

# **SIMULACIÓN DE UN CIRCUITO DOSIFICADOR DE POTENCIA REGULADA DE BAJA FRECUENCIA PARA USO EN ELECTROTERAPIA**

## *SIMULATION OF A LOW-FREQUENCY REGULATED POWER DOSING CIRCUIT FOR USE IN ELECTROTHERAPY*

**Javier Rodríguez León**

Instituto Politécnico Nacional, México  
*jrodriguez11405@alumno.ipn.mx*

**Leobardo Hernández González**

Instituto Politécnico Nacional, México  
*bilbito\_98@yahoo.com*

**Diana Lizet González Baldovinos**

Instituto Politécnico Nacional, México  
*glez\_lizet@hotmail.com*

**Pedro Guevara López**

Instituto Politécnico Nacional, México  
*pguevara@real-time.com.mx*

**Recepción:** 2/noviembre/2021

**Aceptación:** 21/diciembre/2021

### **Resumen**

En este trabajo se presenta la simulación de un circuito de dosificación de potencia regulada de baja frecuencia para uso en electroterapia. Para realizar este trabajo es importante mantener constante la corriente que fluye a través de la resistencia del cuerpo humano, además de monitorear la diferencia de potencial en la resistencia de la piel durante la sesión de terapia. Con esta recopilación de datos se calcula la potencia efectiva. Este análisis es valioso para los expertos en terapia; ya que permite conocer un parámetro importante a dosificar; por ello en esta propuesta se diseña y simula el acondicionamiento de las señales de tensión y corriente eléctrica aplicadas a cargas puramente resistivas, consiguiendo así un sistema capaz de calcular, procesar y regular la potencia efectiva aplicada al paciente.

**Palabras Clave:** Baja frecuencia, dosificación, electroestimulación, potencia regulada, simulación.

## **Abstract**

*In this work the simulation of a low frequency regulated power dosing circuit for use in electrotherapy is presented. To carry out this work it is important to keep the current flowing through the human body resistance constant, in addition to monitoring the potential difference in the resistance of the skin during the therapy session. With these data collection the effective power is calculated. This analysis is valuable for the therapy experts; since it allows to know an important parameter to dose; Therefore in this proposal the conditioning of the voltage and electrical current signals applied to purely resistive loads are designed and simulated, thereby achieving a system capable of calculating, processing and regulating the effective power applied to the patient.*

**Keywords:** Dosification, electrostimulation, low frequency, regulated power, simulation.

## **1. Introducción**

La electroterapia se utiliza en parálisis, tratamientos reumáticos, tratamiento para aliviar el dolor o tratamiento de rehabilitación y según la Real Academia Española (RAE), se define como el “tratamiento de distintas enfermedades mediante electricidad”; [Rodríguez, 2014] la define como la “aplicación de energía eléctrica, magnética o electromagnética de diferentes formas, con el fin de producir sobre el organismo reacciones biológicas y fisiológicas”; menciona que la homologación, la seguridad y los estándares de calidad de los equipos de electroterapia han sido el principal interés de los fabricantes, sin embargo, no se ha considerado como tema significativo desarrollar sistemas que regulen correctamente la dosis aplicada al paciente, lo que implica dejar a la subjetividad y a la experiencia del fisioterapeuta; esto puede ocasionar que la dosis aplicada no sea adecuada y no logre el efecto deseado, siendo contraproducente ya que puede causar daños. Los efectos del paso de corriente eléctrica en el cuerpo en exceso representan un riesgo para el paciente, pueden ir desde quemaduras hasta la fibrilación ventricular. [Villarrubia, 2000] menciona que los efectos sobre el cuerpo dependen de factores, como la intensidad de corriente eléctrica, el tiempo del paso de la corriente eléctrica, la

diferencia de potencial aplicada, la resistencia o impedancia del cuerpo entre los puntos de contacto, el recorrido de la corriente a través del cuerpo, la frecuencia de la corriente y condiciones fisiológicas de las personas. De estos factores, el comportamiento de la resistencia o impedancia resulta importante ya que de este dependerá la corriente que circulará por el paciente. En [Rodríguez, 2014] se muestra que la resistencia o impedancia es diferente en distintos tejidos del organismo, así como durante una sesión de electroterapia por lo general cambia con el tiempo el valor de ésta. En [Araiza, 2007], se demuestra que la impedancia de la piel de un mismo sujeto cambia con el tiempo y que existe variación entre la impedancia de distintas personas, ya sea por el grosor de la piel o por otras condiciones fisiológicas; aun así, la piel presenta características eléctricas semejantes a las de un circuito RC en paralelo, donde la resistencia y el capacitor se comportan de forma variable; en su investigación se reporta que los valores de impedancia de piel varían desde 100  $\Omega$  hasta 1 M $\Omega$  dependiendo del tipo de piel y la frecuencia usada; en las pruebas se inyectó una corriente alterna controlada de 5.3  $\mu$ A pico desde 5 Hz hasta 1000 Hz. La impedancia de la piel en el área bajo un electrodo de 9 mm de diámetro varió de acuerdo con la frecuencia y al sujeto, desde 406.7 k $\Omega$  para 5 Hz hasta 23.5 k $\Omega$  para 1000 Hz. Existen diversos trabajos en los que se diseñan equipos de electroestimulación de baja frecuencia, de los cuales se presentan algunos: En [Parra, 2019] se desarrolló un electroestimulador de baja frecuencia con dos etapas, la de control y potencia; la primera se realizó bajo la conectividad del ESP8266 y el PIC18F4550 y la de potencia bajo la acción del circuito integrado 555 como oscilador para una señal de alta frecuencia bajo la envolvente de baja frecuencia, amplificándose con un transformador elevador de voltaje. En [Huanca, 2016], su módulo de electroestimulación involucra un microprocesador generador de señales digitales donde conectan los electrodos al paciente; en cuanto, al circuito de potencia, se menciona que consta de dos transistores interconectados para que entren en corte y saturación con un transformador. A pesar de la variedad de proyectos reportados acerca del desarrollo de equipos de electroestimulación de baja frecuencia, no se toman en cuenta los sistemas que garanticen una correcta dosificación al paciente. Considerando esto,

es importante que los sistemas de baja frecuencia tengan la capacidad de tomar en cuenta otros parámetros a la hora de dosificar, como el voltaje, la intensidad de corriente eléctrica RMS, la resistencia o la impedancia de la piel, el área de aplicación y el tiempo de la sesión de electroestimulación. Actualmente solo se considera la superficie de aplicación y la intensidad de corriente eléctrica, esto resulta evidente ya que durante años la unidad para dosificar en baja frecuencia ha sido en  $mA/cm^2$ ; por ello, en este trabajo se toma como base el sistema para el tratamiento de la vejiga neurogénica presentado por [Alonso, 2015], que es empleado para terapias de baja frecuencia, la etapa de potencia se diseñó con amplificadores operacionales a diferencia de antiguos equipos donde en esta etapa se utilizaban transformadores. Con ello, se evita la deformación de la señal con la que se estimulará al paciente debido a la distorsión que se presenta. Otra característica importante es la variedad de señales para estimular al paciente; pueden ser de corriente continua, corrientes pulsantes cuadradas o corrientes alternas cuadradas. Gracias a esto, el sistema puede ser utilizado para diversas afecciones del organismo como el presentado en [Leyva, 2018], utilizado para lesiones nerviosas asociadas con la enfermedad vascular cerebral. Con base en lo anterior, se plantean una propuesta para considerar otros factores a la hora de dosificar en baja frecuencia, mejoras en el sistema de electroestimulación propuesto por [Alonso, 2015], para mantener constante la corriente alterna aplicada en una sesión de electroestimulación a pesar de los cambios en la resistencia o impedancia corporal y la adquisición de las señales de corriente y voltaje, logrando con ello un sistema capaz de poder calcular y regular la potencia eficaz aplicada al paciente.

## **2. Métodos**

Esta sección está integrada por varias etapas: el análisis de la etapa de potencia del electroestimulador, especificaciones de diseño requeridas, creación de esquemáticos y acondicionamiento de voltaje aplicado al paciente. Inicialmente, se analiza la etapa de potencia diseñada por [Alonso, 2015] para poder determinar las especificaciones de diseño y las características que debe tener el circuito; posteriormente se crean los diagramas electrónicos para llevar a cabo las

simulaciones y comparar los datos deseados con los obtenidos. La metodología de diseño electrónico está basada en el trabajo expuesto por [Jiménez, 2010].

### Análisis de la etapa de potencia

El circuito de [Alonso, 2015], para generar las señales que estimulan al paciente en la etapa de potencia, se utiliza un microcontrolador que se comunica por medio de I<sup>2</sup>C con un par de convertidores digitales analógicos (DAC) que activan y desactivan cuatro transistores; el funcionamiento se basa en un puente H. Este circuito busca estar estabilizado en corriente, para cualquier cambio en la resistencia o impedancia de la piel, ver figura 1, dentro de los límites para los que fue diseñado (0 a 40 k $\Omega$ ) se debería mantener una corriente eléctrica constante. El voltaje del sistema de potencia es de 300 volts (FAV), los amplificadores operacionales usan 5 volts de corriente directa, figura 1.

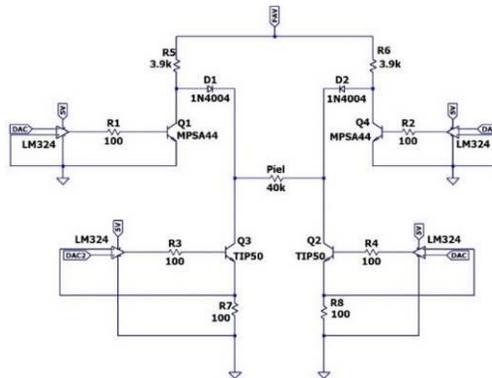


Figura 1 Circuito de estimulación [Alonso, 2015].

Este circuito cuenta con una fuente de corriente constante diseñada con un amplificador operacional, configurado en seguidor de voltaje; se utiliza el voltaje que proporciona el DAC o DAC2 según sea el caso, ver figura 1, entre 0 y 700 mV y la resistencia de 100  $\Omega$  (R7), figura 2, o R8, con ello se busca generar y limitar la corriente que circula en el colector del transistor y en R, ver figura 2, entre 0 y 7 mA; la diferencia de potencial presente en la resistencia o impedancia de la piel será variante en el tiempo ya que el valor de esta cambia en una sesión de electroterapia si se mantiene constante la corriente aplicada.

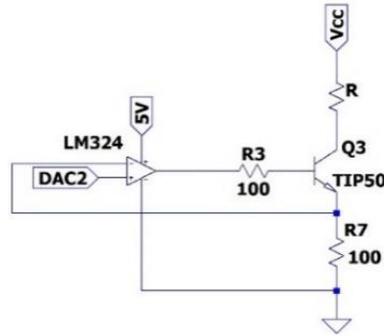


Figura 2 Fuente de corriente constante [Alonso, 2015].

Para comprobarlo, se hizo circular una corriente constante y pulsante por la resistencia Piel, figura 1, de un máximo de 3 mA, activando el transistor Q1 y Q2, por ley de Ohm el voltaje necesario en DAC es de 300 mV para hacer circular esa corriente, la figura 3 ratifica que la corriente pulsante y constante obtenida con resistencias de 500  $\Omega$ , 20 k $\Omega$  y 40 k $\Omega$  es prácticamente la misma alcanzando como máximo casi los 3 mA.

Sin embargo, al intentar hacer circular una corriente alterna con un pico positivo y negativo de 3 mA con los mismos valores de voltaje de 300 mV para DAC y DAC2, esto no se cumple como se puede ver en la figura 4, determinando que la corriente eléctrica no será constante a distintos valores de resistencia de la piel.

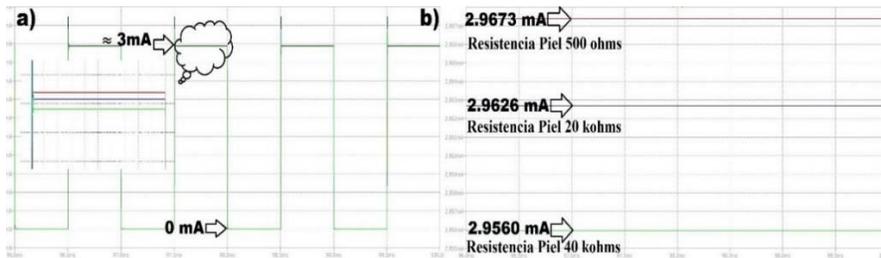


Figura 3 Corriente pulsante y corriente constante generadas.

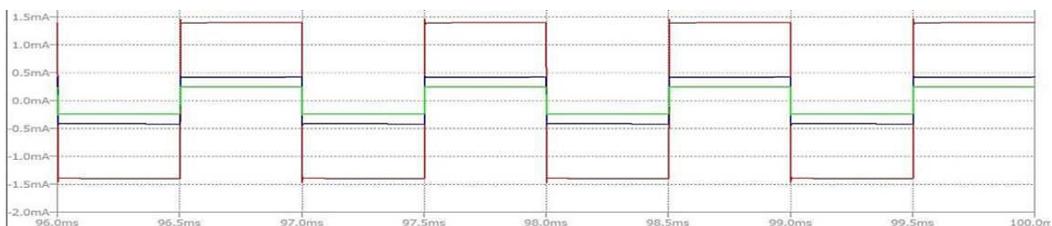


Figura 4 Variación de la intensidad de corriente eléctrica en distintas resistencias.

## Especificaciones de diseño

Para mantener constante la corriente pico positiva y negativa cuando se hace circular por la resistencia Piel, será necesario ajustar el voltaje en los DACs. En este sentido, la propuesta de diseño es mantener constante esta corriente, además de supervisar la diferencia de potencial eléctrico en la resistencia de la piel durante la terapia. Con estos datos se calcula la potencia eficaz; esto resulta valioso para el experto en la terapia, ya que conocerá un parámetro importante para dosificar. [Rodríguez, 2014] menciona que debido a que los equipos de electroestimulación de baja frecuencia y media frecuencia trabajan con la intensidad de corriente eléctrica, se utiliza solo la dosis en  $mA/cm^2$ . La etapa de potencia se energizó con una fuente de alto voltaje de 300 volts de corriente directa FAV, figura 5 y los amplificadores operacionales con 12 volts debido al rango de voltaje que ahora estará presente en los DACs. Este circuito opera entre 1 y 6 mA se limita a 6 mA como máximo y una corriente mínima de 1 mA para resistencias de hasta 40 k $\Omega$ , la frecuencia de la señal  $c$  debe ser de 5 Hz hasta 1 kHz.

## Creación de diagramas esquemáticos

El circuito se compone de la etapa de potencia y la de adquisición de la señal de voltaje y corriente pico con la que se estimula al paciente. La corriente se obtiene de forma indirecta por medio de una resistencia fija de 10  $\Omega$  en serie con la resistencia de la piel; la corriente se calcula midiendo la diferencia de potencial entre los puntos de medición  $V_{prueba1}$  y  $V_{prueba2}$ , el voltaje en la resistencia de la piel se mide en los puntos  $V_{prueba2}$  y  $V_{prueba3}$ , ver figura 5. El voltaje pico de R9 es directamente proporcional a su corriente pico y la resistencia de la piel; para adquirir la señal de voltaje se diseñó un circuito con una alta impedancia de entrada para adaptar la impedancia en la etapa de potencia y la de adquisición de la señal de voltaje y no afectar la señal de corriente que circula en esta rama de la etapa de potencia; el circuito se muestra en la figura 6. Se utilizaron MOSFET incrementales de canal N en configuración drenaje común; estos funcionarán como búferes de voltaje; por la alta impedancia de entrada de estos dispositivos, esto permite la adaptación de impedancia entre la etapa de potencia y la de adquisición de voltaje.

El valor de voltaje de  $V_{prueba1}$  y  $V_{prueba2}$  son aproximadamente 300 V, esta fue la razón por la que se escogieron estos componentes.

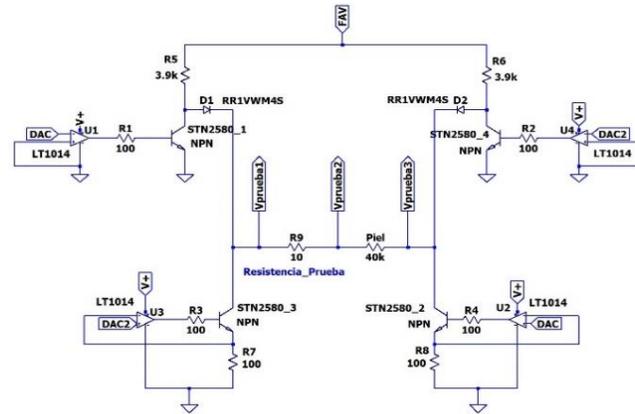


Figura 5 Circuito de estimulación y puntos de medición.

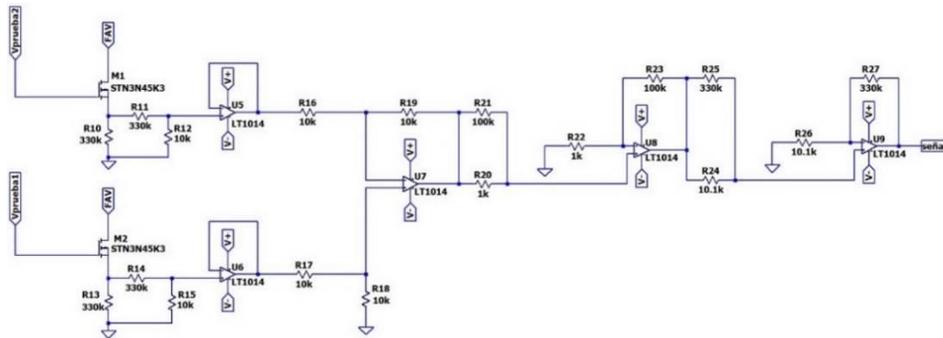


Figura 6 Acondicionamiento del voltaje en resistencia de prueba (R9).

Una vez obtenidos los voltajes, se acondicionaron para que pueda ser procesada la información; se utilizaron divisores de voltaje para obtener un valor proporcional a estos voltajes, están formados por R11 y R12 para  $V_{prueba2}$ ,  $V_{prueba1}$  está formado por el divisor R14 y R15, ver figura 6. Se propuso reducir el voltaje 34 veces por lo que se eligieron resistencias de 330 y 10 k $\Omega$ , la ecuación 1 es utilizada para obtener el voltaje atenuado.

$$V_x = \frac{V_{pruebox} \times 10}{330 + 10} \quad (1)$$

Donde  $V_x$  es el voltaje en las resistencias de 10 k $\Omega$  (R12 y R15) del divisor y  $V_{pruebox}$  es el voltaje de los diferentes puntos de prueba.

La diferencia de estos voltajes en R12 y R15, ver figura 6, da como resultado un voltaje proporcional de la resistencia de prueba R9. Para obtener la diferencia de potencial se utilizó un amplificador sustractor, el inconveniente es que presenta una baja impedancia de entrada, por lo que a cada entrada del amplificador restador se colocó un seguidor de voltaje. Las etapas posteriores amplifican la diferencia resultante; la ganancia está sujeta a la relación de corriente que circula por R9 y el voltaje a la salida de la etapa de amplificación, se propuso que por cada mA en R9 hubiera un volt a la salida, la señal de voltaje amplificada con esta relación entre la corriente y el voltaje estará en la etiqueta señal, ver figura 6, la ecuación 2 cumple esta proporcionalidad.

$$IR9 = \frac{V_{señal}}{1,000} \quad (2)$$

Donde IR9 es la corriente que circula por la resistencia de 10  $\Omega$  igual a la corriente en resistencia Piel y  $V_{señal}$  es el voltaje presente a la salida de la etapa de amplificación, ver figura 6. La ecuación 3, muestra el cálculo de la ganancia total ideal requerida al final de la etapa de amplificación en términos de las ganancias individuales de los amplificadores utilizados en esta etapa.

$$A_{total} = A1 \times A2 \quad (3)$$

Donde  $A_{total}$  es la ganancia esperada al final de la etapa de amplificación y  $A1$  y  $A2$  representan la ganancia de cada uno de los amplificadores no inversores que se utilizaron en esta etapa ver figura 6, la ganancia total esperada es de 3400 para que se cumpla la relación de por cada volt circula 1 mA. Para esto se necesitaría una ganancia de 1000, esto se cumple si y solo si la resistencia de prueba (R9) es de 1  $\Omega$ , por eso se consideró una resistencia de 10  $\Omega$  y con ello una ganancia de voltaje de 10 por lo que se necesitaría amplificar 100 veces más; sin embargo, a la hora de obtener los voltajes de prueba fue necesario atenuarlos 34 veces lo que implica amplificarlos nuevamente; considerando esto, la ganancia final es de 3,400. Finalmente, la ganancia necesaria fue de 3,401 debido a las pérdidas que se presentan en el circuito simulado, el primer amplificador no inversor se propuso que amplificara la señal 101 veces y el segundo lo hace 33.6733 veces, la ecuación 4 muestra el cálculo de la resistencia de entrada en la terminal inversora de cada

amplificador no inversor, proponiendo para el primer amplificador una resistencia de realimentación de 100 kΩ y para el segundo una de 330 kΩ.

$$R_i = \frac{R_f}{A_x - 1} \quad (4)$$

Donde  $R_i$  es el valor de la resistencia de entrada en la terminal inversora,  $R_f$  es la resistencia de realimentación propuesta y  $A_x$  la ganancia en cada amplificador no inversor. Como el voltaje en la etiqueta señal es de corriente alterna, se tiene un pico positivo y uno negativo, al ser un voltaje representativo de la corriente que circula en la resistencia de la piel es necesario supervisar el voltaje pico positivo y negativo y ante cualquier variación de corriente será necesario variar el voltaje de los DACs para mantener constante la corriente. Para supervisar los voltajes pico, se hizo una rectificación, posteriormente fue necesario filtrar con un condensador, ver figura 7 y 8, para tener un valor de corriente directa; posteriormente se convirtió en una señal digital para comunicarlo con un dispositivo capaz de procesar esta información y controlar la corriente. Para rectificar la parte positiva y negativa, se utilizaron los rectificadores de precisión de media onda de [Rashid, 1999].

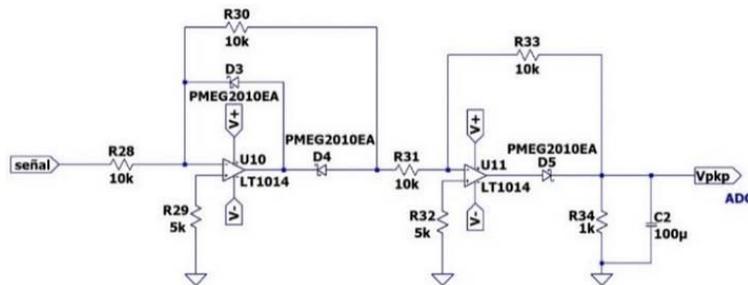


Figura 7 Rectificador de precisión de media onda parte positiva.

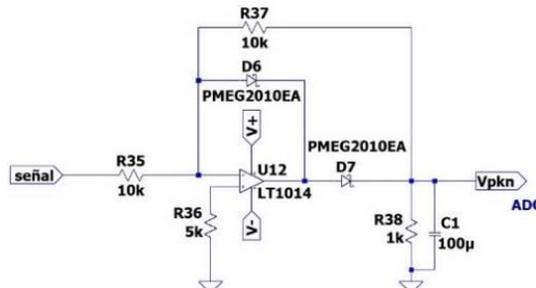


Figura 8 Rectificador de precisión de media onda parte negativa.

Una vez adquirido el valor de la corriente pico positivo y negativo, se determinará si es necesario variar el voltaje de los DACs para mantener constante la corriente que circula en R9 y a su vez que circula en la resistencia de la piel. La acción de control realizada para fines de simulación fue en lazo cerrado sin tomar en cuenta la dinámica del error, esto se logró utilizando fuentes de voltaje controladas por voltaje. La figura 9 muestra las 4 fuentes de voltaje controladas por voltaje; la fuente B1 y B2 funcionan para controlar la corriente del pico positivo y B3 y B4 funcionan para controlar la corriente del pico negativo. Para poder determinar el voltaje que se necesita aplicar en DAC y DAC2 ver figura 1, para obtener una cierta corriente pico, se depende del voltaje  $V$  ( $V_{pkp}$ ) para el pico positivo y  $V$  ( $V_{pkn}$ ), ver figuras 7 y 8. El valor de las fuentes de voltaje controladas por voltaje B2 y B4 está dado por las etiquetas  $V_{controlp}$  y  $V_{controln}$ , ver figura 9 respectivamente, este es el que se requiere para controlar la corriente, ver ecuación 5.

$$V_{controlx} = gananciax \times VOLx \quad (5)$$

Esta expresión muestra que el voltaje de  $V_{controlx}$  es directamente proporcional a  $VOL$ , donde  $VOL$  es el voltaje inicial presente en los DACs según corresponda para el pico positivo o negativo, la ganancia es la constante de proporcionalidad y se calcula cómo se muestra en la ecuación 6.

$$gananciax = \frac{VRPx}{Vpkx} \quad (6)$$

$gananciax$  es la razón entre el voltaje representativo de la corriente pico que se espera ( $VRPP$  y  $VRPN$ ) y el valor obtenido a la salida del rectificador de media onda una vez que ya fue filtrada esta señal ( $V_{pkp}$  y  $V_{pkn}$ ), esto se ve en la figura 9.

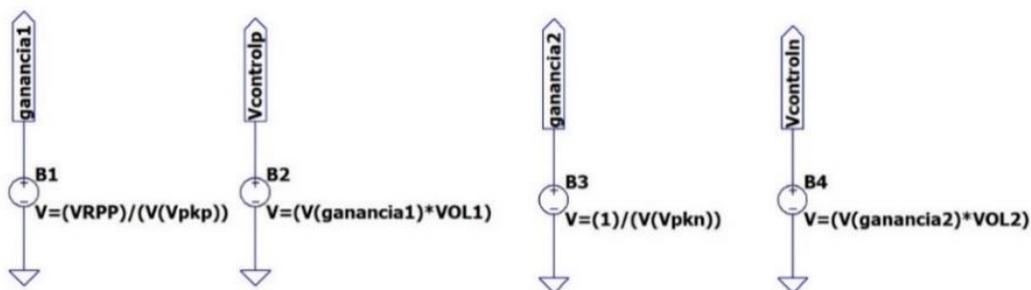


Figura 9 Fuentes de voltaje controladas por voltaje para el control de corriente.

### Acondicionamiento de voltaje

La última parte se encarga del acondicionamiento de la señal de voltaje en la resistencia de la piel para determinar el valor RMS de esta señal. Los puntos de prueba para determinar el voltaje fueron  $V_{prueba2}$  y  $V_{prueba3}$  que se muestran en la figura 5; debido al alto voltaje que se puede presentar, se utilizó un circuito similar al de la figura 6, esto implica que la señal  $V_{piel}$  a la salida del amplificador restador, ver figura 10 estará reducida 34 veces. Para esta señal analógica es necesario convertirla a una señal digital con un ADC, para que la pueda procesar un dispositivo y calcule el valor cuadrático medio o RMS, como se ve en la ecuación 7.

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N V_i^2} \quad (7)$$

Donde el producto de  $V_{RMS}$  por el factor 34 es el voltaje RMS aplicado en la piel,  $N$  es el total de muestras de voltaje tomadas y  $V$  es el voltaje de la muestra  $i$ .

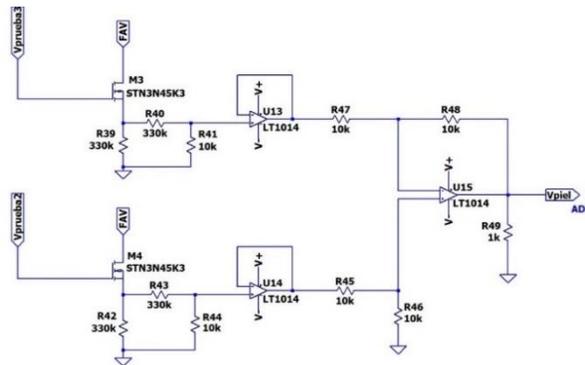


Figura 10 Acondicionamiento del voltaje en resistencia piel.

### 3. Resultados

Las simulaciones se realizaron en LTspice; se simuló en 3 valores de resistencia de la piel: 1  $\Omega$ , 20 k $\Omega$  y 40 k $\Omega$ , la corriente que circuló fue una señal alterna de 1 kHz con una corriente pico positivo de 6 mA y de 1 mA de pico negativo, cada pulso de 0.0005 segundos, el voltaje inicial que proporcionan los DACs fue de 0.1 Volt para todas las resistencias.

El valor del voltaje VRPP y de VRPN es de 6 volts y 1 volt respectivamente, ya que estos valores son los representativos de la corriente pico (6 mA y -1 mA).

Primero la simulación se realizó para la resistencia de 1  $\Omega$ , los resultados obtenidos en  $V_{controlp}$  y  $V_{controln}$  fueron de 1.27 volts y 0.21 volts, al actualizar los valores obtenidos en  $V_{controlp}$  para DAC y  $V_{controln}$  para DAC2, la señal de corriente en R9 se puede ver en la figura 11.

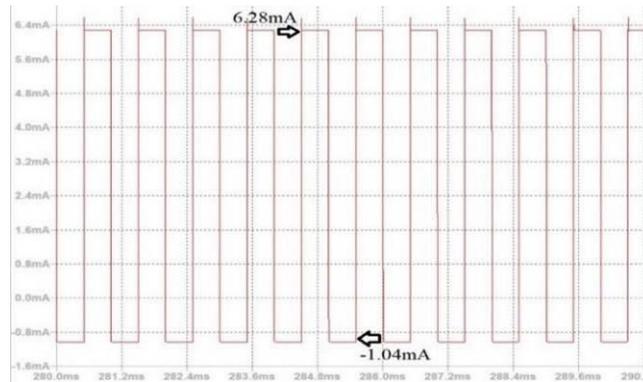


Figura 11 Señal de corriente eléctrica en R9 de 1  $\Omega$ .

Como se ve en la figura 11, la corriente pico positivo y negativo son muy cercanos a los propuestos de 6 mA y 1 mA. La siguiente resistencia con la que se simuló el circuito, fue con la resistencia de 20 k $\Omega$ , los voltajes  $V_{controlp}$  y  $V_{controln}$  fueron 4.97 volts y 0.8 volts, al evaluarlos se observa que el pico positivo difiere del valor esperado a diferencia del pico negativo que está más cercano, ver figura 12.

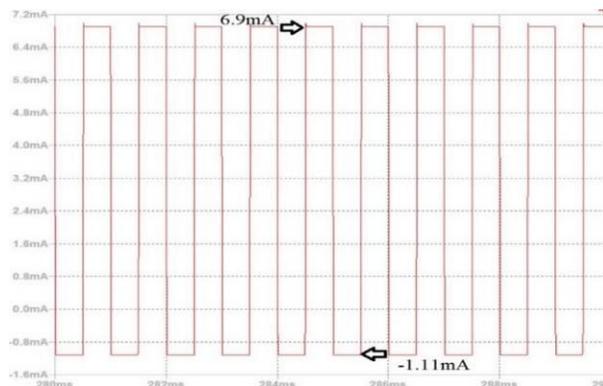


Figura 12 Señal de corriente eléctrica en R9 de 20 k $\Omega$ .

Para la resistencia de 40 kΩ los valores arrojados por la simulación para  $V_{controlp}$  fue de 10.15 volts y de 1.51 volts para  $V_{controln}$ , evaluado estos valores en DAC y DAC2, la señal de corriente en R9 obtenida se observa en la figura 13.

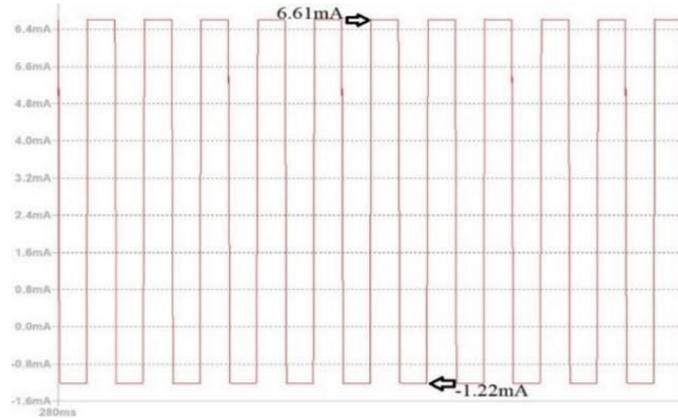


Figura 13 Señal de corriente eléctrica en R9 de 40 kΩ.

Como se ve en las figuras 12 y 13, los valores pico difieren de los propuestos en un principio, esto se debe a la exactitud del control para la simulación, ver figura 9. Este control parte del voltaje inicial en los DACs de 0.1 y posteriormente se obtiene el primer voltaje de control para evaluarlo; sin embargo, si se hace iterativo este proceso evaluando los nuevos voltajes obtenidos ( $V_{controlp}$  y  $V_{controln}$ ) se reduce el error en estos picos de corriente, acercándose más a los valores esperados. Las tablas 1, 2 y 3 muestran los resultados obtenidos de 3 a 6 iteraciones para las resistencias de 1 Ω, 20 kΩ y 40 kΩ, incluyendo los resultados anteriores. La primera iteración evalúa los primeros voltajes de control para obtener los valores de corriente pico, la segunda iteración evalúa los voltajes de control obtenidos en la primera iteración y así sucesivamente hasta que se repitan los voltajes obtenidos; en ese momento el sistema permanece en estado estacionario.

Tabla 1 Valores obtenidos con 3 iteraciones para una resistencia de 1 Ω.

Iteración	Voltaje DAC	Voltaje DAC2	Pico positivo	Pico negativo
1	1.27 V	0.21 V	6.28 mA	-1.04 mA
2	1.22 V	0.21 V	6.03 mA	-1.04 mA
3	1.22 V	0.21 V	6.03 mA	-1.04 mA

Tabla 2 Valores obtenidos con 3 iteraciones para una resistencia de 20 kΩ.

Iteración	Voltaje DAC	Voltaje DAC2	Pico positivo	Pico negativo
1	4.97 V	0.8 V	6.9 mA	-1.11 mA
2	4.35 V	0.73 V	6.04 mA	-1.02 mA
3	4.35 V	0.73 V	6.04 mA	-1.02 mA

Tabla 3 Valores obtenidos con 6 iteraciones para una resistencia de 40 kΩ.

Iteración	Voltaje DAC	Voltaje DAC2	Pico positivo	Pico negativo
1	10.15 V	1.51 V	6.61 mA	-1.22 mA
2	9.28 V	1.25 V	6.61 mA	-1.01 mA
3	8.48 V	1.26 V	6.62 mA	-1.02 mA
4	7.74 V	1.26 V	6.25 mA	-1.02 mA
5	7.47 V	1.26 V	6.04 mA	-1.02 mA
6	7.47 V	1.26 V	6.04 mA	-1.02 mA

Por último, se simuló la etapa del acondicionamiento del voltaje de la piel, que será procesada para poder determinar el valor RMS, como se mencionó en la ecuación 4. Las figuras 14, 15 y 16 muestran las señales de voltaje obtenidas con el circuito de la figura 10 y la señal de voltaje para la resistencia de 1 Ω, 20 kΩ y 40 kΩ cuando el sistema se encuentra en estado estacionario, esto quiere decir cuando el voltaje en DAC y DAC2 ya no varía con respecto a la iteración anterior, para el caso de la resistencia de 1 Ohm es en la 3ra iteración. Una vez adquirida la señal  $V_{piel}$  ver figura 10, en la simulación simplemente se multiplicó esta señal por un factor de 34 para amplificarla y así obtener el voltaje medido en la resistencia, al sobreponer las señales obtenidas se observa que prácticamente son las mismas.

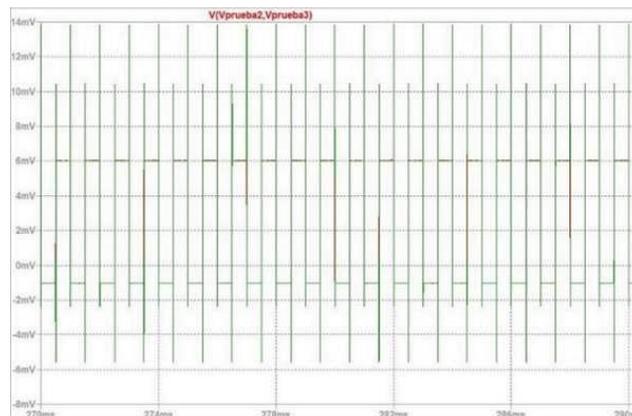


Figura 14 Señal de voltaje en resistencia de 1Ω.

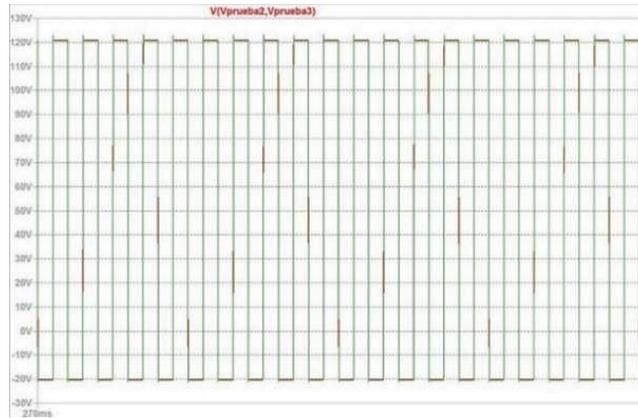


Figura 15 Señal de voltaje en resistencia de 20 k $\Omega$ .

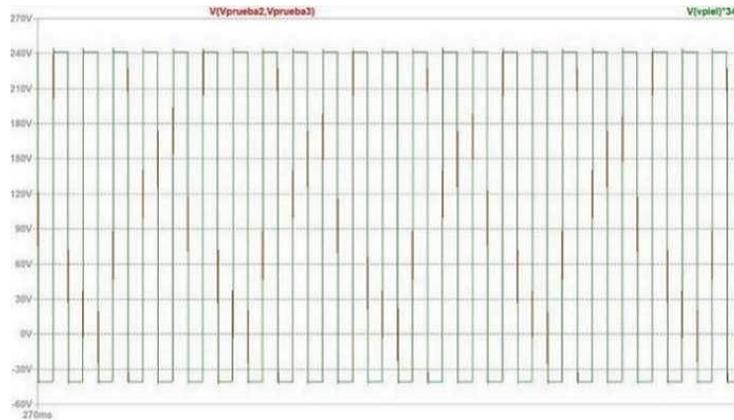


Figura 16 Señal de voltaje en resistencia de 40 k $\Omega$ .

La figura 14 muestra las señales, se ve que prácticamente es la misma. El voltaje RMS de la resistencia de 1  $\Omega$  es de 4.31 mV y el voltaje RMS obtenido en  $V_{piel}$  multiplicado por 34 es de 4.34 mV. El voltaje RMS de la resistencia de 20 k $\Omega$  es de 86.02 volts y el voltaje RMS en  $V_{piel}$  multiplicado por 34 es de 85.97 volts. El voltaje RMS de la resistencia de 40 k $\Omega$  es de 171.21 volts y el voltaje RMS obtenido en  $V_{piel}$  multiplicado por 34 es de 170.95 volts.

#### 4. Discusión

Los resultados se contrastaron con los obtenidos en la simulación, estos se observan en la tabla 4 y 5. Las ecuaciones 8, 9 y 10 se utilizaron para calcular el error absoluto, el error relativo y el error relativo porcentual respectivamente; estos

servirán como parámetro de aproximación a los valores esperados y obtenidos con el uso de los circuitos.

Tabla 4 Error absoluto, error relativo y error relativo porcentual de corriente pico.

Resistencia (Ohm)	Valor pico esperado (mA)	Valor pico medido (mA)	Error absoluto	Error relativo	Error relativo (%)
1	6	6.03	0.03	0.005	0.5
1	-1	-1.04	0.04	-0.04	-4
20000	6	6.04	0.04	0.006	0.666
20000	-1	-1.02	0.02	-0.02	-2
40000	6	6.04	0.04	0.006	0.666
40000	-1	-1.02	0.02	-0.02	-2

Tabla 5 Error absoluto, error relativo y error relativo porcentual de voltaje RMS.

Resistencia (Ohm)	Voltaje RMS esperado (V)	Voltaje RMS medido (V)	Error absoluto	Error relativo	Error relativo (%)
1	171.21	170.95	0.26	0.001518603	0.151860289
20000	86.02	85.99	0.03	0.000348756	0.03487561
40000	0.0043108	0.0043375	-0.0000267	0.00619374	0.619374594

$$Error\ absoluto = |Valor\ esperado - Valor\ obtenido| \quad (8)$$

$$Error\ relativo = \frac{Error\ absoluto}{Valor\ esperado} \quad (9)$$

$$Error\ relativo\ (%) = Error\ relativo \times 100 \quad (10)$$

Se consideraron las resistencias de 1 Ω, 20 kΩ y 40 kΩ haciendo circular la corriente de 1 kHz con una corriente pico positivo de 6 mA y de -1 mA de pico negativo con pulsos de 0.0005 segundos. Se calculó el error del voltaje RMS de cada resistencia circulado esta intensidad de corriente; mediante la simulación se registró el valor RMS esperado y el valor RMS obtenido en esta resistencia.

Este circuito fue rediseñado a partir de la etapa de potencia de un sistema de electroestimulación de baja frecuencia; sin embargo, no se considera su modelo matemático, esto es importante para la implementación de un control de lazo cerrado más robusto y analizar su respuesta con impedancias y no solo con cargas puramente resistivas, ya que para un sistema de electroterapia el cuerpo humano

es equivalente a un circuito RC en paralelo. Una de las consideraciones importantes que debe tener es la resolución de los DAC y ADC, ya que estos influyen en el error, así como la tolerancia de los elementos que componen este circuito.

## **5. Conclusiones**

Se presentó el diseño y simulación de circuitos electrónicos que permiten regular y controlar la corriente que aplica un sistema de electroestimulación a pesar de presentar cambios en la resistencia de un paciente durante una terapia. El control implementado en esta simulación resultó útil, sin embargo, se comprueba que al ser un sistema que depende de sus entradas se necesita un control de lazo cerrado para su correcto funcionamiento; al realimentar el sistema con los resultados de la acción de control se puede corroborar que se reduce el error en el sistema.

En la simulación del circuito que se propone para medir el voltaje RMS de la resistencia de la piel, se puede ver que el error es pequeño, resultando viable este circuito para la medición de la señal de voltaje. Al analizar los resultados obtenidos, se concluye que el nivel de precisión de los circuitos electrónicos es bueno y pueden ser considerados para futuras implementaciones, sin embargo, cabe mencionar que las resistencias de este circuito deben ser consideradas de precisión ya que grandes tolerancias podrían incrementar el error, además de que este sistema es considerado un equipo de grado médico por lo que la precisión es muy importante. Con este trabajo se abre la posibilidad de considerar otra unidad de dosificación en los sistemas de electroestimulación de baja frecuencia, debido a que con estos circuitos es posible implementarlos para calcular el voltaje RMS y con ello mediante software también es posible calcular la corriente RMS, esto permitirá tomar en cuenta la potencia eficaz aplicada al paciente, considerando parámetros adicionales que hoy en día no son tomados en cuenta a la hora de dosificar en baja frecuencia. También se destacó la importancia de tomar en cuenta otros parámetros como el voltaje, se adquirieron las señales de corriente y voltaje para el futuro cálculo de la potencia eficaz y se mantuvo controlada la corriente aplicada a pesar de los cambios en la carga, en este caso resistiva.

## **6. Bibliografía y Referencias**

- [1] Alonso, Pedro. Electroestimulador de seis canales para el tratamiento de la vejiga neurogénica, Tesis CINVESTAV, departamento de ingeniería eléctrica, sección de bioelectrónica, febrero 2015.
- [2] Araiza H. y Muñoz R., Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. Medigraphic Artemisa en línea. Vol. XXVIII, Núm. 2. pp 77-82, diciembre 2007.
- [3] Huanca, D., Diseño e implementación de un equipo con doble funcionalidad para fisioterapia (estimulador y ultrasonido). Examen de grado, trabajo de aplicación. Universidad Mayor De San Andrés Facultad De Tecnología. La Paz, Bolivia. Julio 2016.
- [4] Jiménez Fernández, López Ojeda, León de Mora, Metodología de diseño electrónico dentro de prácticas obligatorias de laboratorio, Pixel-Bit. *Revista de Medios y Educación*, ISSS: 1133-8482 – No. 37, pp.19-27, julio – diciembre 2010.
- [5] Leyva Gutiérrez, Hernández Popo, Martínez-Méndez y Alonso Serrano, Etapa de Potencia de un Estimulador Transcutáneo para Estimulación Funcional y Medular, *Revista electrónica de Computación, Informática, Biomédica y Electrónica*, Vol. 7, No. 2, pp. 117-135, Universidad de Guadalajara, 2003.
- [6] Parra, Emanuel, Desarrollo de un estimulador muscular a baja frecuencia para el tratamiento de electroterapia, usando IOT, en el laboratorio SISMED. Tesis Universidad De Guayaquil Facultad De Ingeniería Industrial. Octubre 2019.
- [7] Rashid, *Microelectronic Circuits. Analysis and Design*, Brooks/Cole Publishing, 1999.
- [8] Rodríguez Martín, *Electroterapia en Fisioterapia*, Editorial médica panamericana, 3a Edición, enero 2014.
- [9] Villarrubia, M., Seguridad eléctrica: efectos de la corriente eléctrica sobre el cuerpo humano. Montajes e instalaciones. *Revista Técnica sobre la Construcción e Ingeniería de las Instalaciones*, 341, 51-61. 2000.