

# UN NUEVO ESTIMULADOR PARA LA MARCHA DEL PARAPLÉJICO<sup>1</sup>

J. Folgueras, M. Díaz, A. Ruiz, C. Domínguez,  
J. Zamarreño

Instituto Central de Investigaciones Digitales  
Calle 202 No. 1702, Siboney, 11600, La Habana,  
Cuba.

[folguera@infomed.sld.cu](mailto:folguera@infomed.sld.cu)

## RESUMEN

Existen experiencias internacionales en la aplicación de la Estimulación Eléctrica Funcional para la marcha a pacientes con lesión medular. En éste trabajo se presenta un estimulador eléctrico para éste uso que se caracteriza por su facilidad para el empleo por parte del paciente. El estimulador incluye algunas características novedosas, útiles para aplicaciones a la marcha y la ejercitación del paciente. Empleando un microcontrolador se generan las formas de onda necesarias y se controla el funcionamiento del dispositivo. Alimentado con una batería, de bajo peso y pequeñas dimensiones, permite la bipedestación y la marcha del paciente, aplicándole estímulos mediante electrodos superficiales. Los estímulos son monofásicos, a voltaje constante, con parámetros ajustables por el especialista, capaces de mantener intensidades máximas de 90 mA en una carga de 1 k $\Omega$  por canal, con la intensidad ajustable por el paciente. Un programa interno de puesta en marcha y ayuda a la reparación permite al personal técnico utilizar los propios medios de que dispone el estimulador para diagnosticar las fallas mas comunes asociadas a los medios de selección empleados.

**Palabras clave:** FES, estimulación eléctrica, paraplejia, corrección de la marcha, lesión medular.

## STIMULATOR FOR THE PARAPLEGIC GAIT ABSTRACT

Application of Functional Electrical  
Stimulation to spinal cord injured patients

<sup>1</sup> Este trabajo fue publicado originalmente en UNIVERSIDAD, CIENCIA y TECNOLOGÍA, 3(12):pp. 7-11, diciembre 1999.

in order to achieve gait has been reported. In this paper an electrical stimulator for this purpose is presented, characterized by its easy handling and application by the own patient. The stimulator includes some novel characteristics, useful for gait and patient training. A micro controller generates all the necessary stimuli, while surveying and controlling the operation. Supplied from an internal battery, its low weight and reduced dimensions allow for patient standing and gait while stimulating via surface electrodes. Stimuli are constant voltage monophasic pulses, with parameters adjustable by the medical specialist, and can supply up 90 mA in a 1 k $\Omega$  load per channel, intensity being adjusted by the own patient. An internal program for start up and repair allows the technicians to use the own stimulator in order to diagnose the most common failures.

**Key words:** FES, electrical stimulation, paraplegia, gait correction, spinal cord injury.

## INTRODUCCIÓN

Un azote de la sociedad moderna son los accidentes cerebro-vasculares y las lesiones de la médula espinal, con su amplia variedad de secuelas que limitan la movilidad del paciente. En particular, las lesiones medulares, frecuentes en la actualidad, limitan en muchas ocasiones los movimientos y funciones normales de las extremidades inferiores del paciente. La rehabilitación del paciente parapléjico con vistas a lograr la recuperación de la marcha no es un hecho nuevo y ha sido intentada en otras ocasiones mediante el uso de estimuladores eléctricos y el empleo de la Estimulación Eléctrica Funcional (FES). Se ha reportado igualmente el empleo de FES para lograr la bipedestación en pacientes confinados a un sillón de ruedas, como medio para prevenir la aparición de las úlceras por presión, mejorar el tono muscular y permitir al paciente una mayor independencia [1], al mismo tiempo que se logra una mejora sustancial en otros aspectos fisiológicos [2]. En la actualidad existen dos métodos generales de aplicar la estimulación eléctrica funcional: mediante estimuladores externos o empleando estimuladores implantados. En cuanto a estos últimos se continúa trabajando, como lo evidencian algunos trabajos recientes [3-8]. Los estimuladores externos, los primeros en hacer su aparición para estas aplicaciones, siguen teniendo vigencia dada su menor complejidad y menores

dificultades para su aplicación. El uso de microprocesadores y microcontroladores para lograr el control de estimuladores eléctricos para FES ha permitido mejorar las características de estos dispositivos [9-11] y representa la posibilidad de lograr mejoras sustanciales en su desempeño.

Como es conocido, las unidades motrices de los mamíferos poseen la propiedad de desarrollar una suma no lineal de fuerzas cuando son estimuladas en tiempos muy cercanos. Se ha reportado el empleo de estímulos múltiples, lo que permite aumentar la fuerza muscular desarrollada por los pulsos de estimulación, de forma que se hace posible el uso de menores intensidades del estímulo y de menores frecuencias de pulsos, aumentando el tiempo de trabajo muscular útil y alejando la aparición de la fatiga muscular [12, 13].

## METODOLOGÍA

Se seleccionó un microcontrolador PIC16C57 con una frecuencia de reloj de 10 MHz, en una arquitectura que incluye cuatro canales de estimulación, dos para cada hemicuerpo, para estimular los cuádriceps y el nervio peroneo de cada uno de ellos, como se relaciona en la Figura 1. El microcontrolador es el encargado de generar los estímulos, controlar la operación y emitir las señales de advertencia cuando se produce alguna situación anormal.

Para la bipedestación y para sentarse, los estímulos se modulan en amplitud siguiendo una envolvente creciente o decreciente, respectivamente, lo que acerca el régimen de contracción muscular a los patrones normales correspondientes a un paciente sano. El estimulador tiene un doble propósito, ya que puede emplearse en régimen de entrenamiento o en la marcha y puede ser empleado igualmente en pacientes tetrapléjicos o con otras secuelas producidas por una lesión medular.

Las secciones que estimulan los dos hemicuerpos del paciente están aisladas entre sí galvánicamente mediante acopladores ópticos, lo que garantiza la ausencia de interacción entre ellos debido a recorridos no deseados de la corriente en los tejidos, con la consiguiente producción de contracciones indebidas.

Los pulsos eléctricos empleados son monofásicos para los cuatro canales y tienen una duración de 0,1 a 0,4 ms, con una frecuencia de 15 Hz a 45 Hz, ambos parámetros ajustables por el especialista. La amplitud del estímulo en cada canal es ajustable de forma individual por el propio paciente

El entrenamiento se realiza con el paciente en posición supina o sentado, o bien en posición de bipedestación una vez que ha adquirido la suficiente fortaleza muscular durante su entrenamiento.

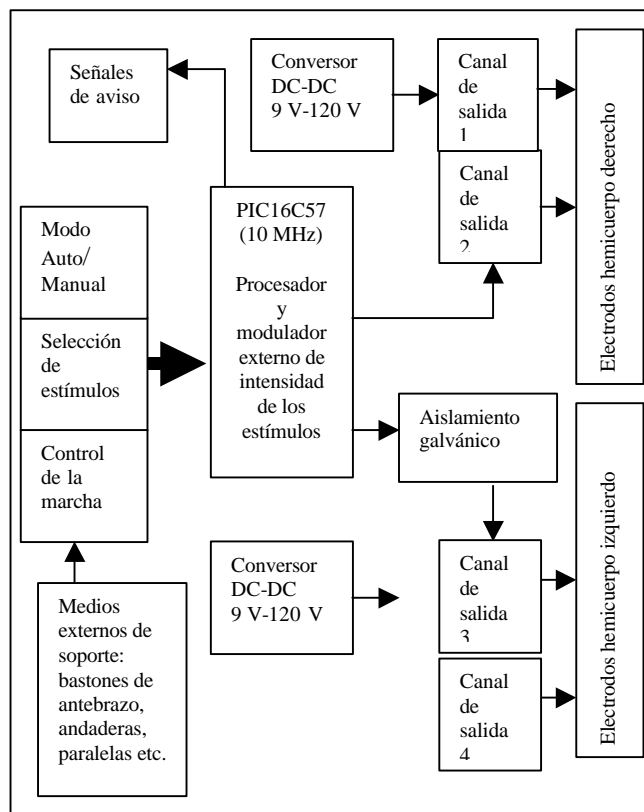


Fig. 1. Diagrama en bloques general del estimulador para la marcha del parapléjico, donde se han representado sus principales secciones. Los convertidores DC-DC permiten generar dos altas tensiones independientes una de la otra.

Como es conocido, el entrenamiento para lograr la posición de bipedestación y su mantenimiento contribuyen a mejorar la función de otros órganos, al mismo tiempo que previenen la aparición de úlceras por presión. En este régimen se emplea la estimulación alterna de cada hemicuerpo con tiempos de estimulación-reposo en relación 4:4 segundos, modificables por programa. Dentro de cada canal, se estimulan de forma alterna el cuádriceps y el peroneo, manteniendo la misma relación estimulación-reposo.

Durante el régimen de marcha la estimulación es controlada por el propio paciente, mediante pequeños interruptores externos colocados en una andadera o en los bastones o muletas de antebrazo, por lo que la cadencia de la marcha está determinada por sus propios intereses y posibilidades. La secuencia de la aplicación de la estimulación se muestra en la Tabla I.

En el diseño se han tenido en cuenta los requisitos de seguridad del paciente estipulados en las normas IEC 601-1 y en la IEC 601-1 2:10 dedicada especialmente a los requisitos de los estimuladores eléctricos [14].

Los estímulos, que se aplican mediante electrodos superficiales en los puntos seleccionados por el especialista, pueden ser de varios tipos, desde pulsos simples a sucesiones de cuatro pulsos, representados en la Figura 2. Al seleccionar el tipo de estímulo se permite una mejor adaptación de la estimulación a las características personales de cada paciente y se hace posible el aumento de la eficiencia de la contracción muscular.

Tabla I. Secuencia de la estimulación del cuádriceps y el peroneo en los dos hemisferios para las distintas acciones realizadas por el paciente. La marcha siempre parte de, y regresa a, la posición de bipedestación.

Acción	Derecho		Izquierdo		Observaciones
	Cuád.	Per.	Cuád.	Per.	
Bipedestación	Sí	No	Sí	No	Se aumenta la amplitud de los estímulos partiendo de cero.
Avanzar pierna derecha	Sí	No	Sí	No	Se parte de bipedestación y se avanza la pierna derecha.
	No	Sí	Sí	No	
	Sí	No	Sí	No	
Avanzar pierna Izquierda	Sí	No	Sí	No	Se parte de bipedestación y se avanza la pierna izquierda.
	Sí	No	No	Sí	
	Sí	No	Sí	No	
Sentarse	Sí	No	Sí	No	Se disminuye la amplitud de los estímulos de forma decreciente.

Nota: Cuád. Representa a los electrodos para cuádriceps y Per. a los del peroneo.

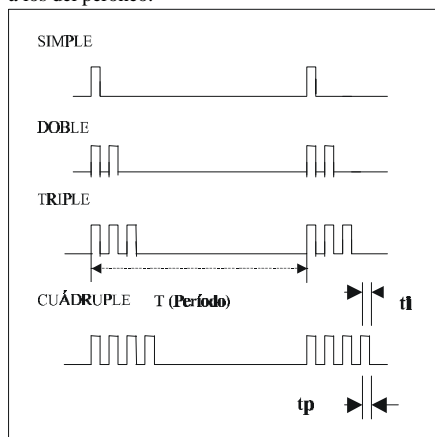


Fig. 2. Formas de onda de los estímulos disponibles para aplicar al paciente. Los parámetros de cada forma de onda se muestran en la Tabla II. Los pulsos individuales son siempre

iguales entre si y los paquetes de pulsos mantienen el mismo período.

La ejecución del programa interno, cuyo algoritmo se muestra en la Figura 3, se inicia de forma automática al energizar el equipo, realizándose la prueba de la batería, los bastones de antebrazo, el zumbador piezoeléctrico, el LED de indicación de batería baja, la selección del tipo de estímulo y la detección del régimen de operación seleccionado. El firmware no acepta órdenes de inicio o cambio de estimulación que impliquen riesgo para el paciente y advierte de cualquier situación anormal que se origine debida a la operación incorrecta del equipo. El programa de operación se complementa con un programa de puesta a punto y auxilio a las reparaciones, totalmente transparente para el usuario ordinario, que se selecciona mediante los interruptores que seleccionan el tipo de estímulo. El firmware en su conjunto ocupa 1,4Kb de la memoria interna del microcontrolador, por lo que se tienen aun posibilidades de ampliación futura de las funciones.

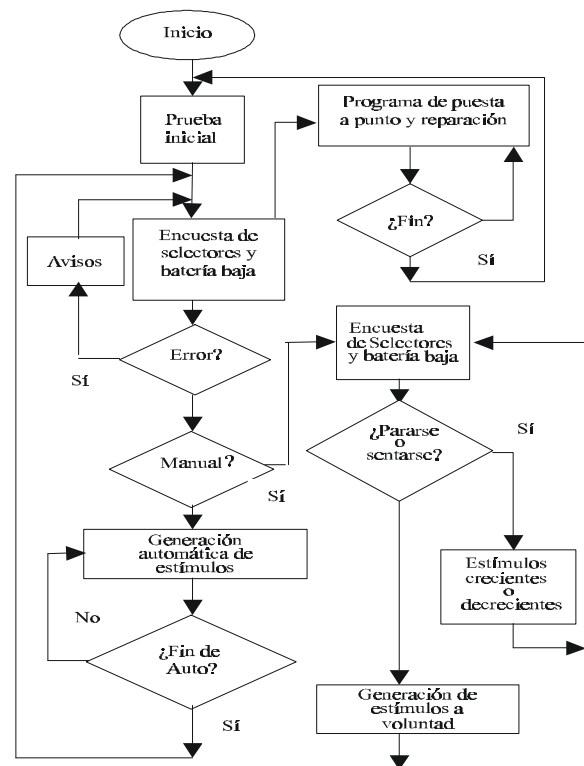


Fig. 3. Diagrama en bloques simplificado del firmware empleado en el estimulador. Durante la encuesta de los selectores se comprueban el tipo de estímulo seleccionado, su frecuencia y el valor tp de la duración del pulso. El inicio y fin de la operación se realiza conectando (desconectando) la batería. En el modo Manual no se

generan estímulos a voluntad si previamente el paciente no está en bipedestación.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla II se muestran los parámetros de los estímulos generados, representados en la Figura 2. Tanto la frecuencia como la duración de los pulsos individuales pueden variarse a voluntad por el fisioterapeuta. Las dimensiones (190 x 102 x 33 mm) y el peso del equipo (350 g) permiten que pueda ser portado fácilmente por el propio paciente durante la marcha sin que ello signifique esfuerzos adicionales significativos.

El estimulador ha sido probado repetidamente en condiciones de laboratorio en régimen estático, mostrando un desempeño satisfactorio. Los canales de salida, del tipo a tensión constante, suministran hasta 90 mA en una resistencia de carga de 1 K $\Omega$ .

Tabla II. Tipos de estímulos y sus parámetros principales. En el caso de pulsos múltiples *f* se refiere a la frecuencia del paquete de pulsos.

Tipo	tp (ms)	T (ms)	f (Hz)	Ti (ms)
Simple	100 - 400	66 - 22	15 - 45	-
Doble	100 - 400	66 - 22	15 - 45	4
Triple	100 - 400	66 - 22	15 - 45	4
Cuádruple	100 - 400	66 - 22	15 - 45	4

En particular, el establecimiento gradual de la amplitud de los pulsos de estimulación para lograr la bipedestación, y su disminución gradual para sentarse, resultan más satisfactorios y naturales para el paciente al aproximarse a la forma habitual en que estas acciones son realizadas por una persona sin afecciones de este tipo. No se ha investigado cuál debe ser el valor idóneo del tiempo a emplear, aunque el valor de dos segundos que se ha utilizado ha brindado resultados satisfactorios en las pruebas iniciales. La alimentación de energía se logra con una batería alcalina de 9 V tipo PP3, lo que garantiza su autonomía y contribuye a disminuir su peso.

Las características técnicas del estimulador han sido combinadas con aspectos ergonómicos esenciales, necesarios para la aplicación a la que está destinado, lo que hace que su manipulación por parte de los pacientes y el personal médico especializado sea fácil y agradable.

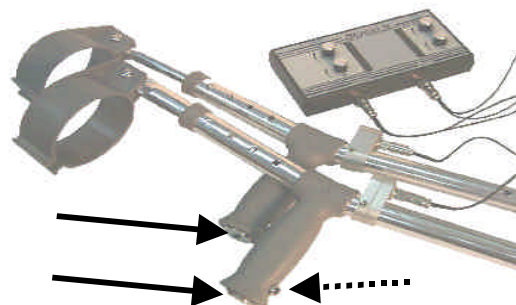


Fig. 4. Foto del estimulador y las dos muletas de antebrazo. Obsérvense los cuatro controles de ajuste de intensidad –dos por cada hemicuerpo– en la parte superior. Flechas continuas: interruptores de marcha. Flecha de puntos: interruptor para bipedestación/sentarse.


## CONCLUSIONES

El nuevo estimulador de cuatro canales que se presenta permite mejorar la calidad de la vida del paciente parapléjico, al hacer posible que pueda asumir la posición de bipedestación y realizar la marcha, apoyándose en una andadera o bastones de antebrazo.

Se ha innovado en la generación de estímulos de amplitud creciente para lograr la posición de bipedestación o decreciente para sentarse. Otra innovación radica en la disponibilidad de diferentes formas de ondas para los estímulos que brindan una mayor flexibilidad.

## REFERENCIAS

- [1] A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, M. Stefancic, H. Benko, J. Sega: "Experiencies with FES enabled standing in complete paraplegic patients", Proc. Seventh. Int. Symp. on Ext. Control of Human Extremities, Dubronik, Yugoslavia, 1981.
- [2] Peckham, P.H., G.H. Creasey: "Neural prostheses: clinical applications of functional electrical stimulation in spinal cord injury", Paraplegia, Vol. 30, (1992) 96-101.
- [3] R. Triolo, D. Ferencz, C. Bieri, G. Polando et al.: "Installation and performance of a 16-channel implantable FES system for upright mobility", RESNA'97, pp 310-312, June 1997.
- [4] T. Cameron, T.L. Liinamaa, G.E. Loeb, F.J.R. Richmond: "Long-Term Biocompatibility of a Miniature Stimulator Implanted in Feline Hind Limb Muscles", IEEE Trans. On Biomedical Eng., Vol.45, 8, pp. 1024-1034, Agosto 1998.
- [5] T. Cameron, FJ Richmond, G.E.Loeb: "Effects of Regional Stimulation Using a Miniature Stimulator implanted in Feline Posterior Biceps Femoris", IEEE Trans. on Biomed. Eng., Vol. 45, 8, pp, 1036-1042, Agosto, 1998.
- [6] JP. Uhler, R.J. Triolo: "Using selective electrical stimulation of the quadriceps to improve standing in Paraplegia", RESNA'97, 99. 313-315, Juno 1997.
- [7] R. Triolo, C. Bieri, J. Uhler et al: "Implanted functional neuromuscular stimulation systems for individuals with cervical spinal cord injuries: Clinical Case Reports"

- 
- Arch. Phys. Med. Rehab., Vol. 77, Nov. 1996, pp. 1119-1128.
- [8] KL. Kilgore, P.H. Peckham, M.W. Keith et al: "An implanted upper-extremity neuroprosthesis", The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc., Vol. 79-A, 4, April 1997, 533-541.
- [9] P. Pimat, A. Trnkoczy; "Further technical improvements of multichannel FES Stimulators using microprocesor control", Proc. Seventh. Internat. Symp. On External Control of Human Extremities, Dubrovnik, Yugoelavina, 1981.
- [10] U. Bogataj, M. Malezic, D. Filipic: "Preliminary testing of a dual-channel electrical stimulator for correction of gait", Journal of Rehab. Research and Development, Vol.24, No.3, pág.75-80, 1987.
- [11] A. Paneque, J.C. León: "Estimulador eléctrico-funcional para rehabilitación muscular con microprocesador", Ing. Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol.XIX, No.4, pág. 34-38, 1998.
- [12] ZZ. Karu, WK Durfee: "Using Pulse Doublets to Enhance Muscle Force for FES", Proc.14 th, Annual IEEE Eng. In Medicine and Biology Conference, Paris, France, 1992.
- [13] ZZ. Karu, W.K. Durfee, A.M. Barzilai: "Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with N-let Pulse trains", IEEE Trans on Biomedical Engineering, Vol. 42, 8, Agosto 1995, pág. 809-817.
- [14] International Electrotechnical Commission: "Medical Electrical Equipment. Particular requirements for the safety of nerve and muscle stimulators, IEC601-2:10:1987.
- 