se trabaja en la puesta a punto de electrodos más fiables, de estimuladores implantables, de mejores conexiones telemétricas entre los componentes y los sistemas de control en circuitos cerrados eficaces. Sobre todo, se trata de poner a punto el análisis de las demandas y de las respuestas del paciente, que serán los factores de los cuales dependerá, en última instancia, el uso práctico real de los aportes más sofisticados de la tecnología moderna.

## ■ Bibliografía

- [1] Adone R, Colombo C, Chiesa G, et al. L'uso dei tutori lunghi per gli arti inferiori nella deambulazione del paraplegico. Controllo mediante follow up a distanza. In: *Temi di paraplegia. Atti del Congresso nazionale della SOMIPAR*. Milano: Sassella; 1990. p. 288-95.
- [2] Alfieri V, Prati R, Visconti S. La diversità delle forme cliniche di spasticità nei medullosei richiede approcci terapeutici diversi. L'approccio con stimolazione elettrica. *G Ital Med Riab* 1996;10:36-45.

- [3] Andrews BJ, Baxendale RH, Barnett R, Phillips CF, et al. A hybrid orthosis for paraplegics incorporating feedback control. In: Van Alste JA, editor. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 127-31.
- [4] Balmaseda MT, Fatehi MT, Koozekanani SH, Sheppard JS. Burns in FES: two cases reports. *Arch Phys Med Rehabil* 1987;**68**:452-3.
- [5] Barbeau H, Rossignol S. Enhancement of locomotor recovery following spinal cord injury. *Curr Opin Neurol* 1994;**7**:517-24.
- [6] Boccardi S. Il recupero della stazione eretta e del cammino nel paraplegico 'alto'. In: *Aggiornamenti in riabilitazione*. Franco Franchignoni; 1990. p. 9-18.
- [7] Boccardi S, Ferrarin M, Palmieri R, Pedotti A. Proposta di un protocollo di analisi biomeccanica e funzionale per la valutazione e l'adattamento del cammino assistito con ortesi. *Eur Medicophys* 1992;**28**:125-30.
- [8] Boom HBK, Mulder AJ, Veltink PH. Fatigue during functional neuromuscular stimulation. *Prog Brain Res* 1993;**97**:409-18.
- [9] Breedeweld R. *Surgical aspects and clinical investigating in implantation*. In: Van Alste JA ed. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. In: Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 99-100.
- [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**:33-8.
- [11] Cerrel-Bazo HA, Rizzetto A, Corà E, Bogoni R, Bolner A, Brown SW. A task oriented approach by means of a transcutaneous neuro-orthosis: a 7-year clinical experience for exercise, standing and walking on SCI subjects. In: *Proceedings of the 7th Vienna International Workshop on FES, 12-15 september*. 2001. p. 17.
- [12] Colombo G, Wirz M, Dietz V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord* 2001;**39**:252-5.
- [13] Crago PE, Chizeck HJ, Neuman MR, Hambrecht FT. Sensors for use with FES. *IEEE Trans Biomed Eng* 1986;**33**:256-68.
- [14] Crosbie WJ, Nicol AC. Biomechanical comparison of two paraplegic gait patterns. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1990;**5**:97-107.
- [15] Donaldson ND, Perjkins TA, Worley AC. Lumbar root stimulation for restoring leg function: stimulator and measurement of muscle actions. *Artif Organs* 1997;**21**:247-9.
- [16] Douglas R, Larsson PF, D'Ambrosia R, McCall RE. The LSU reciprocating gait orthoses. *Orthopaedics* 1983;**6**:834-9.
- [17] Edwards J, Bataweel AO. Hybrid system for upright mobility with unlockable orthotic knee for knee bending during swing phase. In: Pedotti A, Ferrarin M, Quintern J, Riener R, editors. *Neuroprosthetics: from basic research to clinical applications*. Monaco: Springer-Verlag; 1996. p. 523-30.
- [18] Ferrarin M, Palazzo F, Riener R, Quintern J. Model-based control of FES-induced single joint movements. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001;**9**:245-57.
- [19] Ferrarin M, Pavan E, Spadone R, Cardini R, Frigo C. Standing up exerciser based on functional electrical stimulation and body weight relief. *Med Biol Engineer Comput* 2002;**40**:282-9.
- [20] Ferrarin M, Pedotti A, Boccardi S, Palmieri R. Biomechanical assessment of paraplegic locomotion with Hip Guidance Orthosis (HGO). *Clin Rehabil* 1993;**7**:303-8.
- [21] Ferrarin M, Rabuffetti M. On the improvement provided by hip transversal rotation on paraplegic gait walking with reciprocating orthosis. In: Pedotti A, Ferrarin M, Quintern J, Riener R, editors. *Neuroprosthetics: from basic research to clinical applications*. Monaco: Springer-Verlag; 1996. p. 493-502.
- [22] Ferrarin M, Stallard J, Palmieri R, Pedotti A. Estimation of deformation in a walking orthosis for paraplegic patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1993;**8**:255-61.
- [23] Fitzpatrick DM, Coata Monteiro LM, Baxendale RH. Modelling and Evaluation of a nerve cuff electrode. In: Pedotti A, Ferrarin M, Quintern J, Riener R, editors. *Neuroprosthetics: from basic research to clinical applications*. Monaco: Springer-Verlag; 1996. p. 647-52.
- [24] Frech R. FES with emphasis on stabilization during standing and walking of paraplegic patient. In: Van Alste JA ed. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 85-8.
- [25] Frigo C, Crenna P. Neural control of locomotion. some recent advancements in the methodological approach. In: Van Alste JA, editor. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 17-28.
- [26] Gallien P, Brissot R, Eyssette M, Tell L, Barat M, Petit H. Restoration of gait by functional electrical stimulation for spinal cord injured patients. *Paraplegia* 1995;**33**:660-4.
- [27] Garrett M, Gronlet J, Nicholson D, Perry J. Classification of levels of walking accomplishment in stroke patients. In: Van Alste JA, editor. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 69-70.
- [28] Garrett M, Meehan C. Classification of walking handicap in the spinal cord injury population: a pilot study. In: Pedotti A, Ferrarin M, editors. *COMAC BME, Restoration of walking for paraplegics. Recent advancements and trends*. Milano: Edizioni IOS Press-Pro Juventute; 1992. p. 343-9.
- [29] Glaser RM. Functional neuromuscular stimulation: exercise conditioning of spinal cord injured patients. *Int J Sports Med* 1994;**15**:142-8.
- [30] Goldfarb M, Durfee WK. Design of a controlled-brake orthosis for FES-aided gait. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996;**4**:13-24.
- [31] Gordon T, Mao J. Muscle atrophy and procedure for training after spinal cord injury. *Phys Ther* 1994;**74**:50-60.
- [32] Granat MH, Heller BW, Nicol DJ, Baxendale RH, Andrews BJ. Improving limb flexion in FES gait using the flexion withdrawal response for the spinal cord injured person. *J Biomed Eng* 1993;**15**:51-6.
- [33] Graupe D, Kohn KH. *Functional electrical stimulation for ambulation by paraplegics*. Malabar: Krieger Publisher; 1994.
- [34] Jaeger RJ. Lower extremity applications of functional neuromuscular stimulation. *Assist Technol* 1992;**4**:19-30.
- [35] Kralj A, Bajd T. *FES: standing and walking after SCI*. Boca Raton: CRC Press; 1989.
- [36] Kralj A, Bajd T, Turk R, Benko H. Posture switching for prolonging FES standing in paraplegic patients. *Paraplegia* 1986;**24**:221-30.
- [37] Kralj A, Bajd T, Turk R, Benko H. In: *Results of FES application to 71 SCI patients. Proceeding of Resha 10th annual conference*. Reh Techn; 1987. p. 645-7.
- [38] Langbein WE, Lucero Y, Reid CM, Nemchausky BA. Energy expenditure and cardiovascular stress during standing and walking with Vannini-Rizzoli stabilizing limb orthosis. In: *Proceeding of American Paraplegia Society Conference, Las Vegas*. 1990. p. 40.
- [39] Lehmann JF, Stonebridge JB, DeLateur BJ. Pneumatic and standard double upright orthoses: comparison of their biomechanical function in three patients with SCI. *Arch Phys Med Rehabil* 1977;**58**:72-80.
- [40] Liberson WT, Holmquist J, Scott D, Dow M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1961;**42**:100-5.
- [41] Lotta S, Fiocchi A, Giovannini A, Silvestrin R, Tesio L, Raschi A, et al. Gruppo di studio multicentrico sulle ortesi per il cammino nel paraplegico. *Eur Medicophys* 1993;**29**:135-7.
- [42] Lotta S, Fiocchi A, Giovannini R, Silvestrin R, Tesio L, Raschi A, et al. Restoration of gait with orthoses in thoracic paraplegia: a multicentric investigation. *Paraplegia* 1994;**32**:608-15.
- [43] Lusvardi M, Varroni P, Ferrari A. The R2GO: a reciprocating orthosis with 2 degrees of freedom hip joint. In: *Proceeding of 8th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics, Melbourne, april 2-7*. 1995.
- [44] Major RE, Stallard J, Rose K. The dynamics of walking using the hip guidance orthosis (HGO) with crutches. *Prosthet Orthot Int* 1981;**5**:19-22.
- [45] Marsolais EB, Kobetic R. FES walking for paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 1987;**69**:728-33.

- [46] Marsolais EB, Kobetic R. Developing of a practical system for restoring gait in the paralyzed patient. *Clin Orthop* 1988; **233**:54-74.
- [47] Marsolais EB, Kobetic R, Chizeck HJ, Jacobs JL. Orthosis and electrical stimulation for walking in complete paraplegia. *J Neuro-Rehabil* 1991;13-22.
- [48] Merati G, Sarchi P, Sprenger C, Ferrarin M, Pedotti A, Veicsteinas A. Paraplegic adaptation to assisted-walking: energy expenditure during wheelchair versus orthosis use. *Spinal Cord* 2000;**38**:37-44.
- [49] Merkel KD, Miller NE, Westbrook PR, Meritt JL. Energy expenditure of paraplegic patients standing and walking with two knee-ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil* 1984; **65**:121-4.
- [50] Morel G. Nouveau type d'appareillage orthopédique: l'appareillage attelles pneumatiques. *Rev Chir Orthop* 1971; **57**:409-14.
- [51] Muenschen U. Lower extremities training stimulation of central and peripheral paralyzed handicapped. In: Van Alste JA, editor. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 71-4.
- [52] Nene AV, Major RE. Dynamics of reciprocal gait of adult paraplegics using HGO. *Prosthet Orthot Int* 1987;**11**:124-7.
- [53] Patrick JH, McLelland MR. Lower energy reciprocal walking for the adult paraplegic. *Paraplegia* 1985;**23**:113-7.
- [54] Patterson RP, Lockwood JS, Dykstra DDA. FES system using an electrode garment. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;**71**:340-2.
- [55] Pedotti A, Ferrarin M, Quintern J, Riener R. *Neuroprosthetics: from basic research to clinical applications*. Monaco: Springer-Verlag; 1996.
- [56] Pournhezam M, Andrews BJ, Baxendale RH, Phillips GF, Paul JP. Reduction of muscle fatigue in man by cyclical stimulation. *J Biomed Eng* 1988;**10**:196-200.
- [57] Rushton DN, Donaldson N. Lumbar anterior root stimulator for lower limb control in paraplegia. In: Pedotti A, Ferrarin M, Quintern J, Riener R, editors. *Neuroprosthetics: from basic research to clinical applications*. Monaco: Springer-Verlag; 1996. p. 611-21.
- [58] Sinkjaer T, Haugland M, Haase J. Natural neural sensing and artificial muscle contraction in man. *Exp Brain Res* 1994;**98**: 542-5.
- [59] Spadone R, Merati G, Bertocchi E, Mevio E, Veicsteinas A, Pedotti A, et al. Energy consumption of locomotion with orthosis versus Parastep-assisted gait: a single case study. *Spinal Cord* 2003;**41**:97-104.
- [60] Stallard J. The ORLAU parawalker and FES hybrid system. In: Van Alste JA, editor. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 123-7.
- [61] Stallard J, Major RE, Butler PB. The orthotic ambulation performance of paraplegic myelomeningocele children using the ORLAU ParaWalker treatment system. *Clin Rehabil* 1991;**5**: 23-6.
- [62] Stein RB, Gordon T, Jefferson J, Sharfenberger A, Yang JF, Totosy de Zepetnek J, et al. Optimal stimulation of paralyzed muscle after human spinal cord injury. *J Appl Physiol* 1992; **72**:1393-400.
- [63] Stover SL, Fine PR. *Spinal cord injury: the facts and figures*. Birmingham: University of Alabama-Birmingham Press; 1986.
- [64] Thorsen R, Ferrarin M, Veltink P. Enhancement of isometric ankle dorsiflexion by automyoelectrically controlled functional electrical stimulation on subjects with upper motor neuron lesions. *Neuromodulation* 2002;**5**:256-63.
- [65] VanAlste JA, Mulder AJ, Willemsen AM. Artificial sensors for closed loop control of functional neuromuscular stimulation of the lower extremities. In: Pedotti A, Ferrarin M, editors. *COMAC BME. Restoration of walking for paraplegics. Recent advancements and trends*. Milano: Edizioni IOS Press-Pro Juventute; 1992. p. 261-5.
- [66] VonWild K, Rabischong P, Brunelli G, Benichou M, Krishnan K. Computer aided locomotion by implanted electrical stimulation in paraplegic patients (SUAW). *Acta Neurochir (Wien)* 2002;**79**(suppl):99-104.
- [67] Vossius G. The control of FES in restoring walking of the paraplegic handicapped. In: Van Alste JA, editor. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 33-7.
- [68] Woloszko J, Rabischong P. FES in SCI patients. In: Van Alste JA, editor. *COMAC BME. Restoration of walking aided by FES*. Milano: Edizione Pro juventute; 1987. p. 89-98.

S. Boccardi, rééducateur.

Centro di Bioingegneria FDG, Fondazione Don Carlo Gnocchi Milano, Italie.

M. Ferrarin, ingénieur biomédical.

Centro di Bioingegneria FDG, Fondazione Don Carlo Gnocchi Milano, Italie.

Cualquier referencia a este artículo debe incluir la mención del artículo original: Boccardi S., Ferrarin M. Recuperación de la bipedestación y de la marcha en el paciente parapléjico. EMC (Elsevier SAS, Paris), Kinesiterapia - Medicina física, 26-460-A-20, 2005.

Disponible en [www.emc-consulte.com](http://www.emc-consulte.com) (sitio en francés)

Título del artículo: Récupération de la station debout et de la marche chez le paraplégique



Algoritmos



Illustraciones complementarias



Videos / Animaciones



Aspectos legales



Información al paciente



Informaciones complementarias



Autoevaluación