

Desarrollo de un prototipo de electroestimulación para realimentación táctil no invasiva en prótesis de miembro superior

Jeremías A. García Cabrera
Grupo de Ingeniería Biomédica
Facultad de Cs. Exactas y Naturales y
Agrimensura - UNNE
Corrientes, Argentina
ORCID: 0009-0002-8698-3548

Eduardo Filomena
Grupo de Ingeniería en Rehabilitación
- CIRIS
Facultad de Ingeniería - UNER
Paraná, Argentina
eduardo.filomena@uner.edu.ar

Víctor J. Toranzos
Dpto. de Ingeniería
Facultad de Cs. Exactas y Naturales y
Agrimensura - UNNE
Corrientes, Argentina
vtoranzos@exa.unne.edu.ar

Resumen — Podemos definir una prótesis como un dispositivo de aplicación externa con la función de reemplazar total o parcialmente un miembro ausente o deficiente. En el área de las prótesis de miembro superior, se han realizado numerosos avances basados principalmente en principios mecánicos y electrónicos. Existe una amplia disponibilidad comercial de estos desarrollos con variedad de opciones para adaptarse a las necesidades específicas de cada usuario. Si bien las soluciones para este tipo de prótesis tienen un nivel de desarrollo bastante amplio, la falta de un segmento del miembro superior no solo implica la obvia pérdida de un actuador para la manipulación de objetos, sino que además significa la pérdida del sentido del tacto y toda la realimentación sensorial asociada. A la fecha, el desarrollo de prótesis que incorporen capacidades de realimentación sensorial al usuario es llamativamente escasa. El presente trabajo expone un prototipo de electroestimulador por corriente, diseñado para la generación no invasiva de sensación táctil, a fin de dotar de dicha funcionalidad a una prótesis convencional de miembro superior.

Palabras clave — prótesis miembro superior, electroestimulación, realimentación táctil, tecnología háptica.

I. INTRODUCCIÓN

El avance tecnológico de las prótesis es un campo en constante expansión y consolidado a nivel comercial, con una amplia gama de dispositivos de diversos orígenes de fabricación y características funcionales, a disposición de los usuarios como se detalla en [1] y [2]. No obstante, la incorporación de capacidades que amplíen el uso de una prótesis como un manipulador de objetos, no acompaña el mismo nivel de desarrollo, ni mucho menos resulta ser una característica común en los dispositivos disponibles en el mercado. Si bien no deja de ser un objetivo en el que se avanza sobre diversas líneas de investigación, como se expone en [3], la percepción sensorial y en particular, la sensación de tacto en sí, aún permanece lejos de ser una característica común en las prótesis comerciales [4]. Los sistemas hápticos engloban las tecnologías que abordan la generación, por diversas técnicas, de sensación táctil en un usuario, sin embargo su desarrollo no se relaciona fuertemente a las prótesis y ha encontrado su campo más fértil en aplicaciones relacionadas a sistemas de realidad virtual,

comandos remotos, aplicaciones lúdicas e incluso en terapias afectivas, como se detalla en [5].

Dentro de las diversas tecnologías que exploran los sistemas hápticos, para el presente desarrollo, se prestó principal interés en aquellos plausibles de ser adaptados a una prótesis de miembro superior comúnmente disponible en el mercado, ya sean de tipo pasivas o activas de principio mecánico o eléctrico. En este marco, resulta vital que el sistema a abordar no implique una intervención invasiva hacia el usuario y, por el contrario, logre el objetivo de realizar una realimentación táctil efectiva a nivel superficial.

La electroestimulación a nivel subcutáneo supone una tecnología que cumple con las características necesarias para encontrar una solución práctica para el problema planteado, con múltiples aplicaciones, especialmente terapéuticas, ha sido objeto de extensos estudios. Varias investigaciones, como las detalladas en [6] y [7], han profundizado en la respuesta de los mecanorreceptores de la piel ante este tipo de estimulación, las características de la señal a utilizar y la forma de aplicarla para generar diversas sensaciones.

Basado en lo expuesto, se abordó el desarrollo de un electroestimulador que permita la generación de un tipo de señal adecuada para una sensación táctil elemental, como lo es el contacto puntual o presión sostenida. Sobre este tipo de aplicaciones se han desarrollado varios trabajos, mayormente centrados principalmente en la estimulación a nivel de la yema de los dedos, para el uso en sistemas de lectura digital en Braille, como en [8], [9] y [10].

Tomando en cuenta las características de la señal propuesta en [6], [9] y [10], el hardware presentado en [11] y las características de la interfaz electrodo-piel, detalladas en [12], se llevó adelante el diseño y fabricación de un electroestimulador por corriente, desde su unidad de control y su fuente de alimentación, a fin de que puedan ser totalmente embebidos. Con el prototipo funcional se realizó un ensayo con cargas de prueba entre los extremos de 50 k Ω y 100 k Ω , acorde a los valores de la interfaz electrodo-piel esperables para las frecuencias entre 278 Hz y 1,1 kHz que corresponden a los extremos de la señal generada.

II. DESARROLLO DEL PROTOTIPO

Considerando la totalidad del sistema, el mismo puede representarse mediante los bloques funcionales que se detallan en la Fig. 1:

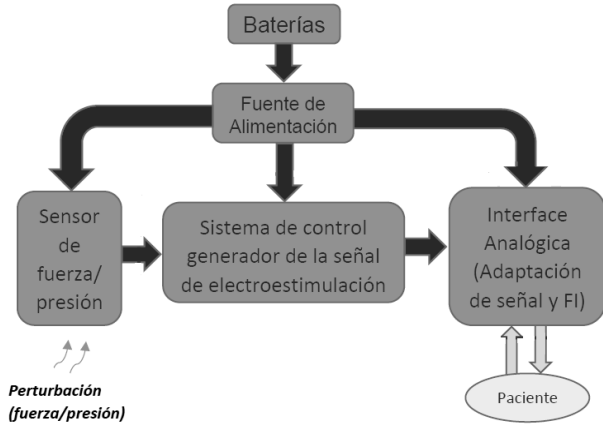


Figura 1: Diagrama en bloques del sistema.

A. Sistema de Control

Esta etapa cuenta con una interfaz simple para la configuración de los parámetros de electroestimulación (pantallas LCD de 16x2 y tres pulsadores). Como unidad de control se utilizó una placa de prototipado CY8CKIT-049-42xx de la empresa Cypress, cuyo núcleo es el microcontrolador de la familia PSoC-4 CY8C4245AXI-483, cuyas características técnicas se detallan en [13].

La señal de electroestimulación, tiene una forma de onda rectangular-bipolar de valor medio nulo como se presenta en la Fig. 2:

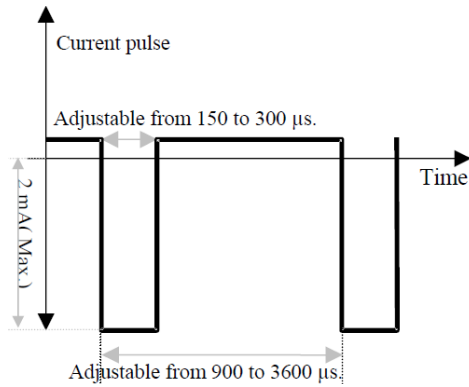


Figura 2: Forma de onda de la señal de electroestimulación.

La misma puede configurarse según los parámetros de la Tabla 1, dentro de los rangos de frecuencia entre los 278 Hz a 1111 Hz y ciclos de trabajo de 8 %, 12 % y 16 %, con niveles de corriente limitados por hardware en el bloque de *Interfaz Analógica*.

B. Interfaz Analógica

Este segundo bloque, que se presenta en la Fig. 3, puede subdividirse en dos etapas, en primera instancia la de *Adaptación de señal*, que consiste en un circuito con AO que adapta la señal proveniente de un IDAC (Convertor Digital Analógico de Corriente) implementado dentro PSoC4. La segunda etapa corresponde a la *Fuente de Corriente (FI)* de salida, que se vincula directamente con el usuario (sujeto que

recibe la electroestimulación). Además de adaptar la señal proveniente desde el microcontrolador, el circuito con AO limita por hardware la corriente de salida de manera independiente, la positiva (entrante al usuario) con la resistencia conformada por R10+RV4 y la negativa (saliente del usuario) con R9+RV3.

TABLA I. PARÁMETROS DE LA SEÑAL DE ELECTROESTIMULACIÓN.

Pulse width [μs]	Frequency [Hz]		
	F1	F2	F3
	for a ratio Ap/T=0.16	for a ratio Ap/T=0.12	for a ratio Ap/T=0.08
150	1111	714	555
160	1042	685	521
170	980	658	490
180	926	633	463
190	877	610	439
200	833	588	417
210	794	568	397
220	758	549	379
230	725	532	362
240	695	515	347
250	666	500	333
260	641	485	320
270	617	472	309
280	595	459	298
290	575	446	287
300	555	435	278

En la segunda etapa del bloque B se encuentra la fuente de corriente propiamente dicha, compuesta por seis transistores BJT complementarios, que deben ser de alta tensión de colector-emisor, principalmente Q1, Q2, Q5 y Q6, dado que Q3 y Q4 trabajan como diodos en espejos de corriente y no son sometidos a las altas tensiones de la fuente de alimentación.

C. Fuente de Alimentación

Para que la fuente de corriente funcione correctamente, considerando los valores de la impedancia de interfaz electrodo-piel en un promedio de 75 kΩ y corrientes pico de alrededor de 2 mA, resultan necesarias tensiones por encima de los -150 V para asegurar la corriente negativa (saliente) y de unos +30 V para una corriente positiva de $I^{(+)} = 380 \mu A$ (entrante), esta última calculada para asegurar una corriente media nula en el caso más extremo, con una $I^{(-)} = 2 \text{ mA}$ y el ciclo de trabajo al 16 %.

Para la implementación de esta fuente se tomó como base el CI SG3525 trabajando en Full-Bridge con transistores MOSFET del tipo IRF3205 y, como elevador, se utilizó un transformador de núcleo de hierro con una relación de transformación de 44 aproximadamente y un circuito simple con dos rectificadores de media onda en contra fase, implementados con diodos 1N4007 y capacitores electrolíticos de 22 μF x 450 V.

Es importante resaltar que los parámetros de la señal de electroestimulación, presentados en la Fig. 2 y la Tabla 1, fueron definidos para experimentaciones a nivel de la yema de los dedos, donde la densidad de mecanorreceptores es de las más altas en todo el cuerpo, como se detalla en [15], por lo que se buscó que la fuente de alimentación tuviera un margen de tensión que le permita ajustar corrientes mayores de ser necesario.

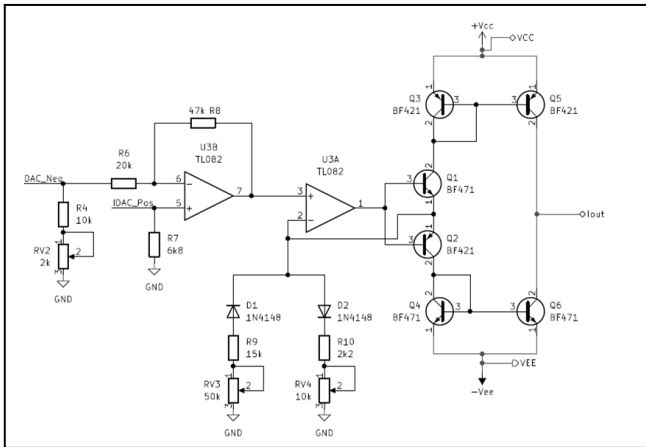


Figura 3: Circuito esquemático de la Interfaz Analógica.

D. Sensor de fuerza/presión

Este bloque fue implementado con un sensor de fuerza del tipo FSR400 como el de la Fig. 4, conectado en serie con R5 de valor 10 k Ω y el punto medio del divisor es conectado a un comparador (implementado con un AO interno del PSoC4) en configuración Schmitt-Trigger, a fin de que la presión ejercida sobre el FSR pueda ser utilizada como disparador de la electroestimulación.



Figura 4: Imagen del FRS400

III. RESULTADOS

La implementación en hardware del sistema detallado se llevó a cabo en dos circuitos independientes; por un lado una placa diseñada y fabricada para el montaje de la *Fuente de Alimentación* y una segunda placa para el montaje del circuito presentado en la Fig. 3 junto con el PSoC4 y periféricos para configuración (LCD y pulsadores). Cabe resaltar que la conexión desde la salida del electroestimulador, hacia las cargas de prueba (eventualmente el usuario), se realizó mediante un cable comercial para electroestimulación con plug de 3,5 mm.

A. Fuente de Alimentación

El circuito basado en el CI SG3525 se implementó en una placa doble faz de 8 cm x 12 cm, compuesta íntegramente por componentes THT, con una bornera de tres contactos de entrada de alimentación, para conectar tierra y ± 12 V, una bornera de cuatros contactos para las salidas de ± 12 V, +5 V y dos de dos contactos respectivamente para las salidas positiva y negativa de alta tensión (± 380 V a lazo abierto). En la Fig. 5 se presenta una imagen de la placa montada.

De la Fig. 5, pueden apreciarse en la esquina inferior izquierda, la ubicación del SG3525 con dos potenciómetros cercanos aplicados para; configurar el “tiempo muerto” para evitar el solapamiento de disparo de los transistores y el segundo para modificar la tensión media de un divisor resistivo desde el cual el AO interno del SG3525 toma la referencia para ajustar su ciclo de trabajo.

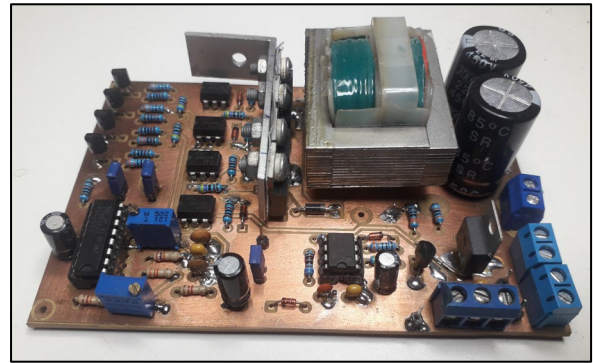


Figura 5: Placa de Fuente de Alimentación

B. Sistema de Control e Interfaz Analógica

La materialización de las dos etapas en un mismo circuito se realizó en una placa de 8 cm x 9,5 cm, doble faz y también montada con componentes THT. Las borneras para entrada de alimentación esta dispuestas de manera solidaria a las borneras de la Fuente de Alimentación y, tanto la pantalla LCD como el PSoC4, se conectan mediante conectores hembra tipo “shields”, lo que permite una mejor manipulación de circuito para pruebas y detección de fallas. En la Fig. 6 se presenta una imagen de la placa montada:

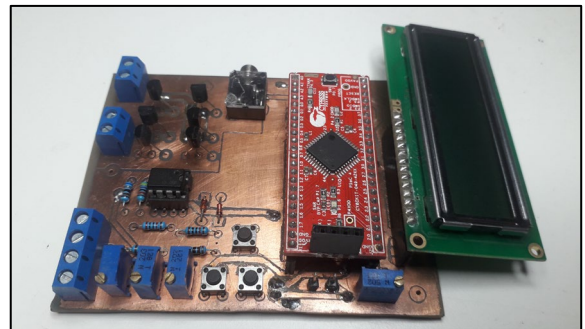


Figura 6: Placa del Sistema de Control e Interfaz Analógica

En la citada Fig. 6 se destacan cuatro potenciómetros, el ubicado en la esquina inferior derecha de la imagen, corresponde al control de contraste de la pantalla LCD, mientras que los tres ubicados en la esquina inferior izquierda se utilizan para limitar por hardware las corrientes máximas de salida en ambos sentidos. El tercero cumple la función de equilibrar la salida del AO, identificado como U3B en el circuito de la Fig. 3, dado que funciona como un convertor de tensión a corriente y debe presentar la misma ganancia para corrientes tanto entrantes como salientes. Los AO del circuito de la Fig. 3 fueron implementados a partir de un CI TL082.

Por su parte la fuente de corriente se implementó con transistores BJT complementario BF420 y BF421, ambos de 300 V de tensión de colector-emisor y encapsulado TO-92.

C. Señal de salida

La señal de salida obtenida, en principio sobre las cargas de pruebas relevadas, presentó una forma de onda según lo esperado, en términos de los parámetros temporales de dicha señal (Ciclo de Trabajo y frecuencia), programados según los valores definidos en la Tabla I. A modo representativo en la Fig. 7 se presenta una captura de pantalla de un osciloscopio digital (Modelo UTD2025CL) de la señal medida sobre una carga de $R1 \cong 50 \text{ k}\Omega$, para una frecuencia de 1111 Hz y ciclo de trabajo del 16 %.

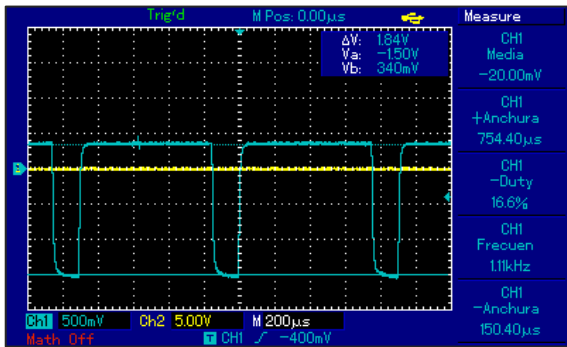


Figura 7: Señal de salida del electroestimulador.

La importante característica del valor medio nulo, lo cual asegura que no habrá flujo neto de carga en la interfaz electrodo-piel, lo cual evitará lesiones en los puntos de contacto de los electrodos, se ve reflejado en la lectura de la Fig. 7, en la esquina superior derecha, que si bien no es exactamente 0 V, su valor se encuentra dentro de los parámetros necesarios en esta etapa, siendo ajustable tanto por hardware mediante los potenciómetros RV3 y RV4, como por software mediante los valores asignados al IDAC.

D. Relevamiento con cargas de prueba

El funcionamiento del prototipo fue ensayado con cargas de prueba de dos valores extremos, teniendo en cuenta los esperables de la impedancia de la interfaz electrodo-piel para el rango de frecuencia de trabajo del prototipo. Los valores utilizados fueron: $R1 = 50 \text{ k}\Omega$ y $R2 = 100 \text{ k}\Omega$.

Para cada una de las cargas ensayadas, se realizó un relevamiento para tres valores de $T^{(-)}$; 150 μs ; 200 μs y 300 μs , estando definidas para cada uno, tres valores de frecuencia que establecen el ciclo de trabajo deseado de los tres disponibles, como se detallan en la Tabla I. Por carga, para cada $T^{(-)}$ y cada una de las tres frecuencias disponibles, los picos de corriente de la señal de salida para valores ascendentes del IDAC, desde 25 a 250 (considerando este número la conversión a decimal del valor binario asignado al IDAC, siendo éste de 8 bits). En la Fig. 8 se presentan los resultados del relevamiento descripto.

IV. CONCLUSIONES

En este trabajo se describe el diseño de un prototipo de electroestimulador por corriente, que es configurable y completamente integrado. Su aplicación está destinada a la realimentación táctil no invasiva y su objetivo es el uso en prótesis de miembro superior. El sistema propuesto y ensayado, proporciona una señal que responde a los parámetros eléctricos y temporales esperados, sobre cargas pasivas de prueba entre los $50 \text{ k}\Omega$ y los $100 \text{ k}\Omega$. A partir de los resultados obtenidos se comprobó el correcto funcionamiento, tanto de la interfaz gráfica de configuración como de la fuente de corriente, para la carga de $50 \text{ k}\Omega$, evidenciándose una alinealidad en los valores de $I(-)$ para $100 \text{ k}\Omega$, producto de la limitación de tensión máxima negativa

necesaria para asegurar la corriente establecida por la fuente, para un valor de carga de esa magnitud. Como trabajo futuro se ampliará el relevamiento para cargas de prueba y valores de $T^{(-)}$ intermedios, a fin de lograr una correcta calibración del menú de configuración en mA y no en términos del valor decimal asociado al IDAC. Una vez ajustado adecuadamente estos parámetros, se avanzará en una prueba piloto con un usuario sano (no amputado) para la determinación de los umbrales de electroestimulación necesarios para la generación de una sensación táctil detectable a nivel del antebrazo medio (amputación transradial) y brazo medio (amputación transhumeral).

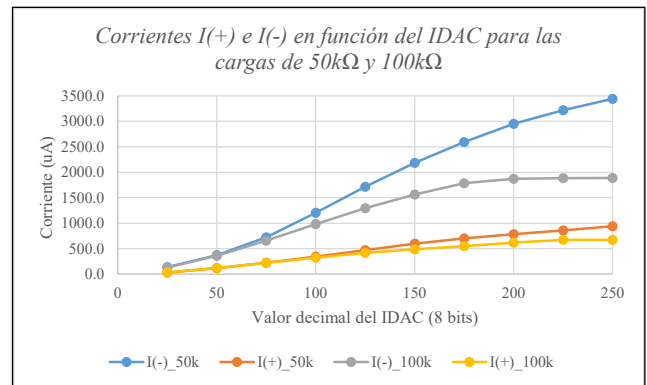


Figura 8: Valores de corrientes (saliente y entrante) para distintos estados del IDAC, medidos sobre cargas de prueba de $50 \text{ k}\Omega$ y $100 \text{ k}\Omega$.

REFERENCIAS

- [1] A. Marinelli *et al.*, "Active upper limb prostheses: a review on current state and upcoming breakthroughs", *Prog. Biomed. Eng.*, vol. 5, N° 1, 2023, doi: 10.1088/2516-1091/acac57.
- [2] EMO, "Protésica de Miembro Superior - Catalogo", p. 44, 2024, [En línea]. Disponible en: www.emo.es.
- [3] R. Brack y E. H. Amalu, "A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability", *J. Orthop.*, vol. 23, N° December 2020, pp. 88–96, 2021, doi: 10.1016/j.jor.2020.12.009.
- [4] L. Jabban, S. Dupan, D. Zhang, B. Ainsworth, K. Nazarpour, y B. W. Metcalfe, "Sensory Feedback for Upper-Limb Prostheses: Opportunities and Barriers", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 30, pp. 738–747, 2022, doi: 10.1109/TNSRE.2022.3159186.
- [5] D. E. Valencia, "Sistemas h ´ apticos : Una revisi ´ on Haptic systems : A review", vol. 10, N° 1, pp. 47–54, 2018.
- [6] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, y S. Tachi, "Kajimoto - Tactile Feeling Display using Functional Electrical Stimulation", *Icat'99*, p. 8, 1999.
- [7] D. Pamungkas y K. Ward, "Tactile Sensing System Using Electro-tactile Feedback", pp. 295–299, 2015.
- [8] A. M. Echenique, J. P. Graffigna, y V. Mut, "Electrocutaneous stimulation system for Braille reading", *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC'10*, pp. 5827–5830, 2010, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627501.
- [9] A. M. Echenique y J. P. Graffigna, "Electrical stimulation of mechanoreceptors", *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 332, N° 1, pp. 1–9, 2011, doi: 10.1088/1742-6596/332/1/012044.
- [10] A. M. Echenique, J. P. Graffigna, y V. Mut, "Selección de Parámetros Óptimos para la Electroestimulación Cutánea en Personas Ciegas", núm. 2, pp. 607–610, 2011.
- [11] A. Kaczmarek, "Optimal electro-tactile stimulation waveforms for human information display /", N° August, 1991.
- [12] J. Rosell, J. Colominas, y J. G. Webster, "Skin Impedance from 1Hz to 1MHz", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, N° 8, pp. 649–652, 1988.
- [13] C. S. Corporation, "CY8CKIT-049-4xxx PSoc ® 4 Prototyping Kit Guide", 2018.
- [14] C. S. Corporation, "CY8C4245AXI-483 (PSoc 4)", 2017.
- [15] G. Corniani *et al.*, "Tactile innervation densities across the whole body Active Touch Laboratory, Department of Psychology, University of Sheffield, INSIGNEO Institute for in silico Medicine", 2020.