

Diseño de un sistema inalámbrico de estimulación eléctrica funcional adaptativo

R. M. Higuera González^{1*}, L. A. Bello Cruz², V. H. Ortiz Flores²

¹Departamento de ingeniería electrónica, Tecnológico Nacional de México campus Ixtapaluca, Ixtapaluca, México

²Departamento de ingeniería electrónica, Tecnológico Nacional de México campus Ixtapaluca, Ixtapaluca, México.

*rogelio.hg1@ixtapaluca.tecnm.mx

Abstract— In recent years, Functional Electrical Stimulation (FES) became a promising rehabilitation treatment for Spinal Cord Injuries (SCI). Different topologies for FES systems have been implemented to rehabilitate specific muscles, but this limits their adaptability for the stimulation of any other one. On the other hand, many of these designs are limited in portability because they do not use wireless technology. In this paper, we propose the design of an FES system that generates monophasic and biphasic current pulses in an amplitude range of 0 to 26 mA. In addition, the output stage of the FES system we propose, includes the use of a differential current source, whose amplitude can be manipulated by means of two digital potentiometers. Waveform, amplitude, frequency and pulse width can be manipulated directly from the Graphical User Interface (GUI) of the FES system. Moreover, a wireless interface was implemented between the computer and the system to give greater portability to the user and more mobility to the patient. All these features make our design adaptable for different rehabilitation treatments.

Palabras clave—Estimulación eléctrica, estimulación funcional, FES, fuente de corriente, fuente de Howland.

I. INTRODUCCIÓN

El sistema nervioso central está formado por el cerebro, la médula espinal y los nervios periféricos. Este sistema se encarga de enviar señales eléctricas que provocan la contracción de los músculos [1]. Sin embargo, las lesiones medulares causadas por accidentes de tráfico, actividades deportivas, caídas, poliomielitis y otras enfermedades como los tumores, provocan la pérdida total o parcial de las funciones motoras o sensoriales [2]. Uno de los métodos de rehabilitación más eficaces para restablecer la función muscular, después de una LME, es el uso de la Estimulación Eléctrica Funcional. La FES aplica estímulos eléctricos externos para producir contracciones musculares controladas en un intento de restaurar el movimiento funcional del músculo paralizado [3].

En cuanto a la topología de los circuitos de FES, en [4] se hizo un resumen de las principales características y prestaciones de doce circuitos de potencia de electroestimuladores. La investigación reveló un predominio de las estrategias de diseño que utilizan amplificadores operacionales en los circuitos de potencia y los pulsos de

corriente de salida, ya que tienen ventajas como la seguridad del paciente, son económicos y portátiles.

Basándose en la información anterior, se han reportado diferentes diseños de sistemas FES implementados con amplificadores operacionales y con pulsos de salida de corriente. En [5] se presenta una fuente de corriente para la estimulación neuronal, que convierte las señales de voltaje (proporcionadas por un generador de señal) en señales de corriente controladas mientras regula el voltaje de compensación a través de los electrodos de estimulación; el circuito genera pulsos monofásicos con una amplitud de corriente de 1mA. En [2], se implementó un electroestimulador FES multicanal; la etapa de potencia fue realizada por una fuente de corriente, que fue controlada por un microcontrolador. Los patrones de pulsos fueron generados por un software externo y enviados al microcontrolador a través de un puerto USB. La conmutación de los canales se realizó mediante un interruptor analógico de alto voltaje de 16 canales. En [6] se diseñó un circuito en el que se generan pulsos de corriente monofásicos rectangulares para estimular o activar los músculos de dorsiflexión de pacientes con pie caído. La parte de control fue realizada por un microcontrolador y se utilizó un convertidor de voltaje a corriente para la generación de los pulsos de salida. Además, se utilizó un potenciómetro para variar la amplitud del pulso de corriente. En [7], se realizó un sistema de electroestimulación controlado por un instrumento virtual implementado en LabVIEW. La comunicación entre el software y el hardware se implementó con una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments, y una fuente de corriente que genera pulsos monofásicos para el circuito de potencia. Por último, en [8] se desarrolló un sistema de estimulación de corriente escalable controlado por una interfaz gráfica. Este sistema genera señales de corriente tanto monofásicas como bifásicas, en la que es posible conmutar entre dos rangos de amplitud por medio de diferentes interruptores. Al igual que en otros trabajos, la interfaz gráfica se comunica con el hardware a través del puerto USB.

En este trabajo se propone el diseño de un sistema FES como herramienta para tratar diversas dolencias, es decir, el sistema puede adaptarse para la rehabilitación de diferentes músculos. El diseño presentado genera pulsos de corriente

monofásicos y bifásicos con una amplitud de 0 a 26 mA. La forma de onda, la amplitud frecuencia y ancho del pulso pueden manipularse directamente desde la interfaz gráfica de usuario desarrollada en LabVIEW. Para evitar que la amplitud de la señal de salida sea variada manualmente como se indica en las referencias anteriores, se optó por el uso de potenciómetros digitales. Además, se implementó una interfaz inalámbrica entre la computadora y el sistema para proporcionar una mayor portabilidad al usuario en comparación con el uso del puerto USB.

II. METODOLOGÍA

A. Aspectos de diseño de sistemas FES

Existen dos métodos para los sistemas transcutáneos o no invasivos. El primero se basa en la aplicación de pulsos con amplitud de voltaje controlado, mientras que el segundo se basa en la aplicación de pulsos con amplitud de corriente controlada [9]. La principal ventaja de utilizar corriente es que los umbrales de estimulación permanecen constantes incluso con cambios en la impedancia electrodo-piel, lo que no ocurre con los pulsos de voltaje porque la amplitud del voltaje depende de la impedancia electrodo-piel. Este concepto es importante porque la impedancia de la piel humana es alta y variable a lo largo del tiempo de aplicación del estímulo. Además, la impedancia de la piel humana varía entre diferentes individuos en función de la temperatura, la frecuencia del estímulo y el tiempo de aplicación [10].

Otro parámetro importante en el diseño de los sistemas FES es la forma de onda del pulso aplicado. La mayoría de las formas de onda utilizadas se basan en pulsos rectangulares, ya que los estudios muestran mejores resultados de contracción de las células y las fibras en comparación con las funciones triangulares u otros tipos de formas de onda [11]. Dependiendo de la dirección de la corriente, la señal aplicada puede ser monofásica o bifásica. La salida monofásica permite la corriente en una sola dirección, creando una carga desequilibrada en el tejido. Por otro lado, una salida bifásica permite tanto la aplicación y la eliminación de las cargas eléctricas del tejido, impidiendo la acumulación de carga principalmente alrededor del lugar de aplicación, que es perjudicial para el paciente.

Teniendo en cuenta los aspectos anteriores, se diseñó un sistema FES que proporciona pulsos de corriente bifásicos con el fin de mantener una amplitud constante y evitar una acumulación de carga que sea perjudicial para el paciente. El diseño es abierto, ya que se pueden aplicar diferentes formas de onda y pulsos monofásicos cambiando la tensión de referencia.

B. Sistema FES diseñado

La Fig. 1 muestra las diferentes etapas que constituyen el sistema FES desarrollado en este trabajo.

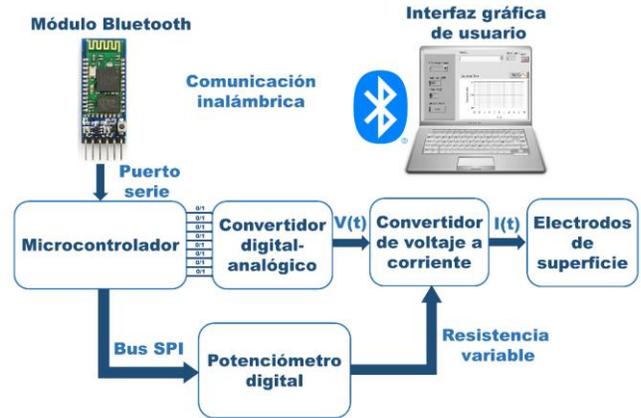


Fig. 1. Diagrama de bloques del sistema FES desarrollado.

Interfaz gráfica de usuario: Manipula la forma de onda, la frecuencia, el ancho de pulso y la amplitud del pulso de corriente del electroestimulador. Para comunicar la interfaz gráfica con el microcontrolador, se utilizó el protocolo de comunicación RS232 a través del Bluetooth de la computadora. La interfaz gráfica de usuario también establece los parámetros de comunicación en serie que se utilizan para la transmisión de datos, como el puerto COM, la tasa de baudios, la paridad y el número de bits.

Etapa de control: Es el cerebro del sistema. La etapa de control consiste de un microcontrolador PIC18f4550, que recibe los datos a través del módulo Bluetooth HC-05 y envía digitalmente la señal de electroestimulación a través el puerto B (resolución de 8 bits). El microcontrolador también controla los potenciómetros digitales mediante el uso del bus SPI.

Convertidor Digital-Analógico (CDA): Esta etapa se encarga de convertir la palabra binaria enviada por el microcontrolador en una señal analógica con una amplitud de 0 a 5V. Para la conversión digital-analógica se utilizó el circuito integrado DAC0808, que tiene una resolución de 8 bits.

Convertidor de voltaje a corriente: Esta etapa suministra los pulsos de corriente a los electrodos de superficie que se conectan a los músculos del paciente a rehabilitar. Se utilizó una fuente diferencial Howland modificada, donde la amplitud de la corriente de salida es manipulada por dos potenciómetros digitales MCP41010 de 10kΩ. El rango de amplitud de la corriente de salida es de 0 a 26mA.

C. Etapa de salida

En este trabajo se omite el circuito restador [8] utilizando una fuente Howland diferencial modificada, reduciendo el tamaño y el coste del circuito. La topología propuesta se muestra en la Fig. 2. La amplitud de la corriente de salida se modifica mediante dos potenciómetros digitales $Rvar$, con esto se consigue un mayor rango de valores de la corriente de salida y la resistencia se puede manipular digitalmente desde la interfaz gráfica de usuario,

evitando variar la resistencia de forma manual como ocurre cuando se utilizan potenciómetros o interruptores. Si $R1=R2$ y $R3=R4$, la corriente de salida i_{out} dependerá inversamente del valor de los potenciómetros digitales $Rvar$, como lo expresa en (1).

$$i_{out} = \frac{V_{in}(t) - V_{ref}}{Rvar} \quad (1)$$

III. RESULTADOS

Para realizar las simulaciones y pruebas experimentales para probar la etapa de salida del sistema FES propuesto, el valor de las resistencias $R1$, $R2$, $R3$ y $R4$ se fijó en $10k\Omega$. Además, se utilizó el amplificador operacional OPA445, una fuente de alimentación bipolar que proporciona $-10V$ y $10V$, una carga ZL de 100Ω y dos potenciómetros digitales $Rvar$ de $10k\Omega$. La resolución de los potenciómetros digitales es de 8 bits por lo que tienen 255 pasos: el valor inicial es 10Ω , y por cada paso la resistencia varía 39.17Ω .

Se realizó una simulación en DC en la que se varió el valor de $Rvar$ y se obtuvo la amplitud de la corriente de salida. Para observar la variación de la corriente con respecto a la tolerancia de las resistencias, se realizó un análisis del peor de los casos (Fig. 3). La variación máxima de la corriente de salida con respecto a la tolerancia de los resistores es de 16% y la variación mínima es de $-13,81\%$.

Con el fin de saber el ancho de banda de la etapa de salida, una simulación en AC fue realizada, resultando en 596.86 kHz (Fig. 4).

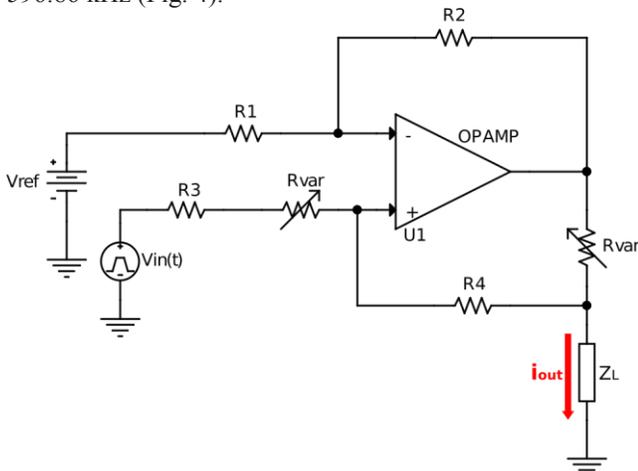


Fig. 2. Etapa de salida del sistema FES implementada en este trabajo.

El ancho de banda es suficiente para el diseño propuesto ya que normalmente las señales de salida generadas por un electroestimulador están por debajo de los 10 kHz [15].

Un osciloscopio PeakTech 125 fue utilizado para el registro de las señales de salida del sistema FES propuesto. En la Fig.5a se muestra la señal de salida del electroestimulador cuando $Rvar$ se encuentra en un valor de 245Ω y una frecuencia de 1.33kHz . La variación máxima entre la señal obtenida de la simulación y la señal obtenida experimentalmente es de 9.76% .

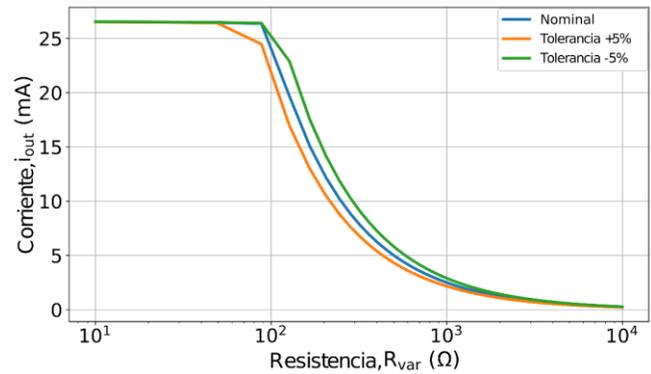


Fig. 3. Variación de la corriente de salida con respecto a la resistencia variable, tomando en cuenta la tolerancia de los resistores.

La Fig. 5b muestra la señal de salida del electroestimulador cuando $Rvar$ tiene un valor de 88Ω y una frecuencia de 333Hz . La variación máxima entre la señal obtenida en la simulación y la obtenida experimentalmente es de -8.27% .

En la Fig. 6 se muestra el resultado obtenido en el osciloscopio y en la interfaz gráfica de usuario que manipula los parámetros de la señal de salida del sistema FES propuesto.

IV. DISCUSIÓN

En el diseño propuesto se redujo la etapa de salida utilizando un convertidor de corriente diferencial en comparación a un restador y un convertidor de corriente utilizado en [8].

También se pudo manipular la amplitud de corriente de forma digital (desde la interfaz gráfica de usuario) ya que en trabajos previos lo realizan manualmente utilizando potenciómetros o interruptores [2], [5], [6], [7], [8]. Por último, se utilizó tecnología inalámbrica en lugar de un cable USB, para comunicar la interfaz gráfica de usuario y el hardware del sistema FES.

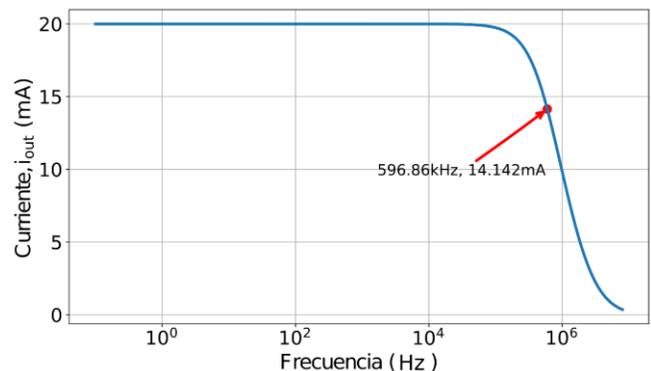


Fig. 4. Respuesta en frecuencia de la etapa de salida del sistema FES.

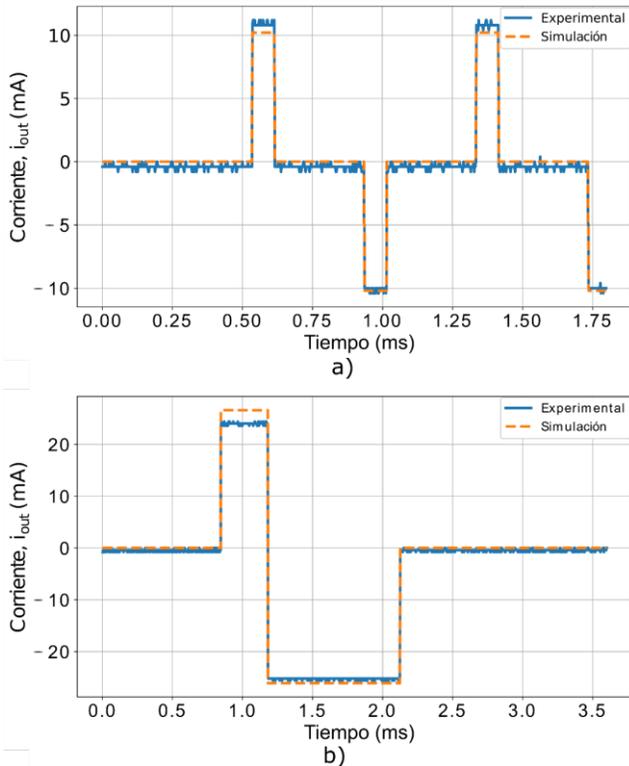


Fig. 5. Comparación entre la señal de salida simulada y experimental: a) Señal de salida cuando $Rvar=250\Omega$, b) Señal de salida cuando $Rvar=88\Omega$.

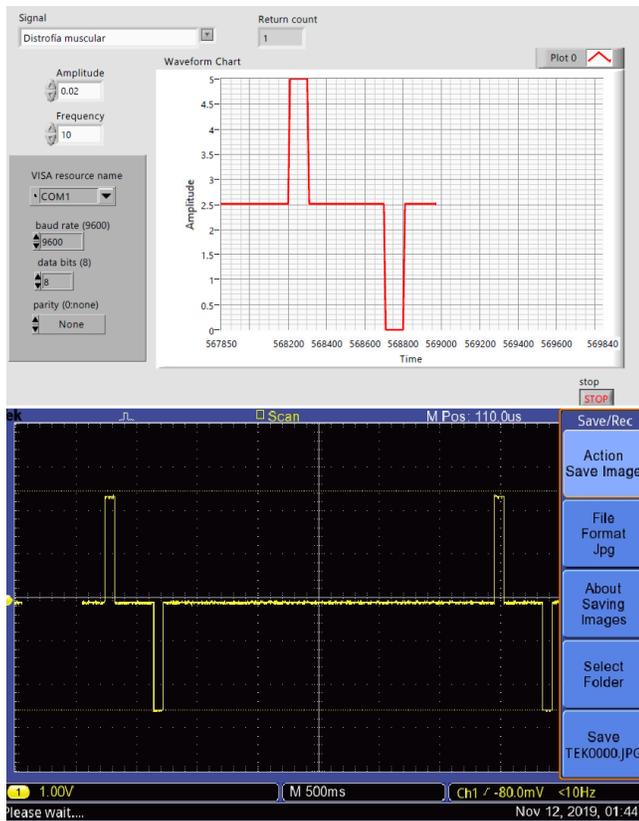


Fig. 6. Señal de salida manipulada por la interfaz gráfica de usuario.

V. CONCLUSIONES

En este trabajo se ha desarrollado un estimulador eléctrico funcional adaptativo basado en la corriente. El sistema FES se manipula a través de una interfaz gráfica de usuario que establece la frecuencia, el ancho del pulso y la forma de onda de la señal de estimulación. El sistema FES propuesto puede generar formas de onda arbitrarias en un rango de amplitud de 0 a 26 mA con un ancho de banda de 596.86 kHz. La comunicación entre la interfaz gráfica de usuario y el hardware se realizó mediante Bluetooth. En futuros trabajos, se pretende implementar un electromiógrafo para sensar las señales de los músculos estimulados y proporcionar una retroalimentación al sistema de estimulación presentado en este trabajo.

RECONOCIMIENTO

Los autores agradecen a PRODEP por el financiamiento del proyecto “Sistema integral de rehabilitación de miembro superior”, del cual se deriva este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] Masdar, A., Ibrahim, B. S. K. K., and Jamil, M. M. A., “Development of wireless-based low-cost current controlled stimulator for patients with spinal cord injuries,” In 2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, pp. 493-498, December 2012.
- [2] Brunetti, F., Garay, A., Moreno, J. C., and Pons, J. L., “Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project,” In 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 1-6, June 2011.
- [3] Cheng, K. E., Lu, Y., Tong, K. Y., Rad, A. B., Chow, D. H., and Sutanto, “Development of a circuit for functional electrical stimulation,” IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol. 12, no 1, pp. 43-47, December 2004.
- [4] Souza, D. C. D., Gaiotto, M. D. C., Nogueira Neto, G. N., Castro, M. C. F. D., and Nohama, “Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems,” Research on Biomedical Engineering, vol. 33, no 2, pp. 144-155, 2017.
- [5] Schuettler, M., Franke, M., Krueger, T. B., and Stieglitz, “A voltage controlled current source with regulated electrode bias-voltage for safe neural stimulation,” Journal of neuroscience methods, vol. 171, no 2, pp. 248-252, March 2008.
- [6] Nguyen, V. D., and Chu, Q. D., “Current generation circuit to functional electrical stimulate foot-drop patients,” In 2017 IEEE 4th International Conference on Smart Instrumentation, Measurement and Application (ICSIMA), pp. 1-6, November 2017.
- [7] Velloso, J. B., and Souza, M. N., “A programmable system of functional electrical stimulation (FES),” In 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2234-2237, August 2007.
- [8] Mottaghi, S., and Hofmann, U. G. “Dynamically adjusted, scalable electrical stimulator for excitable tissue,” In 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER), pp. 288-291, April 2015.
- [9] Prutchi, D., and Norris, M., “Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices,” John Wiley and Sons, 2005.
- [10] Hsueh, Y. H., and Chen, G. R., “Design of high voltage digital-to-analog converter for electrical stimulator,” In 2012 IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems, pp. 77-80, December 2012.
- [11] Durand, D., and Bronzino, J. D. The Biomedical Engineering Handbook. 1995. Electric Stimulation of Excitable Tissue. Chapter, 17, 229-251.