

# Electroestimulador portátil para síndrome del pie caído

**P A Pereira, V Toranzos y O G Lombardero**

Grupo Ing. en Rehabilitación, Departamento de Ingeniería, FACENA, UNNE, 9 de Julio 1449, Corrientes.

**Resumen.** El pie pendular o pie caído describe un trastorno neuromuscular que afecta la capacidad de una persona de levantar el pie a la altura del tobillo. Se caracteriza también por una incapacidad de apuntar los dedos del pie hacia el cuerpo (dorsiflexión), por lo que el caminar se convierte en un desafío ya que el pie parece sin fuerzas. El presente trabajo, encuadrado dentro de las Tecnologías de Asistencia orientada a personas con algún tipo de discapacidad motriz, consistió en el diseño e implementación de un sistema de estimulación eléctrica funcional (EEF), alimentado con una pila de 9V, que se coloca a la altura de la cabeza del peroné. Con la aplicación de electrodos de superficie, se estimulaba el nervio peroneo común o ciático popliteo a fin de conseguir la dorsiflexión del pie por contracción de los músculos tibial anterior y peroneo. El electrodo activo se posiciona en el punto motor del nervio y el indiferente en la masa muscular de los dorsiflexores. De las pruebas realizadas se comprobó que la efectividad del dispositivo se correlacionaba más con aquellos pacientes que habían sufrido un Accidente Cerebro Vascular (ACV), que presentaban algún tipo de hemiplejía.

Palabras clave : estimulación eléctrica; pie equino; rehabilitación

## 1. Introducción

Un paciente hemipléjico es el que ha perdido la movilidad voluntaria en la mitad del cuerpo. Una de las características de estos pacientes es que presentan espasticidad muscular flexora en miembro superior y extensora en miembro inferior. Esto significa que no puede flexionar la rodilla, el tobillo y, en general, tampoco la cadera. Por lo tanto a estas personas se les dificulta levantar el pie, o sea realizar la dorsiflexión, durante la fase de balanceo de la marcha [3]. Al caminar efectúan un movimiento con la pierna y el pie extendidos que consiste en pasar la pierna desde atrás hacia delante, balanceándola por el costado, inclinando su tronco hacia el lado contrario. Otros pacientes, arrastran el pie para poder avanzar y son muy comunes las caídas por tropiezos. Estas personas tienen no sólo dificultad en la marcha sino también al intentar pararse o subir escaleras. Hay pacientes cuya espasticidad es tan severa que están en sillas de rueda o acostados.

Como el paciente arrastra el pie durante la fase de balanceo, se busca corregir esta alteración estimulando a la extremidad enferma para lograr la dorsiflexión del pie. Para ello se contraen los músculos tibial anterior y peroneo estimulando al nervio peroneo común o ciático popliteo externo mediante electrodos superficiales. El electrodo activo se posiciona en el punto motor del nervio, ubicado debajo de la cabeza del peroné, y el indiferente en la masa muscular de los dorsiflexores. Es importante destacar que estas ubicaciones son aproximadas y pueden cambiar ligeramente de persona a persona.

## 2. Materiales y Métodos

Para comprender mejor el funcionamiento del equipo observamos la Figura 1 en donde se puede apreciar el diagrama en bloques y seguidamente se describe cada una de sus partes. Por otro lado el circuito completo utilizado junto con la imagen del dispositivo se puede observar en la Figura 2.

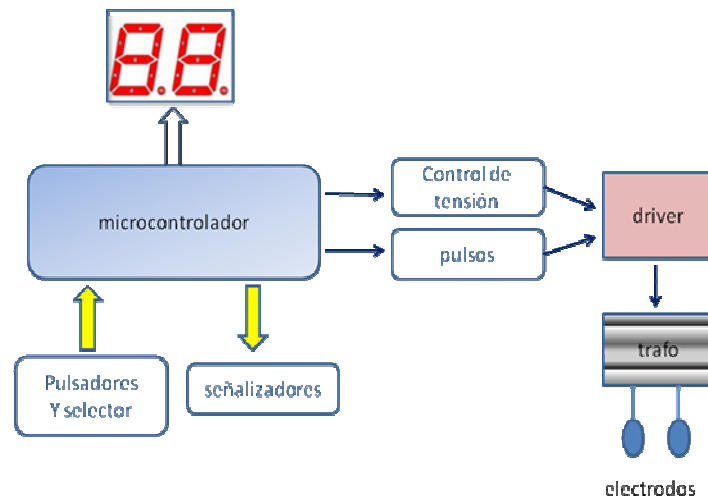


Figura 1: Diagrama en bloques del sistema

### *Sistema de control*

El equipo está basado en un microcontrolador PIC16F268 de la firma Microchip, que se adoptó por su flexibilidad, sencillez de programación, y por su bajo costo. Este micro genera un tren de pulsos de frecuencia fija en alrededor de 30 Hz y ancho programable entre los 50 y 500  $\mu$ s. Permite programar por medio de un selector y pulsadores, el valor de la tensión y el del ancho del pulso, presentándolos en un display numérico. Para programar al microcontrolador se utilizó el Proton, donde se elaboró el programa en Pic Basic, para luego simularlo en Proteus.

### *Generación de los pulsos*

Los valores de los parámetros del tren de pulsos se determinan por medio del selector y de los pulsadores, variando sólo uno por vez para mayor seguridad. O sea, con uno de los pulsadores se incrementa el valor y con el otro se lo disminuye. Un tercer pulsador está insertado en la plantilla del calzado del paciente, y es el que comanda el inicio del tren de pulsos a los electrodos estimuladores.

### *Control del nivel de pulso*

El control de la amplitud del pulso se consigue modificando el nivel de continua que alimenta al transistor de potencia, que pasa a través del primario del transformador. Esto lo realiza el micro mediante una sucesión de pulsos con modulación por posición del pulso (PPM), que pasan por un filtro pasa bajos de 1Hz de frecuencia de corte, con lo que se consigue una tensión continua entre 0 y 5V como máximo, debido al tipo de modulación. Con el fin aumentar más la tensión, teniendo en cuenta los 9 V disponibles de la batería, se implementó un circuito tipo fuente regulada que permitió un control de tensión entre 0 y 7V. Ver figura 2

#### *Transformador de pulsos*

El transformador ha sido desarrollado para máxima transferencia de energía y de pequeño tamaño; permite además una aislación galvánica entre el circuito y los electrodos que están en contacto con el paciente. Realizado con chapas de hierro y con una relación de transformación de 1:10 permite alcanzar niveles de tensión de 0 hasta 70 V.

#### *Electrodos:*

Se emplearon dos electrodos de estimulación, de forma rectangular, de goma conductora, de la marca Meditea. Como se dijo anteriormente, el electrodo activo se posiciona en el punto motor del nervio, ubicado debajo de la cabeza del peroné, y el indiferente en la masa muscular de los dorsiflexores. Los mismos son sujetados con unas cintas elásticas con abrojo.

#### *Pulsadores y Selector:*

El dispositivo cuenta con 3 pulsadores y un selector. El selector me permite selecciones cuál de las dos variables se va a modificar. En una posición se modifica el ancho del pulso y en la otra la intensidad de mismo. Con dos pulsadores se aumenta o disminuye la variable seleccionada, es decir, no se puede variar simultáneamente el ancho de pulso y la intensidad del mismo. Por otro lado, el tercer pulsador que activa los pulsos, está ubicado en la plantilla del calzado del paciente. Si el mismo tiene el pie apoyado al suelo (pulsador cerrado) los pulsos no se producen y en caso contrario, con el pie levantado (pulsador abierto), se activa el tren de pulsos.

#### *Display:*

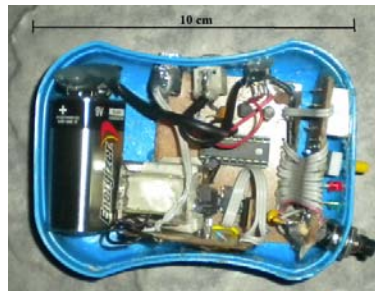
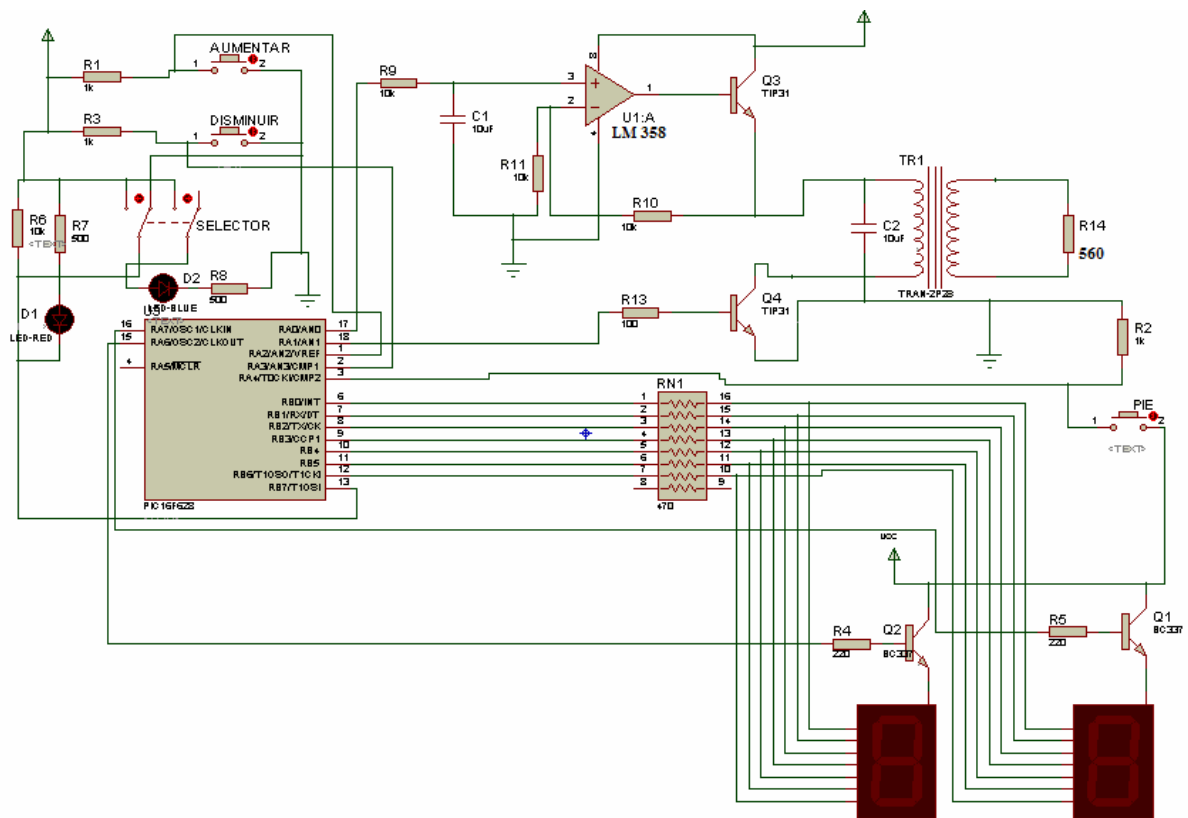
La presencia de un display en este prototipo fue para verificar la correlación entre el nivel de tensión del pulso y el efecto que producía la estimulación sobre el paciente que estaba siendo tratado. Se estima que en un dispositivo permanente, no haría falta la presencia del mismo, por una cuestión de consumo.

### **3. Descripción del funcionamiento del equipo**

Una de las premisas era que el dispositivo sea lo más pequeño posible y liviano para que pueda ser llevado en la pierna del paciente. Actualmente el mismo tiene un peso de 170 gramos y va colocado en la pierna afectada del paciente, sujetado con cintas elásticas con abrojo.

Cuando el paciente empieza a caminar, levanta el talón, abriendo el pulsador (NC) que está inserto en la plantilla y el equipo dispara el tren de pulsos. En caso contrario, el dispositivo sigue en reposo.

El sistema cuenta con la posibilidad de variar tanto el ancho del pulso como la intensidad del mismo, siendo la frecuencia y la forma de onda fija (pulsos rectangulares) a 30 Hz. El ancho del pulso puede variar de 50 a 500  $\mu$ s. Por otro lado el valor que se puede establecer para amplitud del pulso es de 0V hasta 64V. No obstante los valores de intensidad varían mucho dependiendo de la carga. En la figura 2 se puede observar el circuito implementado, como así también la imagen del dispositivo.



**Figura 2** Circuito esquemático e imagen de la parte interna del equipo

#### 4. Ensayos y Resultados:

En la tabla 1 se detallan los ensayos realizados con pacientes, resaltando algunas de las características de los mismos, como así también los resultados obtenidos y una observación sobre el procedimiento.

Uno de los problemas que se presentó fue la ubicación de los electrodos, ya que si bien se los colocaba sobre el nervio peroneo común, dicha ubicación varía de paciente a paciente y eso obliga a probar en otros lugares cercanos, reubicando levemente el electrodo activo, para obtener resultados satisfactorios.

Otro detalle para resaltar es que la intensidad y el ancho de pulso necesario, son muy diferentes entre un paciente y otro, ya que tiene que ver con el estado del músculo, del nervio, la edad, el nivel de la rehabilitación y la sensibilidad propia de cada uno de ellos. Por otro lado, se pudo observar que se logran los mismos resultados bajando la amplitud del pulso y alargando el ancho del mismo, es decir, si en un

determinado paciente se logra la dorsiflexión del pie con 44V y 300  $\mu$ s, podríamos lograr el mismo efecto utilizando 36V y 350  $\mu$ s ó 50 V y 250  $\mu$ s.

Tabla 1: Ensayo en pacientes.

Nº	Características del Paciente	Resultados	Observaciones
1	Mujer, 62 años, sufrió un accidente automovilístico.	No se logró la dorsiflexión del pie	Es muy probable que tenga los nervios motores dañados
2	Mujer, 61 años, mala praxis en una operación cerebral	No se logró la dorsiflexión del pie	Es muy probable que tenga los nervios motores dañados
3	Mujer, 26 años, lesión con arma de fuego	Se logró la dorsiflexión del pie	Con 36V de intensidad y 300 $\mu$ seg de ancho de pulso se logro la dorsiflexión
4	Hombre, 49 años, Accidente cerebro vascular	Se logró la dorsiflexión del pie	Con 50V de intensidad y 350 $\mu$ seg de ancho de pulso se logro la dorsiflexión
5	Hombre, 50 años, Accidente cerebro vascular	Se logró la dorsiflexión del pie	Con 44V y 300 $\mu$ seg, sin el equipo no presentaba dificultad al caminar
6	Hombre, 38 años, ACV, rotura del fémur no caminaba	No se logró la dorsiflexión del pie	Este paciente no hacía ejercicios y sufrió mala praxis en la operación del fémur

El procedimiento que se utilizó para los ensayos en pacientes consistió primero en observar la forma de caminar del paciente sin el equipo. Luego, con el paciente sentado, se colocaba el electroestimulador y se ensayaba el grado de reacción del pie, para lo cual se estableció a priori un ancho de pulso de 300 $\mu$ s. Luego se incrementaba la amplitud del pulso gradualmente, para ver si se lograba la dorsiflexión del pie. De ser así, se lo ensayaba caminando.

En los casos 1 y 2 de la Tabla 1 se aumentaron al máximo tanto la intensidad como el ancho del pulso, y no se logró ningún cambio, por lo tanto para estos pacientes el dispositivo no funcionó.

En los casos 3 y 4 de la Tabla 1, los pacientes tenían mucha dificultad al caminar, ya que no tenía control del pie. Con el dispositivo puesto, y al lograr la dorsiflexión del pie, aquellos mejoraban notablemente el andar. En el caso 5, el paciente caminaba con poca dificultad, ya que el mismo tuvo una muy buena rehabilitación y lo que se notaba es que no tenía control de la punta del pie. Con el electroestimulador lograba levantar notablemente la punta del pie.

#### 4. Conclusiones:

Se diseñó e implementó un sistema tipo EEF para personas con síndrome del pie caído. El mismo funcionó satisfactoriamente para pacientes que sufrieron un ACV, mejorando notablemente la marcha de dichos pacientes.

Es importante destacar que el dispositivo actuó mejor en aquellos que realizaban alguna mínima actividad física periódicamente. Estos resultados se pueden apreciar a partir de lo referenciado en la Tabla 1. Algunos necesitaban mayor potencia en los pulsos que otros. En particular, para el caso 6, no se logró la dorsiflexión del pie, debido a que dicho paciente no realizaba ninguna actividad física.

Hay que tener en cuenta que la marcha de dichos pacientes es defectuosa debido a la poca movilidad de los músculos. Al caminar, por lo general levantan la cadera para lograr el paso. Con la incorporación del electroestimulador para el pie, ya no necesitan levantar la cadera y pueden de esa manera mejorar la marcha, pero hay que tener en cuenta que deben aprender a hacer los pasos nuevamente debido a que están acostumbrados a caminar de manera incorrecta y deben corregirse con la adecuada rehabilitación.

## 5. Bibliografía:

1. Carolina Tabernig-Apuntes de la Cátedra Bioingeniería III de la Facultad de ingeniería – UNER. “*Parámetros de Estimulación eléctrica*”
2. Carolina Tabernig- Apuntes de la Cátedra Bioingeniería III de la Facultad de ingeniería – UNER. “*Bases Fisiológicas de Tejido Excitables*”
3. Carolina Tabernig- Apuntes de la Cátedra Bioingeniería III de la Facultad de ingeniería – UNER. “*Estimulación Eléctrica Funcional*”
4. Christian Bodington Esteva - *Basic para microcontroladores Pic* - 2004
5. Carlos Del Aguila - *Electromedicina* – Editorial Hispano America sa (HASA) - Primera edición. 1990.
6. Richard L. Drake, Wayne Vogl, Adam W. M. Mitchell – *Anatomía de Gray para estudiantes* - El Sevier - 2005
7. Gerard M. Lyons, Thomas Sinkjær, Jane H. Burridge, and David J. Wilcox, “*A Review of Portable FES-Based Neural Orthoses for the Correction of Drop Foot*”- IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, VOL. 10, N° 4, 260-280, 2002.
8. J. Rozman and I. Tekavčić – Selective Stimulation of a peripheral nerve: Correction of Drop Foot in Three - 18th Annual Int Conf of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, 2256-2257 1996
9. S.K. Sabut, R. Kumar, P.K. Lenka, M. Mahadevappa, *Surface EMG Analysis of Tibialis Anterior Muscle in Walking with FES in Stroke Subjects* - 32nd Annual Int Conf of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, August 31 – 5839-5843, 2010.
10. R Jones A Davies Smith G Nuyens T Whitlock W Peasegood P Ketelaer A Bateman – *Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Multiple Sclerosis* - The Institution of Electrical Engineers, 211-214, 1997.
11. Aleksandar Kostov , Thomas Sinkjaer, Barry Upshaw - *Gait Event Discrimination Using ALNs for Control of FES in Foot-drop Problem* - 18th Annual Int Conf of the IEEE EMBS, Amsterdam, 459-460, 1996.
12. D.J. Weber, R.B. Stein, K.M. Chan, G.E. Loeb, F.J.R. Richmond, R. Rolf, K. James, S.L. Chong - *BIONic WalkAide for correcting foot drop* - Proceedings of the 26th Annual Int Conf of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA • September 1-5, 4189-4193, 2004
13. Merck & Co - *Manual Merck de Información Médica para el hogar* - Copyright ©2005 Merck Sharp & Dohme de España, S.A
14. Página web de Bioness fabricante de electroestimuladores [www.bioness.com](http://www.bioness.com)
15. ¡Error! Referencia de hipervínculo no válida.
16. Página web de Walkaide [www.walkaide.com](http://www.walkaide.com)
17. Página web de Microchip [www.microchip.com](http://www.microchip.com)