

# **Desarrollo de un sistema de electro estimulación transcutánea de bajo costo**

## ***Miriam C. Reyes Fernández***

Instituto Tecnológico de Orizaba, Ote. 9 No.852, Col. Emiliano Zapata, C.P. 94300, Orizaba, Veracruz,  
México, Teléfono: (272) 72-5-70-56  
*mcrefer@gmail.com*

## ***Ruben Posada Gómez***

Instituto Tecnológico de Orizaba, Ote. 9 No.852, Col. Emiliano Zapata, C.P. 94300, Orizaba, Veracruz,  
México, Teléfono: (272) 72-5-70-56  
*rposada@itorizaba.edu.mx*

## ***Albino Martínez Sibaja***

Instituto Tecnológico de Orizaba, Ote. 9 No.852, Col. Emiliano Zapata, C.P. 94300, Orizaba, Veracruz,  
México, Teléfono: (272) 72-5-70-56  
*albino3\_mx@yahoo.com*

## ***Oscar O. Sandoval González***

Instituto Tecnológico de Orizaba, Ote. 9 No.852, Col. Emiliano Zapata, C.P. 94300, Orizaba, Veracruz,  
México, Teléfono: (272) 72-5-70-56  
*o.sandovalgonzalez@gmail.com*

## ***Mario Alberto García Martínez***

Instituto Tecnológico de Orizaba, Ote. 9 No.852, Col. Emiliano Zapata, C.P. 94300, Orizaba, Veracruz,  
México, Teléfono: (272) 72-5-70-56  
*marioag1955@yahoo.com.mx*

## ***Luis H. Sánchez Medel***

Instituto Tecnológico de Orizaba, Ote. 9 No.852, Col. Emiliano Zapata, C.P. 94300, Orizaba, Veracruz,  
México, Teléfono: (272) 72-5-70-56  
*lsmedel@gmail.com*

## **Resumen**

La electro-estimulación transcutánea es una técnica que consiste en la aplicación de un potencial eléctrico a la superficie de la piel por medio de electrodos, con la finalidad de estimular los músculos asociados a una determinada región anatómica o grupo muscular. Existen diferentes aplicaciones de la electro-estimulación transcutánea que van desde la electro analgesia, a diferentes técnicas de rehabilitación neuromuscular. Diferentes trabajos son desarrollados para determinar el tipo de señal que debe ser aplicado al paciente; dependiendo de características tales como la frecuencia, amplitud y tiempos entre pulsos, la mayoría de los dispositivos electro-estimuladores son desarrollados con un programa precargado con las características que se deseen incorporar. En este artículo se presenta el desarrollo de un sistema de electro-estimulación de bajo costo con el cual se pueda decidir qué características tengan los impulsos que se empleen por el electro-estimulador transcutáneo, de esta manera el terapeuta no está limitado a programas existentes en el aparato sino que puede proponer una terapia personalizada para cada paciente.

**Palabra(s) Clave(s):** electro-estimulación, rehabilitación, transcutánea.

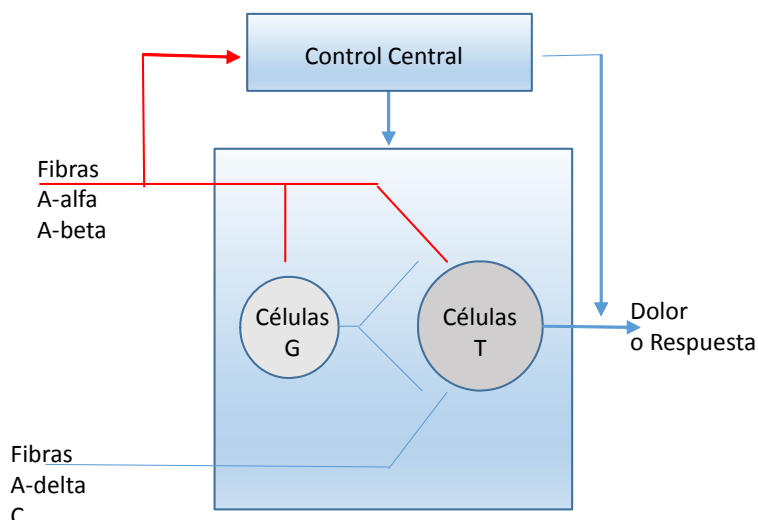
## **1. Introducción**

La electroterapia juega un papel importante en diferentes tratamientos y problemas, tanto neurológicos como de rehabilitación del sistema musculo-esquelético. Y ha sido empleada para la disminución del dolor, para la estimulación en la reparación de tejido o para la restauración de movimientos funcionales en un paciente [1]. Generalmente para la aplicación de la Electroestimulación, es necesario aplicar trenes de impulsos eléctricos de muy corta duración para provocar una contracción del músculo que se esté tratando. En algunas terapias, se requiere que estos trenes aumenten de manera progresiva la intensidad máxima correspondientes a las rampas de ascenso y descenso, con la finalidad de lograr una contracción y relajación progresivas y evitar espasmos en los grupos musculares antagonistas por un estiramiento brusco [2].

Con respecto a las características de los impulsos eléctricos, estos son pulsos de baja corriente y un voltaje elevado, que pueden ser monofásicos o bifásicos, y los aparatos que convencionalmente emplean este tipo de pulsos se denominan Estimuladores Neuro Electricos Transcutáneos o TENS por sus siglas en inglés. Estos son pequeños aparatos que generan pulsos eléctricos y son inducidos al organismo por un medio transcutáneo, con estos aparatos es posible modificar las corrientes dependiendo del tipo de dolor que el paciente padezca [3].

Existen diferentes factores que deben ser tomados en cuenta en la aplicación de las corrientes transcutáneas para que el tratamiento sea exitoso, como lo son: el posicionamiento de los electrodos, los parámetros de las corrientes inducidas (duración del impulso, frecuencia del impulso, frecuencia de ráfaga y modulación de la frecuencia o espectro) y tipo de dolor. Existen dos teorías sobre el efecto antálgico de las corrientes generadas por los TENS [4]:

- La teoría de la “puerta de control” o “bloqueo periférico de las aferencias nociceptivas”, (ver Fig. 1) según el cual la modulación del estímulo nociceptivo ocurre en las interrupciones de la medula ósea localizadas en la sustancia gelatinosa en el área de Rolando, y resulta determinada por la actividad de las fibras A beta (fibras medulares de gran diámetro responsables de la sensibilidad táctil) y de las fibras de pequeño diámetro (A delta y C). Las interneuronas presentes son inhibidas por las fibras de diámetro grande (A beta) y facilitadas por fibras de pequeño diámetro (A delta y C). La estimulación selectiva de las fibras A beta determina la excitación de las interneuronas del sistema de control, las cuales, a su vez, inhiben a nivel presináptico la transmisión de impulsos de fibras G y A delta y de las neuronas del haz espinotalámico, induciendo así analgesia mediante el bloqueo de los impulsos nociceptivos a nivel de la médula espinal. Las células T sirven como uniones de transmisión para las fibras nerviosas que llevan la sensación del dolor hacia el tálamo o “centro del dolor” del cerebro [5].



**Fig. 1. Teoría de puerta de control.**

- Liberación de endorfinas, en la cual se estima que las endorfinas (sustancias que intervienen en la modulación de los procesos nociceptivos), se fijan sobre los receptores de los opiáceos, liberen algunos neurotransmisores (en particular serotonina) que inhiben los impulsos nociceptivos del área espinal. Las dosis de endorfinas en el fluido cerebroespinal y el uso de sustancias antimorfinicas (naloxone), capaces de neutralizar los efectos analgésicos inducidos por endorfinas, demuestran que el sistema endorfinico puede ser activado por corrientes eléctricas. La investigación con TENS indica que la producción de endorfinas puede aumentar con la estimulación eléctrica, produciendo una reacción pseudo dolorosa sobre las células que las producen. La estimulación no tiene por qué ser dolorosa para producir este efecto. Esta teoría se basa en que el dolor crónico va acompañado siempre de una hiperactividad del sistema de endorfinas, o de un consumo aumentado de las endorfinas liberadas [6].

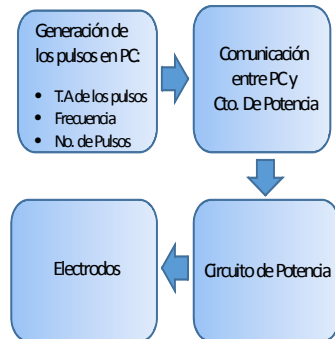
Actualmente se pueden encontrar diferentes tipos de aparatos o equipos que producen corrientes TENS, generalmente como equipos portátiles, aunque estos equipos tienen características limitadas y los programas vienen precargados en los equipos y no pueden ser adaptados a las necesidades individuales de los pacientes, pues la capacidad para diseñar corrientes y modificarlas no se puede comparar con las

capacidades que ofrecen los estimuladores clásicos utilizados en fisioterapia [7]. Éstos superan ampliamente la potencia en opciones ante los TENS. De esta manera existe un área importante para ser estudiada en el uso de las corrientes TENS y por consecuencia de la circuitería para la generación de las señales con los parámetros eléctricos necesarios que deban de tener las corrientes TENS, para tener un tratamiento eficaz [8].

Los desarrollos prácticos de la teoría de la “puerta de control” han llevado a la búsqueda de estímulos adecuados para favorecer la modulación del dolor. Estos estímulos se identificaron como impulsos eléctricos TENS, los cuales se aplican al paciente de manera intensiva, en tiempos prolongados. El campo de aplicación de TENS es cada vez más amplio, se lo utiliza en el manejo del dolor asociado a la enfermedad reumática y en el dolor relativo a traumatismo de partes blandas, ya sea en su estadio agudo o en el período álgido secuelar [9].

## **2. Desarrollo**

El sistema de estimulación transcutánea consiste en cuatro etapas (ver Fig. 2) La primera de ellas es la generación de las señal que será suministrada en forma de un tren de pulsos con determinadas características. Estas características indican el tiempo en el que el pulso debe estar en alto, la duración del pulso y el número de pulsos que conformarán el tren de pulsos para determinar la duración del tratamiento. Estas señales son generadas en una computadora para lo cual se desarrolló una interfaz en la que se indican las características de las señales. La segunda etapa corresponde a la comunicación entre la computadora y el circuito de potencia. La tercera etapa es el circuito de potencia que debe elevar los pulsos generados por la computadora hasta un 70 Volts. Estos pulsos que componen la señal TENS, son pulsos de corta duración, poca corriente y elevado voltaje. Finalmente la última etapa consiste en la implantación de los electrodos en la región anatómica a tratar.



**Fig. 2. Etapas del sistema desarrollado.**

## **2.1. Interfaz de generación de pulsos**

Para el funcionamiento del sistema estimulador, se desarrolló una interfaz (ver Fig. 3) que permite generar las señales TENS, Esta interfaz básicamente provee un medio para indicar las características que se desean de los pulsos en cuanto al tiempo en alto, tiempo en bajo y numero de pulsos, adicionalmente se generaron una serie de programas precargados en la interfaz que contienen una secuencia de pulsos en la que el tren de señales generadas contiene diferentes segmentos cada una con características específicas tomadas del estado del arte [10].



**Fig. 3. Interfaz del sistema de electroestimulación transcutánea.**

Como programas convencionales se han implementado los siguientes:

- Contractura, el cual consiste en la generación de dos grupos de pulsos, en el primero de ellos se envía un tren de 1212 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5  $\mu$ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 33 ms, este primer grupo de pulsos funciona como preparación al tratamiento. A continuación un segundo tren de 1200 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5  $\mu$ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 500 ms.
- Espasticidad, el cual consiste en la generación de dos grupos de pulsos, en el primero de ellos se envía el mismo tren de pulsos de preparación al tratamiento y posteriormente un segundo tren de 2097 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5  $\mu$ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 286 ms.
- Hipotrofia, el cual consiste en la generación de tres grupos de pulsos, el primero es la preparación al tratamiento. El segundo consiste en el envío de un tren de 2400 pulsos con un t.a de 5  $\mu$ s y un t.b. de 125 ms. Y finalmente un tercer tren de 32142 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 29 ms.

- Fuerza, el cual consiste en la generación de cinco grupos de pulsos, el primero al igual que en los casos anteriores es la preparación al tratamiento. A continuación se envía un tren de 2400 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 100 ms., el tercer tren de pulsos consiste en 15000 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 20 ms. Posteriormente un tren de 2400 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 15 ms. Y finalmente un tren de 2400 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 100 ms.
- Potencia, el cual consiste en la generación de siete grupos de pulsos, el primero de preparación al tratamiento, un segundo grupo de 2400 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 100 ms., un tercer tren de 2400 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 15 ms., un cuarto tren de 2400 con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 100 ms., un quinto tren de 32727 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 11 ms. Un sexto tren de 720 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 333 ms. Y finalmente un tren de 720 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 333 ms.
- Resistencia, el cual consiste en la generación de seis grupos de pulsos, el primero al igual que en los casos anteriores corresponde a la preparación al tratamiento. El segundo grupo de pulsos es un tren de 3000 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 100 ms. Un tercer tren de 30000 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 16 ms. Un cuarto tren de 34285 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 14 ms. Un quinto tren de 42857 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 14 ms. Y finalmente un tren de 1081 pulsos con un t.a. de 5  $\mu$ s y un t.b. de 333 ms.

Cabe destacar que en estos datos todos los t.a corresponden a 5  $\mu$ s, aunque en la interfaz es posible generar pulsos con una duración diferente. El algoritmo correspondiente a la generación de las señales (ver Fig. 4) consiste básicamente en la preparación de los puertos para el envío de los datos, una vez que se decide el tipo de programa a ejecutar, se preparan los datos a ser enviados por el puerto y finalmente son enviados hasta que se indique que no hay más datos que deban ser enviados.



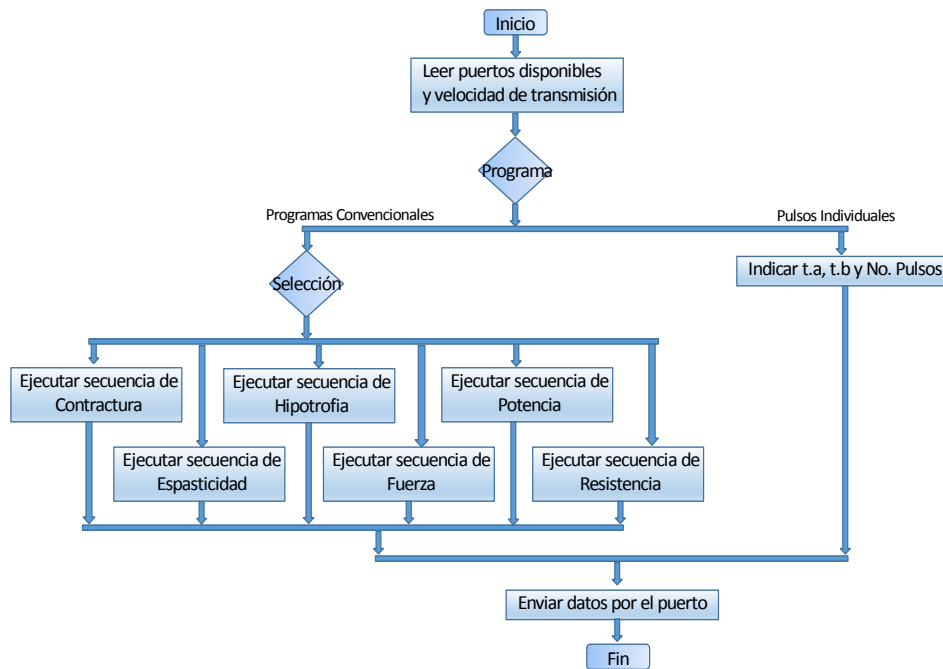


Fig. 4. Algoritmo para la generación de las señales de electroestimulación.

## 2.2. Circuitos de comunicación y potencia.

Para el funcionamiento adecuado del sistema de electroestimulación percutánea, es necesario que las señales generadas por la computadora sean enviadas a una etapa que genere un tren de pulsos con características similares a las generadas en la interfaz, es decir de la misma duración y el mismo número de pulsos. Para ello es necesario en primer lugar proteger el puerto de la computadora mediante el cual se generan los pulsos correspondientes y separar la etapa de control de la etapa de potencia correspondiente, esto se logra mediante el empleo de un opto acoplador. Adicionalmente y con la finalidad de simular el funcionamiento de la etapa de potencia se desarrolló un circuito que genere los impulsos empleando un C.I. 555. En configuración astable (ver Fig. 5). Este astable se diseñó para una frecuencia de trabajo de 450 Hz. También se tiene un transistor NPN TIP 41C que tiene un voltaje máximo colector-emisor de 100V.

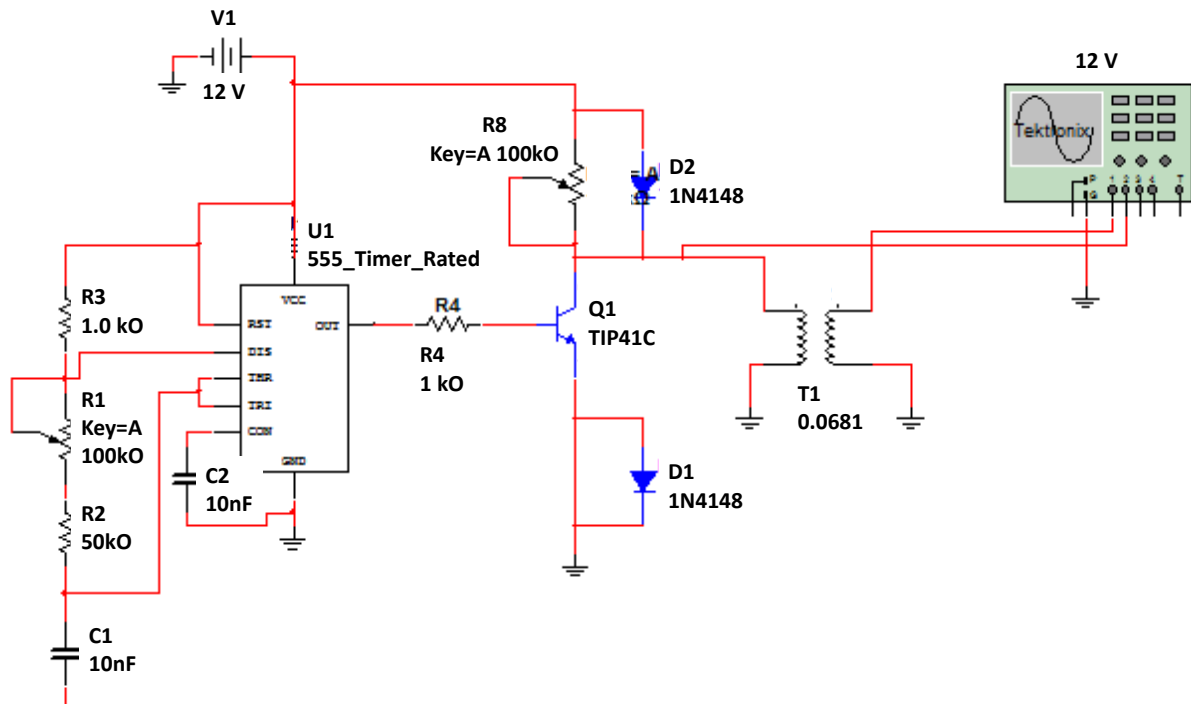


Fig. 5. Circuito Astable para la simulación de señales TENS.

La simulación de este circuito propuesto (ver Fig. 6) permite comprobar un aumento en la amplitud gracias a la relación de transformación del transformador y, por otro lado permite variar la frecuencia de los impulsos ya aumentados.

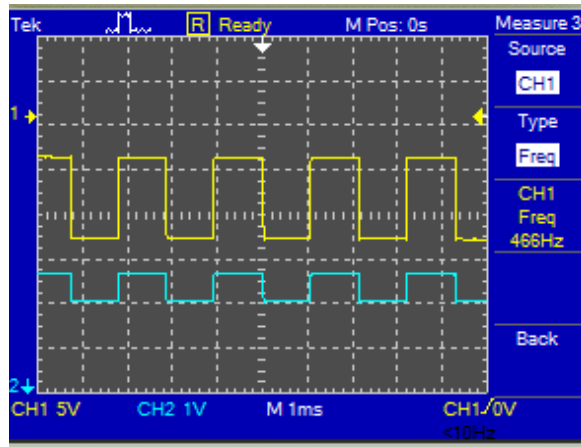


Fig. 6. Simulación del circuito generador de pulsos TENS.

El circuito Astable desarrollado permite generar a una frecuencia de 2- 130Hz que es el rango de frecuencia en el cual los trabajos actuales sitúan las terapias. Los cálculos para establecer la frecuencia de los circuitos astables arrojan una  $R_a$  de  $1.01\text{ M}\Omega$  situadas entre el pin discharge y VCC y una resistencia  $R_b$  de  $390\ \Omega$  situada entre el pin discharge y trigger, ambas para el mismo CI 555.

### **2.3. Electrodo**

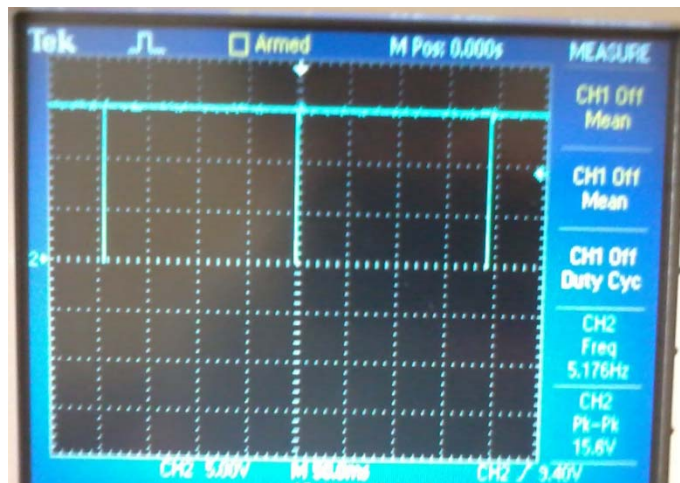
Para probar las señales generadas por los diferentes circuitos, se diseñaron y elaboraron los electrodos de acero inoxidable. Se eligió este material por ser altamente anticorrosivo y duradero con una Resistencia eléctrica de  $0.2\ \Omega$ . (ver Fig. 7) y el soporte correspondiente para fijarlos en la piel del paciente. Se hicieron pruebas en la región anatómica que se deseaba estimular, tanto en el antebrazo como en el tobillo.



**Fig. 7. Electrodo hechos de acero inoxidable.**

### **3. Resultados**

Tomando como base los resultados de la simulación, se comparó con los resultados generados por circuito midiendo las señales obtenidas en el osciloscopio (ver Fig. 8). En este es posible observar que el ciclo de trabajo es hasta de un 99.9% con una frecuencia que puede variar entre 2 y 130Hz



**Fig. 8. Señal medida en el osciloscopio con un ciclo de trabajo del 99%.**

Adicionalmente se generó una salida con pulsos de 60 ms (ver Fig. 9). Estos pulsos tienen como objetivo el poder conmutar al transistor NPN y así obtener una elevación de voltaje obtenido en el circuito de potencia.



**Fig. 9. Señal en el osciloscopio de los pulsos de 60 ms.**

Finalmente se conectó el circuito amplificador mediante el puerto COM correspondiente y se probó la generación tanto de los pulsos individuales como de los trenes de pulsos para los programas convencionales. Los trenes de pulsos fueron administrados a un voluntario para corroborar que los efectos de la electroestimulación pudieran ser

percibidos sin causar molestias. Estos fueron aplicados en el antebrazo (ver Fig. 10) y en el tobillo (ver Fig. 11).

En esta prueba participaron dos voluntarios a quienes se explicó el objetivo de la investigación. Una vez que dieron su consentimiento, se les colocaron los electrodos y se utilizó un programa con trenes de pulso inocuos. Se siguieron las reglamentaciones de la Declaración de Ética de Helsinki relativas a las pruebas en humanos, minimizando tanto fue posible los riesgos para los participantes [11].



**Fig. 10. Aplicación de la electroestimulación en el antebrazo.**



**Fig. 11. Aplicación de la electroestimulación en el tobillo.**

#### **4. Discusión**

Uno de los aspectos más importantes en la electroestimulación transcutánea o percutánea es poder establecer diferentes programas que sean adaptados a las características de cada paciente. Los sistemas de electroestimulación comerciales brindan una serie de programas convencionales generalizados, sin embargo, es importante que los médicos terapeutas puedan contar con una herramienta que genere las señales adaptadas a las necesidades particulares de los pacientes considerando la edad, características físicas y tipo de lesión.

El proyecto desarrollado representa una solución factible y económica para la generación de señales de electroestimulación (el costo total de los materiales empleados no excede los 1500 pesos) y abre un campo de investigación en la implementación de la electroestimulación adaptada a las necesidades particulares de cada paciente.

## 5. Conclusiones

La electroterapia es una técnica que ha sido utilizada tanto con fines de reducción del dolor o como una terapia en la rehabilitación neuromuscular. Aun cuando existen diferentes alternativas en cuanto a herramientas para la generación de electroestimulación, los principales equipos existentes consisten de Estimuladores Neuro Electricos Transcutaneos que no permiten la implantación de programas específicos o personalizados para cada paciente, sino a una gama de estímulos pre establecidos, es por ello que el desarrollo de electro estimuladores de bajo costo que puedan representar una herramienta flexible en el uso de terapias de electroestimulación representaría un área de interés para la aplicación de terapias combinadas en rehabilitación muscular. Es conveniente que como trabajos futuros se efectúe un mayor número de pruebas en diferentes pacientes con diferentes tipos de padecimientos para demostrar la eficacia del sistema de electroestimulación transcutánea desarrollado, el cual puede también ser adaptado para tratamientos de electroestimulación percutánea con el uso de diferentes electrodos. Para ello se está trabajando en el desarrollo de una nueva versión del electroestimulador empleando una plataforma del microcontrolador Arduino para sustituir el CI555.

## 6. Referencias

- [1] M. Johnson and M. Martinson, "Efficacy of electrical nerve stimulation for chronic musculoskeletal pain: a meta-analysis of randomized controlled trials". *Pain*. Vol. 130. No. 1–2. Julio, 2007. 157–65 pp.
- [2] R. Martin, C. Sadowsky, K. Obst, B. Meyer, J. McDonald, "Functional electrical stimulation in spinal cord injury: from theory to practice". *Top. Spinal Cord Inj. Rehabil.* Vol. 18. No. 1. Jan. 2012. 28–33 pp.
- [3] K. E. Nnoaham, J. Kumbang, "Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for chronic pain". *Cochrane Database Syst. Rev.* 2008.

- [4] R. Tiktinsky, L. Chen, P. Narayan, "Electrotherapy: yesterday, today and tomorrow". *Haemophilia*. Vol. 16. Suppl 5. 2010. 126–131 pp.
- [5] V. Sadil, S. Sadil, "Electrotherapy". *Wien Med Wochenschr*. Vol. 144. 1994. 509–520 pp.
- [6] T. Watson, "Current concepts in electrotherapy". *Haemophilia*. Vol. 8. 2002. 413–418 pp.
- [7] J. P. Fuentes, S. Armijo Olivo, D. J. Magee, D. P. Gross, "Effectiveness of interferential current therapy in the management of musculoskeletal pain: a systematic review and meta-analysis". *Phys. Ther*. Vol. 90. 2010. 1219–1238 pp.
- [8] M. Bayón-Calatayud, A. Gil-Agudo, A. M. Benavente-Valdepeñas, O. Drozdowskyj-Palacios, G. Sanchez-Martín, M. J. del Alamo-Rodriguez, "Eficacia de nuevas terapias en la neurorrehabilitación del miembro superior en pacientes con ictus". *Rehabilitación*. Vol. 48. No. 4. Oct, 2014. 232–240 pp.
- [9] G. Léonard, C. Cloutier, S. Marchand, "Reduced analgesic effect of acupuncture-like tens but not conventional tens in opioid-treated patients". *J. Pain*. Vol. 12. 2011. 213–221 pp.
- [10] F. Moran, T. Leonard, S. Hawthorne, C. M. Hughes, E. McCrum-Gardner, M. I. Johnson, B. A. Rakel, K. A. Sluka, D. M. Walsh, "Hypoalgesia in response to transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) depends on stimulation intensity". *J. Pain*. Vol. 12. 2011. 929–935 pp.
- [11] K. M. Association, "World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects". *J. Korean Med. Assoc*. Vol. 57. 2014. 899–902 pp.



## **7. Autores**

Lic. Miriam C. Reyes-Fernández Obtuvo la licenciatura en Informática en el Instituto Tecnológico de Orizaba, actualmente es estudiante de la Maestría en Ingeniería Electrónica del mismo Instituto.

Dr. Ruben Posada-Gómez es Ingeniero Electrónico por parte del Instituto Tecnológico de Orizaba, M.C en Bioelectrónica por parte del CINVESTAV y Dr. En automatización y procesamiento de señales del Institut National Polytechnique de Lorraine.

Dr. Albino Martínez-Sibaja es Ingeniero Industrial por parte del Instituto Tecnológico de Veracruz, obtuvo la Maestría y Doctorado en Ingeniería Electrónica en el CENIDET. .

Dr. Oscar O. Sandoval González es Ingeniero Electrónico por parte del Instituto Tecnológico de Orizaba, M.C en Mecatrónica por la Universidad de Ciencias aplicadas FH Aachen y por parte del CENIDET y doctor en Robótica Perceptual por la Scuola Superiore Sant'Anna d' Studi Universitari e di Perferzionamiento.

Dr. Mario A. García Martínez es Ingeniero Electrónico por parte del Instituto Politécnico Nacional, M.C en Electrónica por parte del Instituto Tecnológico de Orizaba, y Dr. En Ingeniería Eléctrica parte del CINVESTAV.

M.C. Luis H. Sánchez Medel es Ingeniero Electrónico por parte del Instituto Tecnológico de Veracruz y Maestro en Ciencias por parte del Instituto Tecnológico de Orizaba.