Fuente de corriente con salida de alta impedancia para estimuladores eléctricos funcionales*

Justo Chaves**, Sergio Escobar, Carolina Tabernig

La estimulación neuromuscular funcional (FNS, por su sigla en inglés) es una técnica de rehabilitación que puede ser aplicada a personas con dificultades en el control motor, y se utiliza para reemplazar o asistir una función motora perdida o disminuida. Consiste en la excitación de la inervación periférica sana por medio de estímulos eléctricos para lograr la contracción muscular. Los sistemas que emplean esta técnica tienen a la salida una fuente de corriente constante regulable. Estos sistemas suelen ser multicanales y activan distintos grupos motores mediante la aplicación de electrodos activos y un electrodo indiferente común. Esto requiere características particulares de las fuentes de corriente. En este trabajo se presenta el diseño de una fuente de corriente constante para ser utilizada en la salida de sistemas de FNS que brinden pulsos de estimulación monofásicos o bifásicos y cuyas salidas permanezcan en estado de alta impedancia cuando no estén activadas. Los resultados mostraron que la corriente se mantuvo prácticamente constante ante variaciones en la impedancia de salida, tiene una relación lineal entre la entrada de control y la salida de corriente, y brinda la posibilidad de tener a la salida pulsos bifásicos de distinta conformación.

Palabras clave: fuentes de corriente - estimulación neuromuscular functional - diseño - electrónica

*) Este artículo expone desarrollos realizados en el marco del PID "Análisis de la marcha asistida por estimulación eléctrica", Directora: Mag.Bioing. Carolina Tabernig, Laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales, Facultad de Ingeniería (Bioingeniería), Universidad Nacional de Entre Ríos; financiado por la UNER, 2001-2004. Recibido en febrero 2005, segunda versión en marzo 2006, aceptado en junio 2006.
**) Bioingeniero, Jefe de Trabajos Prácticos, cátedra *Electrónica 1*, Departamento Electrónica, Facultad de Ingeniería de la UNER (FIUNER). Integrante del referido proyecto, E-mail: justochaves@yahoo.com. Tel: 54-343-4363900.

Current Source with High Impedance Output for Functional Neuromuscular Stimulators*

Justo Chaves, Sergio Escobar, Carolina Tabernig**

Functional neuromuscular stimulation (FNS) is a rehabilitation technique which can be applied to people with motor control difficulties and it is employed to replace or assist a loosed o diminished motor function. It consists on the excitation of the healthy peripherical innervations by means of electrical pulses to perform muscular contraction. Systems that employ FNS have a constant current source at the output. These systems may be multichannel systems and they activate different motor groups through the application of active electrodes and only one indifferent electrode. This issue requires particular characteristics for the current sources. In this article we present the design of a constant current source to be employed at the output of FNS systems which give monophasic and biphasic stimulation pulses and their outputs maintain high impedance mine while they are not active. Results show that the current was constant facing variations in the output impedance and it presented a lineal relationship between the control input and current output. The design also gives the possibility of having biphasic pulses of different conformation at the output.

Key words: current sources - functional neuromuscular stimulation - design - electronics

*) Article that exposes developements achieved in the project "Análisis de la marcha asistida por estimulación eléctrica". Head researcher: Mag.Bioing. Carolina Tabernig, Laboratory of Engineering on Neuromuscular and Sensorial Rehabilitarion & Research, Faculty of Engineering (Bioengineering), National University of Entre Ríos (UNER); funded by SICTFRH-UNER, 2001-2004; manuscript submitted in February 2005; modified text in March 2006, admission in June 2006.
**) Bioengineer, Assistant Professor in *Electronics I*, Department of Electronics, Faculty of Engineering, UNER. E-mail: justochaves@yahoo.com. Tel: 54-343-4363900.

I. Introducción

Las dificultades en el control motor voluntario son secuelas comunes posteriores a lesiones medulares y cerebrales, producidas por accidentes cerebro vasculares, traumas, tumores y otras disfunciones de la neurona motora superior. La estimulación neuromuscular funcional (FNS, por su sigla en inglés) es una técnica de rehabilitación que excita la inervación periférica que permanece sana pero a la cual no le llegan las órdenes motoras cerebrales (**Popovic**, 2003). Estos sistemas reemplazan o asisten una función motora perdida o disminuida y están constituidos básicamente por tres bloques. Un bloque de comando que sensa y acondiciona la señal voluntaria por medio de la cual la persona expresa su intención de movimiento. Un bloque central de procesamiento que interpreta esta señal y genera pulsos y secuencias de activación necesarios para lograr la función motora buscada. Un tercer y último bloque, el bloque de salida, acondiciona los pulsos otorgándoles la potencia apropiada para excitar un nervio con electrodos superficiales.

La salida de estos estimuladores eléctricos puede ser a voltaje constante (**Rakos**, 1999) o a corriente constante (**Tabernig**, 1998), ya sea se mantenga invariante el voltaje o la corriente a pesar de los cambios en la impedancia de la interfaz electrodo-piel. Los estimuladores con bloques de salida a corriente constante presentan la ventaja de que la respuesta clínica observada es la misma, bajo idénticas condiciones de estimulación, no obstante cambie la impedancia por diferente conductividad de los electrodos, por perspiración u otra situación que presente el paciente (**Popovic**, 2003). Esto explica la razón por la cual este tipo de bloque de salida es el más empleado en los sistemas de FNS.

Los pulsos rectangulares son la forma de onda más empleada en los sistemas de FNS. Algunos son monofásicos sin compensación, otros monofásicos con compensación de carga o bifásicos simétricos o asimétricos (**Tabernig**, 1998) (**Graupe**, 1994). Cada uno de ellos presenta sus ventajas y es el profesional que emplea estos sistemas quien debe determinar cuál es la forma de onda más apropiada para cada terapia de rehabilitación.

Estos pulsos rectangulares de estimulación son modulados en trenes o secuencias de activación. Entre sus principales parámetros se encuentran el ancho, la frecuencia y la amplitud. Para aplicaciones funcionales, el

ancho de cada pulso puede variar entre los 0,2 y 0,4 mseg. (**Popovic**, 2003) (**Badj**, 2000). La intensidad de estimulación dependerá del músculo estimulado y puede llegar a los 150 mA. en aplicaciones para marcha de personas con lesiones medulares (**Tabernig**, 1998) (**Graupe**, 1994). La frecuencia o intervalos entre pulsos logrará reproducir la sumación de contracciones tal como sucede en el sistema neuromuscular sano pero deberá limitarse para no acelerar el proceso de fatiga muscular con el consecuente decaimiento de la fuerza muscular desarrollada. Por estas razones se generan pulsos cuyas frecuencias oscilan entre los 25 y 40 pps, es decir con períodos entre pulsos de 40 a 25 mseg. (**Tabernig**, 1998) (**Graupe**, 1994).

Por otro lado, los sistemas de FNS suelen ser multicanales, es decir poseen varias salidas de estimulación que activan distintos grupos musculares. La excitación de estos músculos se logra mediante la aplicación de los electrodos activos sobre los puntos motores compartiendo a menudo un único electrodo indiferente, que funcionará como ánodo común, de manera de minimizar la cantidad de electrodos que la persona debe colocarse diariamente (**Tabernig**, 1998).

Teniendo en cuenta que el bloque de salida debe brindar la potencia necesaria de estimulación durante el pulso rectangular pero minimizar las corrientes de fuga durante el período entre pulsos, y que la corriente drena durante ese pulso a un electrodo indiferente común, es necesario disponer de fuentes de corriente constante que eleven la impedancia de salida durante el intervalo entre pulsos y que puedan ser activadas por pulsos rectangulares de distinta conformación.

En este trabajo se presenta el diseño y evaluación de una fuente de corriente constante con alta impedancia de salida con posibilidad de utilización como bloque de salida de estimuladores eléctricos funcionales que brinden pulsos rectangulares monofásicos o bifásicos, simétricos o asimétricos.

II. Descripción del diseño

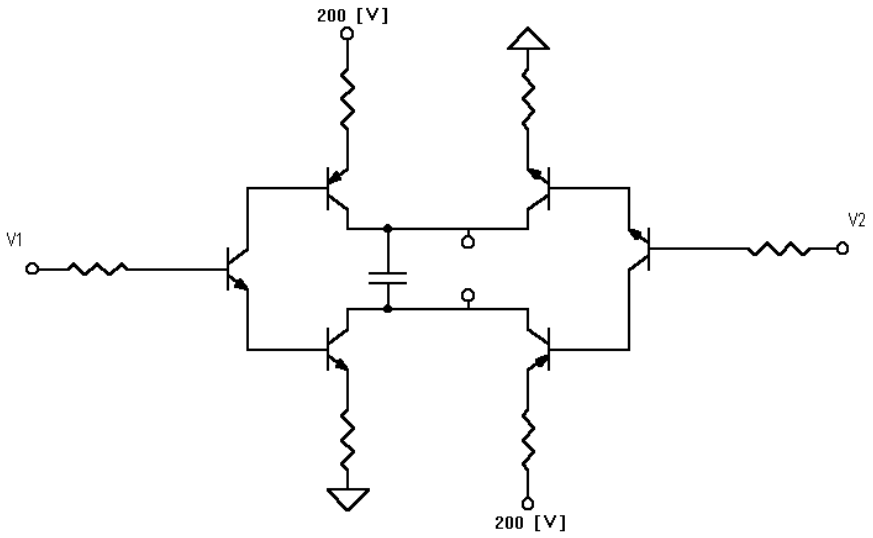


Figura 1. Esquema del circuito electrónico

El circuito electrónico desarrollado está formado básicamente por transistores MJE 340 para los tipo npn y MJE 350 para los pnp, tal como puede observarse en la **Figura 1**. En ella se distinguen dos ramas, cada una formada por tres transistores. En cada rama dos transistores trabajan como fuente de corriente en configuración emisor común y son los que generan a la salida alta impedancia cuando no se encuentran excitados, mientras que el tercer transistor actúa como controlador de corriente de los otros dos.

La fuente de corriente diseñada se puede modelizar como un amplificador diferencial de transconductancia, según se muestra en la figura 2, donde **V1** y **V2** son las entradas inversoras y no inversora respectivamente, Zh representa la impedancia del tejido biológico y **Z1** y **Z2** las impedancias de las entradas respecto de masa. A la salida se encuentra una fuente de corriente controlada por **V1** o **V2**. Todo el sistema

se alimenta con una fuente unipolar de 200 V de corriente continua.

Tanto la entrada **V1** como la entrada **V2** admiten señales de 0 a 5 V, provenientes de una etapa de generación de pulsos cuyo valor cubre el rango antes mencionado. Las impedancias de entradas **Z1** y **Z2** son aproximadamente de 1200 Ω.

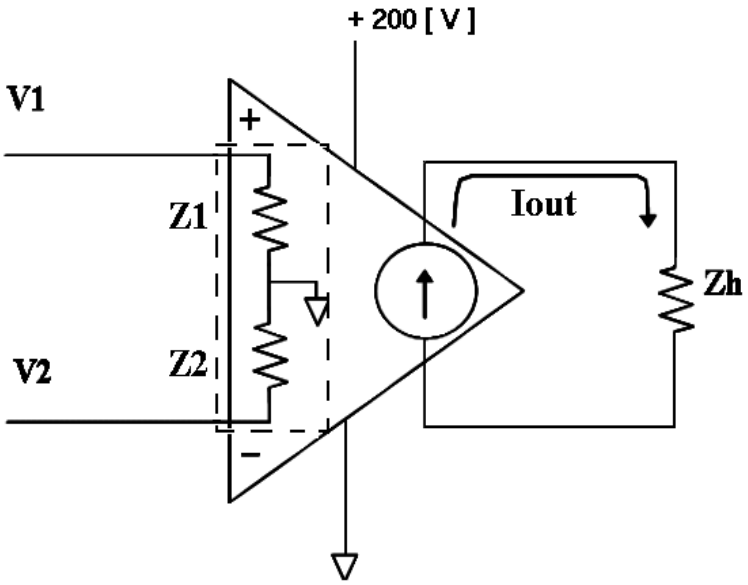


Figura 2. Modelo de la fuente de corriente propuesta

Cuando las dos entradas se encuentran en 0 **V**, la salida pasa a estado de alta impedancia, de esta manera se logra minimizar las posibles fugas de corriente provenientes de otros electrodos de estimulación. Esta característica del diseño es particularmente importante en sistemas multicanales por permitir el uso de un solo electrodo indiferente al cual drenan las corrientes que provienen de varios electrodos activos en distintos momentos, tal como puede observarse en la **Figura 3**. Teniendo en cuenta que las fuentes de corrientes se activan en distintos momentos, se puede

observar que cuando la corriente se establece entre el electrodo activo **A** y el indiferente **IND**, la fuente de corriente conectada al electrodo activo **B** se encuentra en alta impedancia, por lo cual no habrá circulación de corriente en este último. Cuando el pulso de estimulación llega al electrodo **B** y no al **A**, el proceso descripto se desencadena a la inversa.

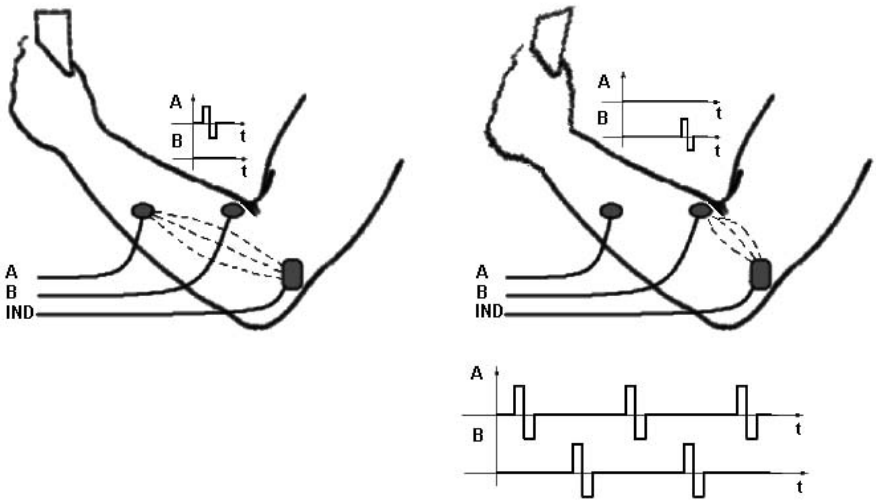


Figura 3. Diagrama de activación para un sistema de dos canales

oma un valor entre 0 y 5 V y
ida Iout positiva y su valor
erso, cuando 0<V2< 5 V y
a y proporcional a V2. Esta
la generación de pulsos de
tiza en la **Figura 4**. De esta
siempre brinda pulsos de
s entradas a la fuente sea
nulación eléctrica.

La siguiente tabla resume el funcionamiento de la fuente de corriente,

V1 [V]	V2 [V]	Iout
0 < V1 < 5	0	Iout = gm·V1
0	0< V2 <5	Iout = gm·V2
0	0	Alta impedancia

donde **gm** es el coeficiente de transconductancia (aprox. **gm**=25 mMho).

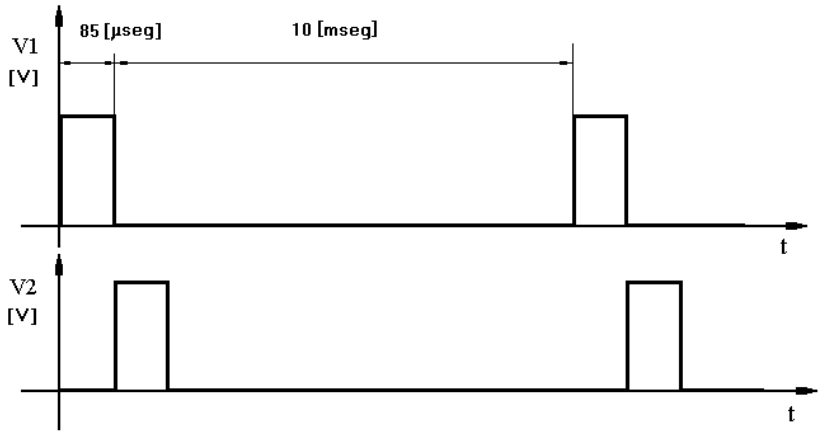
III. Materiales y métodos de evaluación

El funcionamiento de la fuente se comprobó variando la impedancia **Zh** y las amplitudes de las entradas **V1** y **V2**. Se realizaron mediciones de la forma de onda de la corriente Iout en el tiempo, y también se observó la disipación en los transistores de salida.

Este procedimiento de testeo fue realizado excitando la fuente de corriente con pulsos provenientes de un generador de ondas diseñado y construido a tal efecto. Este generador permitía disponer de dos salidas unipolares, variar la amplitud, la frecuencia y el ancho de los pulsos.

Se probó la fuente excitándola con pulsos de ancho entre 85 μseg y 1 mseg, y con frecuencias desde 1 pps a 100 pps.

Los pulsos de entrada utilizados fueron del tipo rectangular, de 85 μseg de ancho con un espaciado entre pulsos de 10 mseg y una amplitud de entrada entre



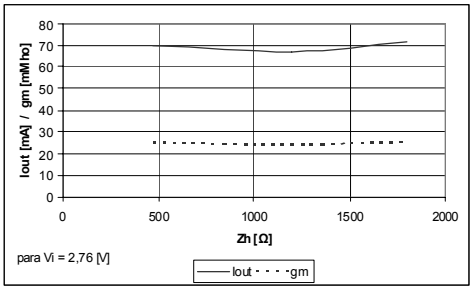
. Figura 5.

Figura 5. Entradas **V1** y **V2** en función del tiempo. En las gráficas se indican los tiempos del ancho de pulso y el periodo entre pulsos.

IV. Resultados

Los resultados obtenidos se pueden observar en las **Figuras 6 y 7**.

En la **Figura 6 a), b)** y **c)** se puede apreciar el comportamiento de la corriente de salida **Iout** y **gm** en función de la tensión de entrada **Vi** (**V1** o **V2**) para tres impedancias distintas (**Zh** = 470,1200, o 1800 Ω). En la **Figura 7** se



(b)

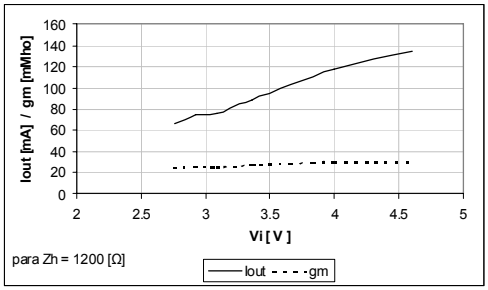
Figura 7. Corriente de salida **Iout** y del coeficiente de transconductancia **gm**, en función de la impedancia **Zh** . a) para **Vi** = 4 V y b) para **Vi** = 2,76 V.

grafica la corriente **Iout** y **gm**, en función de **Zh** para a) **Vi** = 4,0 V. y b) Vi = 2,76

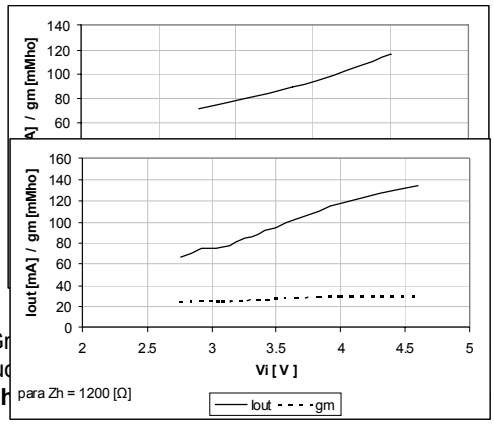
V. En todos los casos los tiempos de establecimiento no superaron los 10 μseg

V. Discusión y conclusiones

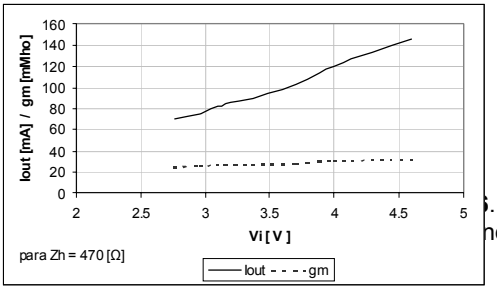
(a)



(b)



(c)

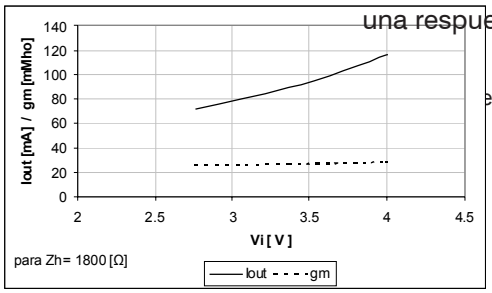


(a)

6. Gr y el coeficiente de
nduc de salida. a) para
Zh 1800 Ω.

(b)

De las gráficas presentadas se observa que la corriente Iout presenta una respuesta constante, ante las variaciones de la **Zh**. Esto significa que



(c)

Figura 6. Gráficas de la evolución de la corriente de salida y el coeficiente de transconductancia para distintos valores de la impedancia de salida. a) para **Zh** = 470 Ω, b) para **Zh** = 1200 Ω y c) para **Zh** = 1800 Ω.

la corriente de salida se mantendrá constante aunque la impedancia del tejido que se estimule varíe.

También se destaca que la corriente Iout presenta una linealidad aceptable frente a las variaciones de **Vi**. Esta linealidad simplifica las operaciones que deberá realizar el bloque de comando, ya que para lograr un valor de corriente determinado, sólo se tiene que realizar el producto **Vi · gm**.

Con respecto al coeficiente de transconductancia, se puede mencionar que la respuesta constante se consiguió eligiendo previamente transistores complementarios de ganancia de corrientes muy semejantes.

El capacitor que se observa a la salida en la Figura 4 permitió estabilizar la corriente Iout, ya que al comienzo de los ensayos la salida en unas de las ramas se presentaba oscilatoria.

Se concluye que los resultados obtenidos fueron satisfactorios. Además, la simplicidad del circuito y el hecho de que el mismo se alimentara con una fuente unipolar que ya se disponía, permitió una rápida implementación del mismo. De esta manera se cuenta con un diseño de fuente de corriente robusto, confiable y flexible en relación al tipo de forma de onda que acepta a la entrada, permitiendo su empleo como bloque de salida de equipos de FNS.

Referencias bibliográficas

BAJD, T; CIKAJLO, I; GIDER, F. (2000). FES rehabilitative systems for re-education of walking in incomplete spinal cord injured persons, en: **Neuromodulation**, vol. 3, pág. 167-174.

GRAUPE, D; KOHN, K. (1994). **Functional electrical stimulation for ambulation by paraplegics**. Krieger Publishing, Florida.

POPOVIC, D. (2003). Control of current and future neural prostheses, en: **Medical engineering & Physics**, vol. 25, pág. 1-2.

POPOVIC D; SINKJÆR T. (2003). **Control of Movement for the Physically Disabled. Control for Rehabilitation Technology**. Center for Sensory-Motor Interaction, Aalborg, Dinamarca.

RAKOS, M; FREUDENSCHU, B; GIRSCH, W; HOFER, C; KAUS, J; MEINERS, T; PATERNOSTRO, T; MAYR, W. (1999). Electromyogram-controlled functional electrical stimulation for treatment of the paralyzed upper extremity, en: **Artificial Organs**, vol. 23 nro 5, pág 466- 470.

TABERNIG, C; RUFINER, A; SCHIAFFINO, L; ESCOBAR, S; BONFILS, E. (1998). Sistema de Estimulación eléctrica funcional para bipedestación y marcha, en: **Proc. XVI Congreso Anual de la Sociedad española de Ingeniería Biomédica**, pág.397-399.