

La estimulación eléctrica funcional (FES). Un artículo de revisión

J. Llopis Gimeno. *Fisioterapeuta*

A. Sancho Pérez. *Fisioterapeuta*

RESUMEN

Presentamos una revisión actualizada sobre la estimulación eléctrica funcional, sus diversos elementos y sus posibilidades de aplicación.

Palabras clave: Estimulación eléctrica funcional, electroterapia, fisioterapia.

ABSTRACT

We present a review updated on the functional electrical stimulation, its various elements and its possibilities of application.

Key words: Functional electrical stimulation, electrotherapy, physical therapy.

INTRODUCCIÓN

La estimulación eléctrica funcional (FES) se ha venido utilizando desde hace más de 30 años, siendo una práctica habitual en el campo de la investigación en países como Estados Unidos, Eslovenia, Reino Unido, Francia, Italia, Japón y muchos otros.

Sin embargo, pocas aplicaciones clínicas se han desarrollado, aunque, en la actualidad, hay varios estimuladores comerciales disponibles en todo el mundo.

Las aplicaciones más comunes se encuentran en el campo de los lesionados medulares, donde pacientes parapléjicos y tetrapléjicos se benefician del tratamiento con la FES para conseguir un ejercicio activo en las ex-

tremidades pléjicas, mejorando su estado general en cuanto a osteoporosis, espasticidad, capacidad ventilatoria y demás problemas que aparecen en estos pacientes debido al hecho de quedar recluidos en una silla de ruedas. Más lejana queda la capacidad de la FES para proporcionar una marcha funcional.

Aunque actualmente se consigue una marcha más o menos satisfactoria, los pre-requisitos y las condiciones de laboratorio empleadas hacen que sea totalmente impracticable de cara a la aplicación clínica masiva y, sobre todo, de cara a la aplicación individualizada por parte del usuario.

Hoy en día se utilizan tanto sistemas basados en el *control por circuito abierto*, donde el paciente decide los parámetros de la esti-

mulación, como otros basados en el *control por circuito cerrado*, donde es un ordenador quien decide los parámetros a aplicar en cada momento.

A su vez, nos encontramos con *sistemas externos*, con electrodos cutáneos y *sistemas implantados*, donde los electrodos, y a veces el estimulador, son implantados en el paciente.

Es de prever que los avances en microelectrónica y computación nos traigan unas mejoras ostensibles en cuanto a procesadores, algoritmos de marcha, sensores y biocompatibilidad de los implantes que nos hagan aumentar la utilidad y, sobre todo, la funcionalidad de la marcha conseguida con la FES.

CONCEPTOS

Es común a todos los sistemas FES el uso de ciertos elementos y términos que pasamos a describir a continuación.

Estimulador

Existen muchos tipos de estimuladores eléctricos usados en la clínica. Están dotados de una fuente de energía y su manejabilidad está en concordancia con un tamaño reducido y bajo peso (por ejemplo, estimuladores de un tamaño similar a un paquete de cigarrillos y un peso de unos 120 g). Deben poseer varias salidas o canales, que pueden variar desde un canal de salida hasta los más sofisticados de 32 canales [1].

Los cables de conexión interrelacionan al estimulador con los electrodos. Habitualmente son externos, compuestos de acero inoxidable y recubiertos de teflón o silástico [2]. Existen estudios para su eliminación, de

modo que el estimulador actúe sobre los electrodos a través de radiofrecuencia [3].

Circuito abierto y cerrado

La estimulación eléctrica funcional administrada por circuito abierto se utiliza para conseguir movimientos funcionales mediante la aplicación de un patrón de estímulos predeterminado. Este patrón se administra sin tener en cuenta sus consecuencias en el movimiento real.

En el control por circuito cerrado, la estimulación administrada a un músculo o grupo muscular está constantemente regulada por unos sensores [4], que miden ya sea la fuerza, la posición articular o alguna otra medida física y, en función del resultado, una computadora adapta la estimulación para que sea la más adecuada.

De los dos métodos, es el circuito cerrado el que proporciona mayor fiabilidad, aunque, por el momento, resulta impracticable a gran escala, debido sobre todo a la necesidad de sensores y a unos algoritmos de control más avanzados [5, 6].

Sensores

Los sensores detectan el incremento de movimiento en el músculo o la tensión generada por dicho músculo [7], mediante la medida de la posición, fuerza y/o aceleración, enviando dicha información hacia el microprocesador, el cual actuará en consecuencia según el movimiento detectado.

Los sensores presentan dos funciones bien diferenciadas [8, 9]:

— La primera función de los sensores es detectar las órdenes del paciente para controlar el estimulador.

— La segunda función es medir el estado de los músculos que están siendo estimulados y/o el estado del cuerpo.

Podemos encontrarnos con sensores de diferentes tipos basándonos en su localización (superficiales o implantados), o en su función [10, 11, 12, 13, 14] (transmisores de fuerza, transmisores de posición articular, transmisores de presión, sensores de desplazamiento y sensores de temperatura).

Durante la marcha, los sensores tienen el siguiente papel [15]:

— Diferenciar las distintas fases del ciclo de la marcha.

— Facilitar información de los ángulos articulares durante todo el movimiento en tiempo real, información de la fuerza de contacto del pie con el suelo y, en algunos sistemas, de la localización del centro de gravedad. Todo ello para modificar la estimulación eléctrica que debe ser aplicada durante la siguiente etapa del movimiento.

Existe, obviamente, la necesidad de desarrollar día a día nuevos sensores para un mejor control.

Electrodos

Existen tres categorías [16] de electrodos:

1. Electrodos superficiales.
2. Electrodos percutáneos.
3. Electrodos implantados.

Electrodos superficiales (externos no invasivos)

Son utilizados en sistemas externos y se colocan sobre la piel [17, 18]. Son más prácticos ya que no requieren de ninguna inter-

vención quirúrgica, con lo que pueden ponerse y quitarse con facilidad. De aquí proviene también su mayor desventaja, que no es más que la necesidad de su colocación diaria, con la consecuente incomodidad para el paciente, que llega a cansarse de ello [19].

Técnicamente, los mayores inconvenientes de este tipo de electrodos son: la dificultad de seleccionar el músculo a estimular, la imposibilidad de estimular músculos profundos, la posibilidad de provocar quemaduras en la piel, las reacciones cutáneas y la variación en las características del reclutamiento de las fibras seleccionadas. También puede haber problemas de molestias en pacientes con sensibilidad total o parcialmente conservada.

Electrodos percutáneos

Consisten en unos alambres finísimos que traspasan la piel, hasta alcanzar el músculo o grupo muscular a estimular [20]. El estimulador y los controles se localizan en el exterior del cuerpo y los electrodos en su interior. El tipo más usado de estos electrodos (electrodos de Caldwell-Reswick) [21] tiene un ratio de pérdida de eficacia del 4 % por mes (tras los 6 primeros meses). Esto obliga a reemplazar estos electrodos cada cierto tiempo, pero se obtienen unas ventajas similares a los electrodos implantados [22].

Del mismo modo, obliga a un mantenimiento de la vía de entrada para evitar el riesgo de infección.

Electrodos implantados

Son relativamente pocos los casos en los que ha habido una implantación de electrodos para ayudar a la bipedestación y marcha

de los pacientes parapléjicos. Sin embargo, con este método los electrodos están constantemente en el mismo emplazamiento, lo cual mantiene las características de reclutamiento constantes [23, 24, 25, 26].

Los electrodos propuestos de este tipo, más desarrollados, han sido los electrodos de anilla alrededor del nervio [27].

También se han utilizado electrodos epineurales y epimisiales [28, 29]. Estos últimos se localizan en la vaina muscular cercana al punto motor [30]. Sus principales inconvenientes para la aplicación se centran en la dificultad de conseguir una biocompatibilidad, así como la posibilidad de provocar un daño a los nervios periféricos, debido al electrodo mismo o a la estimulación aplicada.

BIPEDESTACIÓN

En las situaciones donde no es posible conseguir la bipedestación de forma voluntaria, a causa de lesiones del sistema nervioso central, existe la posibilidad de restaurar esta habilidad motora perdida a partir de la aplicación de la FES.

Existen varias técnicas que pueden adoptarse para mantener la bipedestación, dependiendo de los grupos musculares estimulados. Esto permite aproximarse a una bipedestación normal [31], a pesar de estar afectados determinados músculos que intervengan en ella o que existan restricciones articulares [32].

Con la utilización de diferentes modos de bipedestación se consigue reducir la aparición de la fatiga muscular porque se alterna la estimulación de los grupos musculares y, por tanto, se permite el descanso del grupo no estimulado. Este concepto es conocido como *posture switching* [33] o *postura alterante*.

Cualquier transición de la postura hacia la bipedestación requiere la acción de fuerzas activas, normalmente realizadas por la musculatura. Levantarse, impulsarse y desviarse son acciones que en los pacientes parapléjicos usuarios de la FES tienen los mismos principios biomecánicos que en un individuo sano, pero de una forma más simplificada, ya que usualmente a través de la FES sólo se activa la musculatura más esencial (estimulación bilateral del músculo cuádriceps [34]), mientras que la base para las fuerzas activas necesarias de impulso y balanceo se realiza mediante el soporte de los brazos.

Los movimientos de transición a la bipedestación requieren de un aprendizaje por parte del paciente, de manera que se evite un gasto excesivo de energía.

MARCHA

Podemos hablar de la FES para la marcha como de una ortesis eléctrica [35]. En su uso se observan diferentes aproximaciones, dependiendo del origen de la investigación y del equipamiento disponible:

- FES de técnica eslovena (grupo de Ljubljana), el cual se caracteriza por una estimulación neuromuscular sin el apoyo de ortesis [36].
- FES combinada con ortesis, mayormente desarrollada en EE UU [37].
- FES con sistema de control por circuito cerrado [38].

El uso más común se ha observado en el primer caso, la escuela eslovena, donde se entiende la FES como un puente sobre la lesión medular entre el sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico [39], utili-

zando como modo de control el circuito abierto.

El patrón de estimulación se diseña para cada paciente según sus características propias y las del tipo de estimulador empleado.

Los patrones de marcha creados por la FES para el lesionado medular buscan incrementar las habilidades funcionales del aparato locomotor, procurando que el gasto energético sea el mínimo al realizar una actividad motora, igual que sucede en un sujeto sano. Por ello, un patrón de marcha simple, marcha recíproca, es más adecuado y eficiente cuando se compone de pasos cortos, particularmente si el equilibrio es precario y si los músculos flexores plantares no proporcionan el suficiente impulso. En estos casos la fuerza de propulsión debe ser generada por el impulso de los brazos [40].

Esta simplicidad de movimientos tiene su máximo exponente en la técnica desarrollada por Alojz Kralj y colaboradores, usando dos canales de estimulación en cada pierna para realizar la bipedestación y la marcha. Un canal activa directamente los músculos extensores de la rodilla; el segundo activa el reflejo de triple flexión por la excitación de los nervios peroneo, sural o safeno externo. La bipedestación se consigue por la activación de los músculos extensores y mediante la elevación de la parte superior del cuerpo.

Se consigue realizar un paso por la estimulación mantenida de los músculos extensores de la rodilla de una pierna e iniciando el reflejo de flexión en la contraria. Cuando la cadera está flexionada, la extensión de rodilla se activa y mantiene durante la fase de oscilación. Al llegar a la fase de doble apoyo anterior de recepción, el sujeto varía su base de sustentación y realiza el mismo movimiento con la extremidad contraria.

La marcha es asistida indistintamente con un caminador o con bastones, los cuales

contienen los interruptores de control del estimulador [41].

Se ha demostrado, en diferentes estudios, que se pueden obtener movimientos funcionales a través de la estimulación eléctrica de las extremidades inferiores [42], permitiendo a estos individuos realizar acciones como la bipedestación, la marcha en terreno llano o inclinado, subir o bajar escaleras y realizar pasos oblicuos.

SISTEMAS HÍBRIDOS

Los sistemas híbridos son protocolos que combinan el uso de la FES con las ortesis [43]. La razón de combinar las dos tecnologías es para maximizar las ventajas y minimizar las desventajas que aparecen cuando se usan aisladamente [44, 45, 46, 47].

En los sistemas híbridos, el componente mecánico sirve como soporte del peso corporal del paciente, mientras que la estimulación eléctrica se usa para proporcionar la propulsión [48].

El menor coste energético que requieren los sistemas híbridos refuerzan la visión de autores que opinan que este sistema es el enfoque más viable, por el momento, para la locomoción de los paraplégicos [49, 50].

Con estos sistemas también se aumenta la seguridad del paciente en los casos en los que la FES falle o no dé buen resultado, evitando la caída del paciente. El componente ortésico proporciona soporte antigravitatorio y permite la estabilización del tronco [51, 52], además de proteger las extremidades inferiores (pacientes con osteoporosis, falta de propiocepción y sensibilidad de la piel) y reducir el grado de libertad de movimiento [53]. Asimismo, todo ello se consigue con una menor estimulación eléctrica, lo que disminuye el riesgo de daño por fatiga [54].

CONCLUSIONES

En la actualidad, la comunidad científica está dejando apartado la FES como solución al problema de la marcha en el individuo parapléjico, dado que los avances en este campo no han sido lo importantes que cabía esperar.

Su utilidad se debe a la mejora del estado general del paciente mediante ejercicio, bipedestación y marcha en el centro de rehabilitación. Los beneficios de su uso están ampliamente demostrados y documentados [55, 56, 57, 58, 59, 60, 61].

Del mismo modo, no se debe subestimar la independencia que pueden alcanzar algunos usuarios en su vida diaria, aunque los casos en los que esto sucede, actualmente, son anecdóticos.

Por otra parte, los avances en la regeneración neuronal [62, 63, 64] hacen que las esperanzas de llegar a recuperar, en mayor o menor grado, estas lesiones sea posible en un futuro no tan lejano. Con esto en mente, un cuerpo preparado estará en mejores condiciones de afrontar la consecuente rehabilitación que otro que se haya «abandonado» sin el necesario estrés de trabajo y carga.

Así pues, es de prever un mayor refinamiento en los protocolos de deambulación con FES y, sobre todo, la utilización clínica de estos sistemas para aportar a estos pacientes los beneficios derivados de la actividad física en los miembros paralizados por la lesión.

BIBLIOGRAFÍA

1. Guevara, A. Posibilidades de la estimulación eléctrica funcional (FES) en el lesionado medular. *Todo Hospital*. 1991;76:72-74.
2. *Ibidem*.
3. Donaldson, P. C. K. Twenty years of neurological prosthetic-making. *J Biomed Eng*. 1987;9:291-298.
4. Jaeger, R. Lower extremity applications of functional neuromuscular stimulation. *Assist Technol*. 1992;4:19-30.
5. *Ibidem*.
6. Tronkoczy, A. Variability of electrically evoked muscle contraction with special regard to closed-loop control orthosis. *Ann Biomed Eng*. 1986;33(2):256-268.
7. Petrofsky, J.; Phillips, C. A.; Stafford, D. Closed loop control for retraction of overment in paralyzed muscle. *Clin Orthop*. 1984;7(8):1289-1302.
8. *Op. cit.*, 4, pág. 20.
9. Yarkony, G.; et al. Neuromuscular stimulation in spinal cord injury: I: Restoration of functional movement of the extremities. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73:78-86.
10. *Op. cit.*, 4, pág. 20.
11. *Op. cit.*, 9, pág. 81.
12. Crago, P.; et al. Sensors for use with Functional Neuromuscular Stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1986;33(1):256-267.
13. Keith, M.; et al. Functional neuromuscular stimulation neuroprostheses for the tetraplegic hand. *Clin Orthop*. 1988; 233:25-33.
14. Ewins, D. J.; et al. Practical low cost stand/sit system for midthoracic paraplegics. *J Biomed Eng*. 1988;10:184-188.
15. *Op. cit.*, 12, pág. 256-259.
16. *Op. cit.*, 4, pág. 22-23.
17. Benton, L.; et al. Functional electrical stimulation. A practical clinical guide. Downie, CA: Rancho Los Amigos Hospital. 2 ed. 1981.
18. Kralj, A.; et al. Functional Electrical Stimulation: standing and walking after spinal cord injury. Boca Raton, FL: CRC Press. 1989.
19. Patterson, R. P.; et al. A functional electric stimulation system using an electrode garment. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;71:340-342.
20. *Op. cit.*, 4, pág. 22-23.
21. Caldwell, C. W.; Reswick, J. B. A percutaneous wire electrode for chronic research use. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1974;21:429-432.

22. *Op. cit.*, 4, pág. 22-23.
23. *Op. cit.*, 4, pág. 23.
24. Kilgore, K.; Peckham, H. P.; Keith, W. M.; Thorpe, G. B. Electrode characterization for functional application to upper extremity FNS. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990;1:12-20.
25. *Op. cit.*, 3.
26. Phillips, C. A.; Hendershot, M. A systems approach to medically prescribed functional electrical stimulation. *Ambulation after spinal cord injury. Paraplegia.* 1991;29:505-513.
27. Naples, G.; Mortimer, T.; Scheiner, A.; Sweeney, J. A spinal nerve cuff electrode for peripheral nerve stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1988;11:95-114.
28. Botte, M.; Nakai, J.; Waters, R. L.; McNeal, A. R.; Rubay, S. Motor point delineation of the gluteus medius muscle for functional electrical stimulation: An in vivo anatomic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72:112-114.
29. Wartes, R. L.; Campbell, J. M.; Nakai, R. Therapeutic electric stimulation of the lower limb by epimysial electrodes. *Clin Orthop.* 1988;233:44-51.
30. *Op. cit.*, 1.
31. *Op. cit.*, 18, pág. 61.
32. A pesar de ello, uno de los factores de exclusión son las restricciones articulares, que deberán ser valoradas para ver en qué grado pueden afectar al sujeto y si, a pesar de ellas, es viable la utilización de la FES.
33. Kralj, A.; Bajd, T.; Turk, R.; Benko, H. Posture switching for prolonging functional electrical stimulation standing in paraplegic patients. *Paraplegia.* 1986;24:221-230.
34. *Op. cit.*, 4, pág. 24.
35. Marsolais, E. B.; Kobetic, R. Development of a practical electrical stimulation system for restoring gait in the paralyzed patient. *Clin Orthop.* 1988; 233:64-73.
36. *Op. cit.*, 32, pág. 222.
37. *Op. cit.*, 4, pág. 26.
38. Phillips, C. A. *Functional electrical rehabilitation. Technological restoration after spinal cord injury.* New York. Edit. Springer-Verlag. 1991.
39. *Op. cit.*, 18, pág. 17.
40. *Op. cit.*, 18, pág. 147.
41. Peckham, H. P. Functional electrical stimulation: Current status and future prospects of applications to the neuromuscular system in spinal cord injury. *Paraplegia.* 1987;25:279-288.
42. *Op. cit.*, 34, pág. 64.
43. *Op. cit.*, 4, pág. 26.
44. Isakov, E.; Dowglas, R.; Berns, P. Ambulation using the Reciprocating Gait Orthosis and functional electrical stimulation. *Paraplegia.* 1992;30:239-245.
45. *Op. cit.*, 4, pág. 26-27.
46. Hirokawa, S., et al. Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electric stimulation of the thigh muscles. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71:687-694.
47. Jaeger, R. J.; Yarkony, G. M.; Roth, E. J. Rehabilitation technology for standing and walking after spinal cord injury. *Ann J Phys Med Rehabil.* 1989;3:128-133.
48. *Op. cit.*, 18, pág. 7.
49. Nene, A. V.; Patrick, J. H. Energy cost of paraplegic locomotion using the Parawalker electrical stimulation «hybrid orthoses». *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71:116-120.
50. *Op. cit.*, 43, pág. 243.
51. *Op. cit.*, 4, pág. 27.
52. Peckham, H. P.; Creasey, G. H. Neural prostheses: clinical applications of functional electrical stimulation in spinal cord injury. *Paraplegia.* 1992;30:96-101.
53. *Ibidem*, pág. 99.
54. Beckham, J. The Louisiana State University reciprocating gait orthoses. *Physiotherapy.* 1987;8:386-392.
55. *Op. cit.*, 45, pág. 693.
56. Andrews, B. Hybrid FES-Orthoses for paraplegic locomotion. The Ljubljana FES Conference. Ljubljana, Slovenia. 1993.
57. Sipski, M.; Alexander, C.; Harris, M. Long-term use of computerized bicycle ergometry for spinal cord injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74:238-241.
58. Pollack, S.; Haas, F.; Ragnarsson, K. Endurance training by functional electrical stimu-

- lation of muscles paralyzed by spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986; 67:658.
59. Nash, M.; et al. Reversal of adaptative left ventricular atrophy following electrically-stimulated exercise training in human tetraplegics. *Paraplegia.* 1991;29:590-599.
 60. Arnold, D.; et al. Functional electric stimulation. Its efficacy and safety in improving pulmonary function and musculoskeletal fitness. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73:665-668.
 61. Nash, M. Computerized functional electrical stimulation: An emerging rehabilitation technology. *Trends Rehabil.* 1986;Spring:5-13.
 62. Belda, F. Nuevos avances científicos alientan la esperanza de recuperar parapléjicos. *Tribuna.* 1996;21(Oct):60-62.
 63. Keirstead, H. S.; et al. Axonal regeneration and physiological activity following transection and immunological disruption of myelin within the hatchling chick spinal cord. *J Neurosci.* 1995;15:6963-6974.
 64. Chen, A.; et al. Methylprednisolone administration improves axonal regeneration into Schwann cell grafts in transected adult rat thoracic spinal cord. *Exp Neurol.* 1996; 138:261-276.