 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-27

## **DISPOSITIVO DE ESTIMULACION ELÉCTRICA PARA EXPERIMENTACIÓN IN VITRO**

Juan Carlos Orozco Vásquez  
Juan Felipe Grisales

Ingeniería Electrónica

María Elena Moncada  
Sebastián Roldán Vasco

**PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
INSTITUTO TECNOLÓGICO METROPOLITANO  
25/10/2016**

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño, simulación y construcción de un equipo estimulador eléctrico para ser empleado en estimulación de células de tejido de piel canceroso. El equipo permite variación en parámetros de voltaje, frecuencia, intensidad de corriente, forma de onda y ciclo de dureza, con valores de acuerdo a los reportados para esta aplicación. Con base en los parámetros definidos por literatura y de acuerdo a nuestra necesidad se diseñaron y simularon el elevador de voltaje, regulador de corriente y se implementó un generador de señales desde la plataforma Arduino due. Posteriormente el diseño se llevó a la plataforma Eagle para el desarrollo de la PCB y una etapa de control por medio de potenciómetros donde se visualizan los valores actuales del dispositivo a través de una pantalla LCD. La tarjeta electrónica que fue acoplada a un dispositivo Arduino due, encargado de la generación de formas de onda de la señal, obteniendo así el dispositivo deseado. A partir de las pruebas realizadas, se encuentra que el equipo construido cumple con las características definidas para estimulación in vitro en la aplicación especificada.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## RECONOCIMIENTOS

---

A nuestros asesores de trabajo de grado María Elena Moncada Acevedo y Sebastián Roldan Vasco quienes con su conocimiento, paciencia, entrega y pasión por la investigación, orientaron el desarrollo de este trabajo que permitió culminar satisfactoriamente este proceso académico.

Al Ingeniero Daniel Pérez quien gracias a su formación profesional y asesoría a nuestro trabajo clarifico conceptos necesarios para el desarrollo, análisis y culminación de este proyecto investigativo.

A nuestras familias que a pesar de los momentos difíciles que se vivieron en la academia nunca dejaron de motivarnos a no desistir, ellos han sido la base de nuestra formación y los principales benefactores del desarrollo de esta tesis.

A la empresa EMI por facilitarnos el uso de sus instalaciones y equipos para realizar las pruebas pertinentes de los circuitos elaborados en el transcurso del proyecto.

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## ACRÓNIMOS

---

CE: Campo eléctrico  
RED: Respuesta electro dérmica de la piel  
NMES: Estimulación eléctrica neuro-muscular  
TENS: Estimulación nerviosa transcutánea  
FES: Functional electro stimulation (Estimulación eléctrica funcional)  
Hz: Hertz  
R: Resistencia eléctrica  
E: Potencial Eléctrico  
mA: mili amperios  
V: Voltios  
 $\Omega$ : Ohmios  
 $\mu$ f: micro faradios  
VDC: Volt directcurrent (Voltaje Corriente directa)  
VAC: Volts alternatingcurrent (Voltaje corriente alterna)  
Dmax: DutyCycle máximo (ciclo de dureza máximo)  
Fs: Frecuencia de Suicheo  
L: Inductancia eléctrica  
Vin: Voltaje de entrada  
Vout: Voltaje de salida  
n: Eficiencia  
dIL: Corriente máxima de la bobina  
Coutmin: Capacitor mínimo de salida  
PWM: Pulse WidthModulation (Modulación por ancho de pulso)  
RSENSE. Resistencia de detección  
Corriente Ripple: Corriente de rizado

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## Tabla de contenido

1.	INTRODUCCIÓN .....	6
2.	MARCO TEÓRICO.....	7
2.1	LA PIEL .....	7
2.1.1	Fisiología de la piel .....	7
2.1.2	Propiedades eléctricas de la piel.....	7
2.1.3	Cicatrización de heridas .....	8
2.1.4	Potencial eléctrico de la herida.....	9
2.2	ELECTROTERAPIA DEFINICIÓN Y APLICACIONES .....	10
2.2.1	Historia .....	10
2.2.2	La Electroterapia .....	10
2.2.3	Parámetros de estimulación fisiológica .....	11
2.2.4	Terapias eléctricas y efectos .....	17
2.3	CIRCUITOS ELÉCTRICOS .....	17
2.3.1	Descripción del sistema de alto voltaje y regulador de corriente.....	17
2.4	INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN POR LCD.....	21
2.4.1	DDRAM .....	21
2.4.2	Caracteres definidos en la CGROM .....	21
2.5	ELECTRODOS .....	22
2.6	PLATAFORMA ARDUINO.....	23
2.6.1	Arduino Due .....	23
2.6.2	Especificaciones Arduino Due .....	25
3	METODOLOGÍA.....	26
3.1	CÁLCULOS MATEMÁTICOS PARA VOLTAJE Y CORRIENTE .....	26
3.1.1	Elevador de voltaje tipo boost .....	26
3.1.2	Regulador de corriente .....	28
3.2	LIBRERÍA PARA EL GENERADOR DE ONDAS .....	29
4	RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	30
4.1	CÁLCULOS ELEVADOR DE VOLTAJE Y REGULADOR DE CORRIENTE .....	30
4.2	CONSTRUCCIÓN PCB .....	31
4.3	VALIDACIÓN DE MEDIDAS.....	33
5	CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO.....	50
5.1	CONCLUSIONES .....	50
5.2	RECOMENDACIONES .....	50
5.3	TRABAJO FUTURO .....	51
6	REFERENCIAS.....	52
7	APÉNDICE .....	53

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

# 1. INTRODUCCIÓN

El proceso fisiológico del organismo ante una herida de la piel es la migración de iones que modifican el sentido de la carga eléctrica, ya sea positiva o negativa alterando el equilibrio normal del CE en el tejido afectado. Sin embargo, el proceso completo de cicatrización puede prolongarse hasta por 2 años dependiendo del tipo de herida y el grado de deterioro del tejido epitelial; adicionalmente estas lesiones pueden conllevar procesos de concentración bacteriana generando un componente infeccioso. La Investigación de esta temática plantea el desarrollo de un equipo que permita acelerar el proceso regenerativo de una herida donde inicialmente sea aplicado en cultivos *in vitro* de células de piel, Para su desarrollo realizaremos los siguientes pasos:

- Diseñar el prototipo generador de señal eléctrica basado en parámetros de estimulación establecidos por literatura.
- Simular el circuito electrónico del prototipo establecido en el objetivo previo.
- Construir y validar el dispositivo de estimulación eléctrica con parámetros de control variables según lo reportado en literatura.

El trabajo se estructura en tres fases, en su primera fase se describe el marco conceptual para entender la finalidad del equipo, el cual da una visión general sobre los principales aspectos de la fisiología de la piel, sus propiedades eléctricas, el proceso de cicatrización y el potencial eléctrico en una herida; en la segunda fase se relaciona el marco teórico del campo de la electroterapia, los parámetros de estimulación que producen reacciones biológicas y fisiológicas tales como amplitud de voltaje, ancho de pulso, frecuencia, formas de onda y tipos de corriente que maneja la electroterapia; la tercera fase hace referencia al marco metodológico para la construcción de circuitos electrónicos que permiten alcanzar y controlar los parámetros de estimulación descritos anteriormente, donde se utilizan herramientas de simulación que permiten analizar su comportamiento previo a su construcción.

## 2.MARCO TEÓRICO

### 2.1 LA PIEL

#### 2.1.1 Fisiología de la piel

La piel está compuesta por tres capas que son la epidermis, la dermis y la hipodermis. La epidermis es la capa más externa y es considerada la capa protectora o escudo del cuerpo humano; debajo de esta se encuentra la dermis, cuya principal función es el suministro de sangre directa a la epidermis, finalmente se encuentra la hipodermis que es la capa en la que se almacena la grasa y se ramifican los vasos sanguíneos hacia la dermis. La Figura 1 muestra estas tres capas principales de la piel.

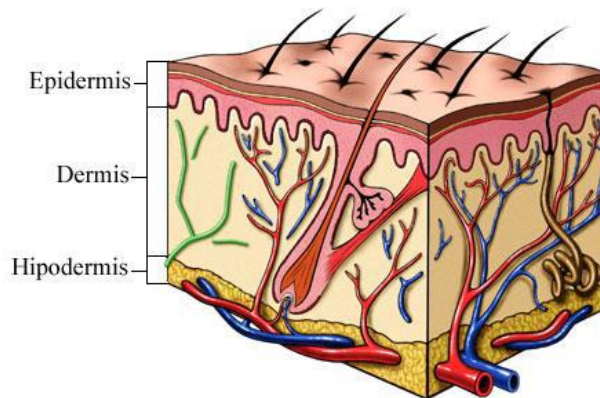


Figura 1. Capas de la piel (Quiroga Santamaria & Guarín Corredor, 2012)

#### 2.1.2 Propiedades eléctricas de la piel

Las propiedades eléctricas presentes en la piel están determinadas por la epidermis, especialmente en su capa córnea, en la cual las uniones producen un intercambio de información constante que se manifiesta entre otras cosas como una actividad eléctrica. Este comportamiento puede asimilarse al de una batería que genera una tensión capaz de transmitir estímulos a los potenciales eléctricos con capacidad de excitación celular. Las señales eléctricas son obtenidas de los tejidos gracias al potencial transepitelial, encargado del proceso conductivo con propiedades catódicas al exterior del tejido y anódicas hacia su interior, identificando moléculas que detectan los campos eléctricos (CE) y garantizando un enlace iónico.

Fowles (1974) desarrolló un modelo cualitativo global sobre la respuesta electro dérmica de la piel que se presenta en la Figura 2.

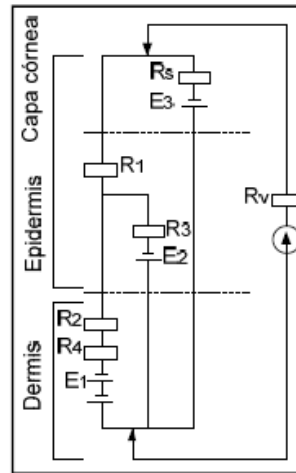


Figura 2. Modelo de circuito equivalente del sistema electro dérmico (Araujo, 2015)

La Figura 2, describe el comportamiento circuital de las tres capas principales de la piel donde R1 y R2 representan la resistencia al flujo de corriente en la epidermis y dermis respectivamente, E1 y R4 corresponden al acceso de los potenciales en la dermis y E2 y R3 al acceso de la epidermis. Los potenciales de transducción E1 y E2 surgen como resultado del desequilibrio en concentraciones iónicas en la membrana celular, la resistencia R5 es de la superficie y E3 es el potencial que define la relación total del campo eléctrico exógeno.

### 2.1.3 Cicatrización de heridas

El proceso de cicatrización se soporta de manera natural en cuatro fases fisiológicas: coagulación, inflamación, proliferación y maduración. Cuando el proceso es interrumpido por factores internos tales como enfermedades crónicas o fallas en el sistema inmunológico o por factores externos como quemaduras, cortes o lesiones crónicas, se origina una falla en el proceso de regeneración. En la Figura 3, se describen los mecanismos y cascadas de las señales durante el proceso natural de cicatrización.

Ante una lesión se produce el sangrado debido al rompimiento de la cadena celular, generando un foco infeccioso. En el estado inflamatorio se inicia la proliferación de fibroblastos y su misión principal es restablecer la síntesis y mantenimiento de la matriz extracelular estabilizando el sistema inmunológico e iniciando el proceso de cicatrización. Finalmente, a medida que se genera la proliferación, disminuye el edema y se reestructuran los procesos irrigatorios de vasos sanguíneos. Con esto, se puede decir que la piel se comporta como una batería eléctrica capaz de generar intensidades eléctricas endógenas que estimulan la migración de células epiteliales corneales hacia el centro de la herida durante el proceso de regeneración estimulando la angiogénesis y la formación de nuevos vasos internos.



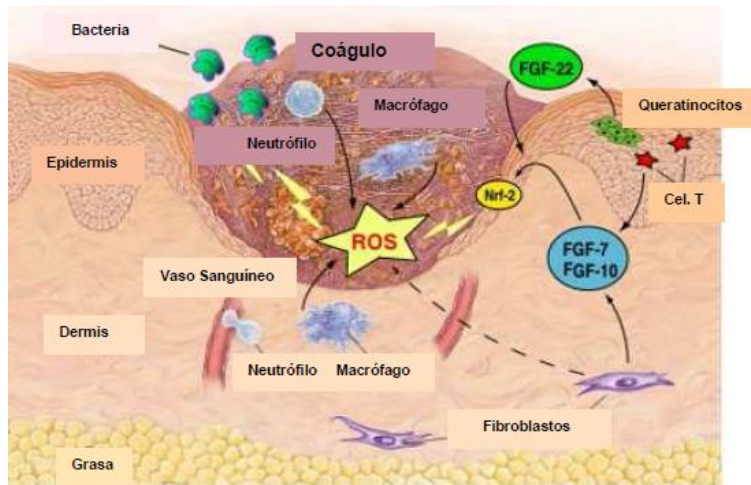


Figura 3. Principales componentes del proceso de cicatrización natural mediante (CE) endógeno (Quiroga Santamaria & Guarín Corredor, 2012)

#### 2.1.4 Potencial eléctrico de la herida

Como se observa en la Figura 4 cuando se produce una herida que altera la barrera epitelial se cortocircuitan las vías de conducción transmembrana, generando una caída de potencial volviéndose negativo en relación con el potencial bajo la epidermis no dañada que está lejos de la herida; este gradiente conduce un flujo de corriente eléctrica hacia el sitio más negativo (la herida) formando un CE en la lesión. (Wang & Zhao, 2010). El flujo de corriente eléctrica (carga positiva) se orienta a través de la herida desde los tejidos circundantes y luego hacia afuera de la herida. Cuando se establece este proceso las corrientes retornan por debajo del estrato corneo y las células alejadas de la herida mantienen el transporte de iones. Las células siguen conduciendo corrientes eléctricas hasta que sane la herida y sea restaurada su barrera.

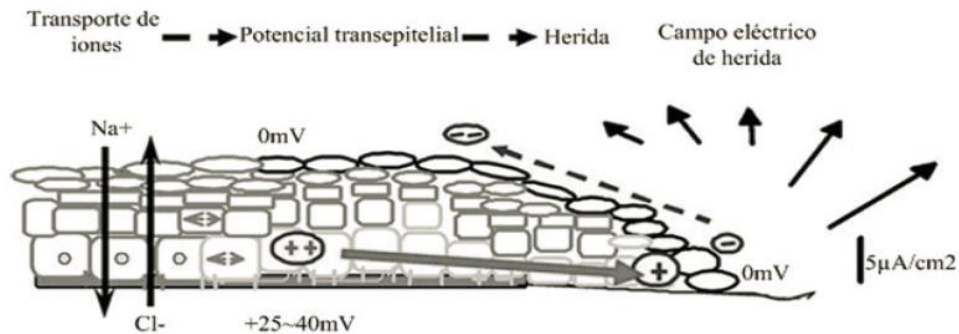


Figura 4. Descripción de cómo se generan intensidades eléctricas en heridas (Araujo, 2015)

En la Figura 5 podemos observar la distribución polarizada de los canales iónicos particularmente de cloro y las bombas moleculares de sodio-potasio en el epitelio mantienen el transporte vectorial hacia las células. El epitelio corneal combina de manera efectiva los iones de Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup> y Cl<sup>-</sup>; lo que determina la dirección del transporte electrogénico y las diferencias de potencial, buscando restablecer el equilibrio del sistema.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

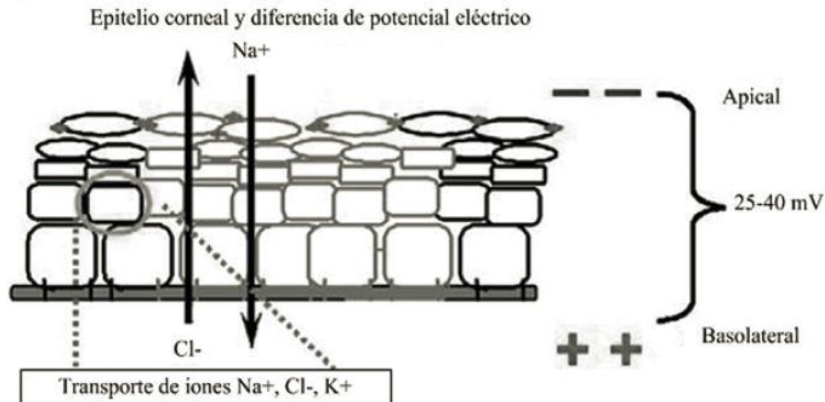


Figura 5. Comportamientos de campo eléctrico en las 3 macro capas de la piel tomando el sentido y la dirección de iones de Cl, Na+, y K+. (Araujo, 2015)

## 2.2 ELECTROTERAPIA DEFINICIÓN Y APLICACIONES

### 2.2.1 Historia

Los primeros registros de aplicación de corrientes eléctricas en contextos terapéuticos datan del siglo XVIII. En 1791 Luigi Galvani inició las publicaciones del efecto de la corriente eléctrica en el músculo humano. En 1831, Michael Faraday mostró que las corrientes eléctricas podrían estimular los nervios y crear movimiento. En cuanto a los efectos terapéuticos de la estimulación eléctrica nerviosa, Duchenne de Boulogne, conocido como el “padre de la electroterapia” fue un pionero en el uso de electrodos de superficie y la localización de las corrientes eléctricas. En el siglo XX Hodgkin y Huxley en 1952 fueron mercedores del premio Nobel de medicina por establecer un modelo eléctrico de la membrana celular, el cual permitió avances importantes y relevantes para el ser humano en el campo de la fisiología. Gracias a este descubrimiento, surgieron algunos conceptos, como la estimulación eléctrica neuromuscular (NEMS), asociada a la aplicación de corriente directamente en la superficie del músculo y la estimulación nerviosa eléctrica transcutánea (TENS), asociada a la aplicación de corrientes en las fibras nerviosas (Araujo, 2015).

### 2.2.2 La Electroterapia

La electroterapia consiste en la aplicación de energía eléctrica al organismo buscando producir reacciones biológicas y fisiológicas; con la finalidad de acelerar y obtener mejoras en los procesos fisiológicos de los tejidos a partir de las alteraciones metabólicas a nivel celular (Araujo, 2015). La canalización de los métodos de estimulación eléctrica con fines funcionales condujo a la aparición del término estimulación eléctrica funcional (FES), que tiene como objetivo restaurar la función de personas con discapacidad. La FES se refirió por primera vez como electroterapia funcional, por Liberson y su equipo en 1961, quienes produjeron la primera estimulación eléctrica con un dispositivo para la corrección de lesiones con implicaciones de miembros inferiores, esto debido a una lesión de la neurona motora superior.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Dentro de la FES, uno de los tipos de dispositivos son los NEMS, los cuales entregan un estímulo eléctrico que despolariza las neuronas motoras, causando un potencial de acción para propagar a lo largo de su ramificación, lo que hace que las fibras musculares asociadas se contraigan. Típicamente, se utiliza frecuencias en el rango de 20 a 50 Hz para producir tetanización muscular. (Araujo, 2015). Otro de los dispositivos son los TENS los cuales utilizan altas y bajas frecuencias (TENS nivel sensorial, 2-10 Hz) para el alivio del dolor. Las señales TENS se propagan a lo largo de las fibras sensoriales aferentes más pequeñas, específicamente para anular los impulsos de dolor, se dirige específicamente a las fibras nerviosas sensoriales y no activa las fibras de motor; por lo tanto, no se produce la contracción discernible muscular (Araujo, 2015).

En la actualidad, una gran cantidad de descubrimientos y evoluciones tecnológicas se han hecho en el campo de la estimulación eléctrica. La mayoría de los dispositivos de estimulación eléctrica son controlados por microprocesadores. Esto significa que un sólo dispositivo puede producir diversos tipos de estímulos, con diferentes parámetros y objetivos con el fin de obtener una respuesta fisiológica particular. Una comprensión completa de la corriente de tejido, la interacción y los valores que rigen la estimulación es vital para la seguridad del paciente y el éxito del tratamiento. (Araujo, 2015).

Dada la gran diversidad de formas, tiempos de exposición y técnicas de aplicación utilizadas en la estimulación eléctrica, han surgido un sinnúmero de factores que permiten definir las variables más representativas para el uso de terapias eléctricas, estos métodos pueden agruparse de la siguiente forma:

**Efecto en el organismo:** Pueden ser de carácter electroquímico, efectos motores sobre nervio y musculo, efectos sensitivos sobre nervio y musculo, efectos sensitivos sobre vías nerviosas aferentes y efectos en aporte energético para mejorar el metabolismo.

**Modos de aplicación:** Pulsos aislados, trenes de pulsos, ráfagas, aplicación sostenida o frecuencia fija.

**Frecuencias de aplicación:** En fisioterapia se usan corrientes del espectro electromagnético de las denominadas radiaciones no ionizantes, cuyo límite superior se encuentra en las radiaciones ultravioletas de tipo B, los rangos de aplicación oscilan en bajas frecuencias 0 a 1KHz, medias frecuencias 1 a 500KHz particularmente entre 2 a 10KHz, y altas frecuencias desde 500KHz hasta el límite entre las ultravioletas tipo B y C.

### 2.2.3 Parámetros de estimulación fisiológica

Los parámetros de estimulación eléctrica condicionan la respuesta fisiológica respectiva, por lo que es necesario adaptar los parámetros de acuerdo a la terapia deseada. La relación causa-efecto de todos los parámetros y las respectivas consecuencias fisiológicas deben ser conocidas para la correcta aplicación de la estimulación eléctrica. A continuación, se mencionan los parámetros eléctricos que se deben tener en cuenta:

**Amplitud:** Como se muestra en la Figura 6 la amplitud del pulso de estimulación se puede medir en corriente o voltaje, dependiendo del tipo de modulación requerida. La amplitud determina la intensidad de la estimulación, lo que determinará el número total de fibras nerviosas que son reclutadas y activadas. Como mayor sea la intensidad, más fuerte es el efecto despolarizante en las estructuras subyacentes de los electrodos. Intensidades más altas permiten aumentos en la fuerza de contracción y el proceso de hipertrofia (hinchazón del músculo) (Araujo, 2015)

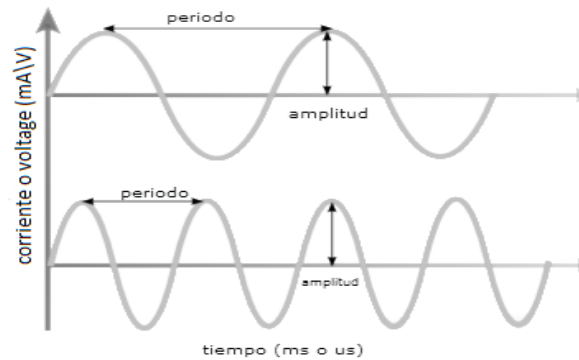


Figura 6. Amplitud y periodo de una onda (Araujo, 2015)

**Ancho de pulso:** Se define como la duración de la onda en el 50% de la amplitud máxima y se expresa generalmente en microsegundos ( $\mu s$ ). Investigaciones han demostrado que los pacientes exhiben una fuerte preferencia por las duraciones de fase de entre 200 a 400  $\mu s$ , que también son capaces de producir contracciones musculares fiables y reducir al mínimo la posibilidad de irritación de la piel debajo de los electrodos. Un trabajo reciente realizó una comparación entre ondas con ancho de 50, 200, 500, y 1000  $\mu s$  una frecuencia de estimulación de 20Hz a la capa del músculo, encontró que en el mayor ancho de pulso se producen contracciones más fuertes en la flexión plantar y adicionalmente aumenta las propiedades contráctiles en general. (Araujo, 2015).

Para los casos de estimulación regenerativa el ancho de pulso es mayor para penetrar más profundamente en los tejidos subcutáneos. El ancho de pulso afecta la amplitud de la corriente necesaria para activar el potencial de acción y determina la sensibilidad del paciente, las habilidades motoras o la estimulación del dolor. Si el ancho del pulso afecta la amplitud de la corriente entonces este deberá ser más grande para alcanzar el potencial de acción adecuado.

**Frecuencia:** La frecuencia se refiere a los impulsos producidos por segundo durante la estimulación. La frecuencia de un estímulo afecta la respuesta clínica, ya que influye en la contracción muscular la cual puede ser aislada o tetánica. Las frecuencias de estimulación por encima de aproximadamente 30 Hz producen una contracción tetánica. La mayoría de las aplicaciones clínicas utilizan patrones de 20-50 Hz para obtener resultados óptimos. El incremento de la frecuencia de estimulación conduce a contracciones más fuertes hasta un máximo. Sin embargo, esto también aumenta la tasa de fatiga muscular. Para optimizar la fatiga, se utiliza la estimulación continua de baja frecuencia, que produce una contracción suave a niveles de fuerza bajos.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

**Forma de onda:** La electroterapia es la representación de la variación en el tiempo de la corriente o del voltaje que se aplica sobre el tejido biológico. La polaridad, como propiedad eléctrica se refiere a la distribución de la carga, que puede ser positiva o negativa. El pulso puede ser monofásico (polaridad unidireccional/señal continua) o bifásico (bidireccional/señal alterna), tal como está representado en la Figura 7.

El poder de los dos tipos de impulsos de corriente es igual, pero si la onda es simétrica la compensación de carga evita la deposición de iones por encima de la superficie de electrodos que pueden causar lesiones en el nivel de los tejidos. (Araujo, 2015)). Un pulso típico bifásico consta de dos fases: una fase de estimulación y una fase adyacente de polaridad opuesta. El simple estímulo monofásico es un impulso unidireccional periódico, donde la corriente circula en una sola dirección. Este tipo de estímulo no se utiliza durante períodos prolongados, ya que puede causar daños en los tejidos. (Araujo, 2015).

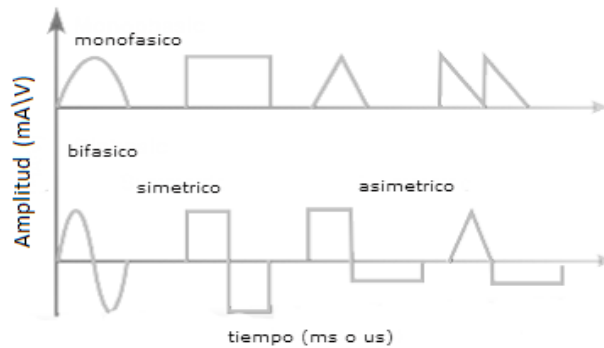


Figura 7. Ejemplos de Pulsos Unidireccionales y Bidireccionales y sus formas de onda (Araujo, 2015)

Estos eventos negativos debido a períodos prolongados de ciclo negativo (o positivo) de los potenciales asociados a la estimulación monofásica se reducen al mínimo mediante el uso de un pulso con forma de onda bifásica. Los dispositivos actuales generan pulsos de tensión/corriente con formas geométricas predefinidas, tradicionalmente onda cuadrada.

La **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** muestra una comparación de las formas de onda utilizadas para la excitación en cuanto a la capacidad de generar campos eléctricos de umbral bajo, la resistencia a la diferencia de potencial relacionada con los mecanismos de aplicación de la estimulación tales como electrodos, placas neutras entre otros; y a daño de tejido en piel.

**Tipos de corriente:** Por razones históricas, es habitual para un punto de vista clínico identificar la corriente aplicada asociándola con un nombre, tal como corriente galvánica, corriente farádica, entre otras y, a veces con una característica diferenciadora o un conjunto de características solo haremos énfasis en la que corresponde a electroterapia regenerativa. El TENS, por ejemplo, significa estimulación nerviosa eléctrica transcutánea, los TENS son usualmente utilizados para tratar el dolor y la duración del impulso es por lo general un valor constante que varía a partir 50-200 microsegundos (ms) y la frecuencia del pulso suele ajustarse entre 2 y 120 Hz. (Araujo, 2015)







	limites	corrosión	daño de tejido
	+	+	+
	++++++	++++++	++
	+++	++++++	++++++
	++++++	+++++	+++
	++	+++	++++++
	+++++	++	+++++
++++++ bueno en relación con el paciente + malo o el tejido			

Figura 8. Comparación de las formas de onda de electroterapia por su capacidad para generar bajo umbral estimulación, resistencia a la corrosión (electrodos placas), y el daño de tejido en piel (Araujo, 2015)

De acuerdo con los parámetros utilizados para la electroterapia en la Tabla 1 se presentan algunos de los estudios realizados que hacen uso de esta modalidad y sus resultados.


 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-27


Tabla 1 Protocolos de electro estimulación

Tipo de Corriente		Parámetros	Resultados
Jankovit A 2008	Directa de alto voltaje	Amplitud de pulso 0-300v Frecuencia:1000 Hz Series moduladas automáticamente 10 a 40 us Intensidad:100 a 170 Ua Pulsos: 7-12 ns Voltaje: hasta 220 V adaptable al paciente Parámetros ajustables a tolerancia	Reducción estadísticamente significativa (P<0.05) en superficie, percepción de dolor, bordes y clasificación de la ulcera en comparación con el grupo de control
Griffin JW 1991	Pulsada de alto voltaje	Frecuencia 50-105 pps Intensidad 100-150 V	No se evidencian diferencias significativas entre el grupo de tratamiento y el grupo de control. Efecto bactericida: intensidad mayor a 250 V, sesiones mayores a media hora para lograr este efecto
Godbout C 2006	Directa vs alterna	Potencial 85,120,165 y 215 Mv/mm2 con corriente unidireccional se trabajo:120 Mv/mm (estimulación de fibroblastos)	Inicialmente se realizo estimulación de los fibroblastos y posteriormente se observó una reducción significativa en el área estimulada a 215 Mv/mm2 favoreciendo el cierre de la herida.
Balakatounis K 2008	De baja intensidad	Intensidad 300 to 630 Ua Frecuencia: 130 Hz Se recomienda de 200 a 800 Ua y la polaridad puede o no invertirse	Los parámetros propuestos son el resultado de diferentes estudios en los que se hace uso de estimulación eléctrica de baja intensidad para el tratamiento de lesiones crónicas.
Feedar J 1991	Monofásica pulsada de alto voltaje	Frecuencia: 128 pps Intensidad: 35 Ma En UPP estadio II la frecuencia fue de 64 pps Polaridad: Negativa primeros tres días continuando el cambio cada 3 días hasta que la UPP avanza a estadio II y se inicio cambio diario	Al comparar el grupo de intervención con el grupo de control se nota un incremento del 14% en el proceso de cierre y curación de la herida comparado con un 8,25% en el grupo de control

 <b>Institución Universitaria</b>	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Houghton P 2010	Alto voltaje	Intensidad: 50 y 10 V Frecuencia: 20 minutos a 100 Hz 20 minutos a 10 Hz y otros 20 minutos ciclo off	Disminución del 70% en el tamaño de las heridas en comparación con el grupo control en el cual solo fue de 40%
Reger S 1999	Directa de alto voltaje	Intensidad 7-10 mA Pulsos de 300 microsegundos Frecuencia: 40 Hz	Aumento en el cierre de las heridas en comparación con el grupo de control. No fueron estadísticamente significativas
Kloth L 1988	Alto voltaje monofásica pulsada	Intensidad 100 a 175 V Frecuencia 105 Hz Intervalo de fase: 50 microsegundos	Curación 44.8% a la semana, con una curación completa (100%) a las 7,3 semanas. Grupo control: aumentaron su tamaño en un 29% pasada 7,4 semanas.
Brown M 1995	Alto voltaje	Intensidad 25-80 V Pulso de 100 micro seg 80 pps	Al final de la aplicación del protocolo se evaluó la fuerza de contracción de la herida, encontrando un aumento del 47% en las del grupo de control y solo un 21% en las del grupo control
Brown M 1989	Alto voltaje monofásica pulsada	Intensidad 30-60 voltios Frecuencia 80 pps Pulso de 100 micro seg	Frecuencia 80 pps Pulso de 100 micro seg



	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-27

#### 2.2.4 Terapias eléctricas y efectos

**Terapia Electro-analgésica:** Tiene como objetivo proporcionar analgesia a una determinada región como, por ejemplo, un músculo contracturado usando la electricidad y sin emplear fármacos o métodos invasivos como la infiltración (Araujo, 2015).

**Terapia de Electro-estimulación:** mejora la función muscular, trabajando el músculo de manera extrínseca a través de una corriente de potenciación muscular.

**Electroterapia regenerativa:** Estimulación de la reparación del tejido, empleando la electricidad para transmitir energía a los tejidos, mejorar la llegada de nutrientes y oxígeno (vasodilatación) o estimular la actividad metabólica de las células para su reparación. La electroterapia puede ser usada con este fin en casos de fracturas, lesiones de tendones y ligamentos, roturas musculares, etc. (Araujo, 2015)

## 2.3 CIRCUITOS ELÉCTRICOS

### 2.3.1 Descripción del sistema de alto voltaje y regulador de corriente

Los voltajes típicos para inducir la transferencia de carga al tejido biológico están en el intervalo de 40 a 200 V (Araujo, 2015). Para lograr este intervalo de voltajes, usando un sistema de baterías, se necesitarían miles de baterías en serie. Una forma de generar estas tensiones es mediante el uso de la norma de transformadores. Las grandes tensiones laterales secundarias pueden generarse a partir de los voltajes de transformadores lado primario. Los Transformadores también tienen la ventaja de proporcionar un aislamiento galvánico entre la carga de contacto de la impedancia y la fuente de alimentación. Sin embargo, debido a los altos costes, dimensiones, peso y la ineficiencia, se usa el convertidor boost o levador. Este circuito es capaz de producir un voltaje de salida más alto que el voltaje de entrada con pocos componentes y la simplicidad relativa de diseño, a continuación, explicamos el funcionamiento de este:

**Elevador de Voltaje tipo Boost:** El convertidor tipo Boost es un circuito elevador de tensión, que usa las características del inductor y el capacitor como elementos almacenadores de energía para elevar la corriente proveniente de la fuente de alimentación y usarla para inyectarla al condensador, produciendo así niveles de voltaje mayores en la carga que los de la fuente. El interruptor en el esquema de la Figura 9 consiste de dos elementos: un elemento de conmutación rápida como un transistor BJT, un Mosfet o el más comúnmente usado el IGBT y el otro, un diodo con un tiempo de recuperación mucho menor que el periodo de la señal de control; la función de éste último, es impedir que la corriente de descarga del condensador se devuelva, ya que se desea que cuando la fuente se desconecta del condensador y de la resistencia de carga para almacenar energía en la bobina, se suministre corriente a la carga mediante la descarga del condensador. Cuando el transistor está en conducción (Figura 10) la inductancia almacena energía para luego suministrarla simultáneamente a la carga (Figura 12) y al condensador a otro nivel de voltaje en los intervalos en los que el transistor esté en corte.

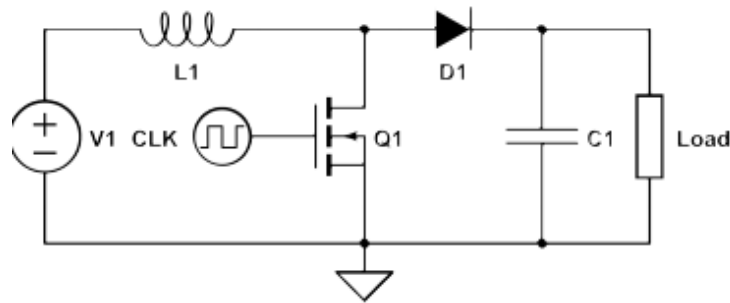


Figura 9. Convertidor real con transistor y diodo que cumplen la función del interruptor (Araujo, 2015)

**Análisis interruptor en la posición 1:** Como se observa en la Figura 10, el interruptor se ubica en la posición 1 del circuito físico, lo que indica que el transistor está en saturación, por lo que el ánodo del diodo queda cortocircuitado a tierra, con esto, el diodo queda en polarización inversa y por consiguiente no conduce comportándose como un interruptor abierto.

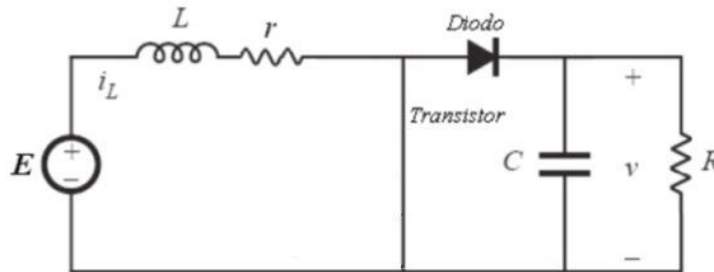


Figura 10. Interruptor en la posición 1 (Valderrama, Moreno, & Vega, 2011)

Esto hace que la fuente alimente solamente a la inductancia, mientras que el diodo entra en estado de no conducción y desacopla el circuito RC como se puede ver en la Figura 11.

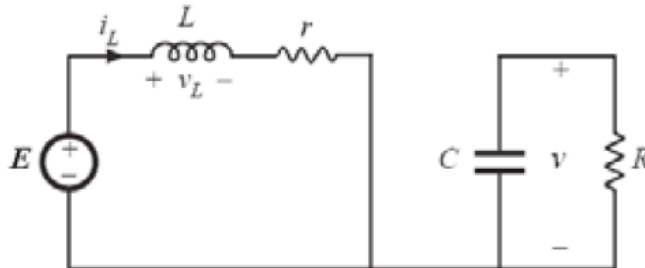


Figura 11. Circuito equivalente con el transistor en conducción, interruptor en la posición 1 (Valderrama, Moreno, & Vega, 2011)

**Análisis interruptor en la posición 2:** En este caso corresponde al transistor en corte o no conducción, el circuito resultante tiene 2 mallas como se puede observar en la Figura 12.

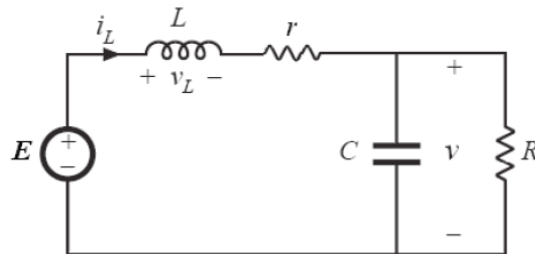


Figura 12. Circuito equivalente con el transistor en corte, interruptor en la posición 2. (Valderrama, Moreno, & Vega, 2011)

**Enfoque del sistema:** En la

Tabla 2 se muestran los aspectos más importantes del sistema usado para modelar el circuito elevador, los parámetros y variables que se presentan en el sistema son:

Tabla 2 Parámetros más importantes del elevador de voltaje boost

PARAMETROS	MODELO
Entrada	Señales de control (u)
Salida	Voltaje (v)
Perturbaciones	Cambios en la fuente de alimentación; Control Interruptor
Subsistemas	Circuito de Potencia, Carga

**Entrada:** Se toma la señal que viene del PWM y define el tiempo de conducción del transistor y determina el voltaje de salida. En estado estable la relación entre el tiempo de conducción y el periodo del oscilador se denomina ciclo de trabajo.

**Salida:** Es la señal de voltaje con la que se desea alimentar la carga y corresponde al voltaje en el condensador.

**Perturbaciones:** los parámetros que pueden afectar en mayor medida el funcionamiento del circuito y por consiguiente el voltaje de salida, son la fuente de alimentación (E) y la resistencia (R), puede que componentes del sistema real produzcan perturbaciones en menor grado, como el transistor y el diodo ya que, dependiendo de las características de funcionamiento de estos elementos, efectos como la temperatura afectan su funcionamiento.

**Subsistemas:** La señal de entrada al sistema requiere de un módulo capaz de modificar el ancho de pulso, este es el primer subsistema que consiste de un generador de rampa y un comparador de voltaje, donde una entrada de referencia establece el punto donde se produce el flanco de caída de la señal y por consiguiente es capaz de modificar el ciclo de trabajo.

En una forma más resumida podemos expresar en convertidor boost con el diagrama que se observa en la Figura 13.

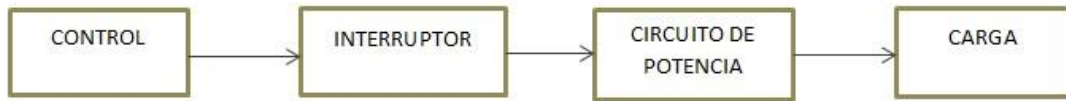


Figura 13. Diagrama de relación entre los subsistemas. (Valderrama, Moreno, & Vega, 2011)

El primer subsistema consiste en un PWM que es el método más utilizado para el control de la tensión de salida, es el denominado Modulación por Anchura de Pulsos (PWM – Pulse Width Modulation). Este método consiste en emplear un periodo de conmutación constante  $T_s = t_{on} + t_{off}$ , de forma que variando el tiempo de conducción  $t_{on}$  es posible controlar la tensión media de salida. El parámetro ciclo de trabajo  $D$  (Duty Cycle) es definido como la relación entre el periodo de conducción y el periodo de conmutación  $D = t_{on} / T_s$ .

El segundo subsistema consiste en el transistor y el diodo, que en la figura se representa como interruptor, el transistor es directamente el elemento controlado por la señal PWM, cumple también la función de interruptor, ya que se abre cuando el transistor está en conducción, obligando de esta forma a que el condensador descargue solamente en la carga.

Otro subsistema corresponde al circuito de potencia, cuyos elementos son la bobina y el condensador, estos elementos poseen una resistencia interna, la de mayor influencia es la correspondiente a la inductancia por lo que solo se tiene en cuenta para modelo. El último subsistema consiste en la carga y es el elemento externo que se desea alimentar con el voltaje regulado proveniente del convertidor.

**Regulador de corriente constante:** Los dispositivos actuales de electroterapia regulan la corriente de estimulación de forma independiente de las variaciones de voltaje en la carga. El circuito de la Figura 14 se compone de un amplificador operacional que controla la corriente a través de la carga, que fluye entre el colector y el emisor del transistor. El amplificador intenta mantener las tensiones en las entradas del amplificador operacional  $V_{in+}$  y  $V_{in-}$ . La corriente que fluirá en el tejido, representado por carga, se detecta a través de una resistencia de detección,  $R_{sense}$ .

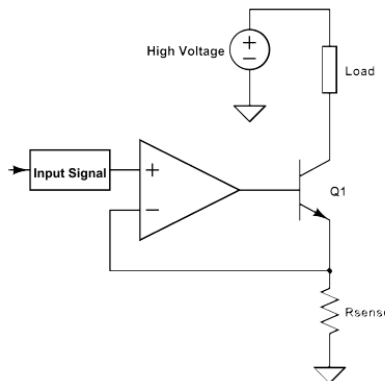


Figura 14. Etapa de salida para un regulador de corriente constante con una fuente de alto voltaje (Araujo, 2015)

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 2.4 INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN POR LCD

Las pantallas de cristal líquido LCD o display LCD para mensajes (Liquid Cristal Display) tienen la capacidad de mostrar cualquier carácter alfanumérico, permitiendo representar la información que genera cualquier equipo electrónico de una forma fácil y económica véase la Figura 15

La pantalla consta de una matriz de caracteres 5x8 puntos distribuidos en dos líneas de 16 caracteres; El proceso de visualización es gobernado por un microcontrolador incorporado a la pantalla.

### 2.4.1 DDRAM

El módulo LCD posee una zona de memoria RAM llamada DDRAM (Data Display RAM) donde se almacenan los caracteres que se van a mostrar en la pantalla.

Tiene una capacidad de 80 bytes, 40 por cada línea, de los cuales sólo 32 se pueden visualizar a la vez (16 bytes por línea).

De las 80 posibles, las dos direcciones más importantes de la DDRAM son:

- Dirección 00h, que es el comienzo de la primera línea
- Dirección 40h, que el comienzo de la segunda línea

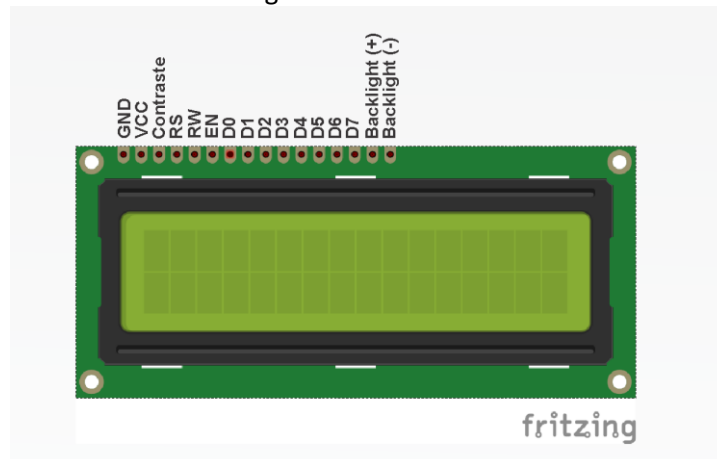


Figura 15 Pantalla LCD

### 2.4.2 Caracteres definidos en la CGROM

El LCD dispone de una zona de memoria interna no volátil llamada CGROM donde se almacena una tabla con los 192 caracteres que pueden ser visualizados.

Cada uno de los caracteres tiene su representación binaria de 8 bits. Para visualizar un carácter debe recibir por el bus de datos el código correspondiente.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 2.5 ELECTRODOS

El nivel de fuerza que se genera entre dos cargas eléctricas ( $q_1$  y  $q_2$ ) separadas a una distancia  $r$  dependerá de la atracción o repulsión de estas, si el sistema utiliza dos cuerpos con la misma carga estos se repelen, mientras que si utiliza cargas opuestas estas se atraerán permitiéndole crear fuerzas de campo eléctrico (Quiroga Santamaria & Guarín Corredor, 2012) la aplicación de cargas eléctricas se realiza a través de dispositivos conocidos como electrodos es importante tener en cuenta que debido al potencial eléctrico de la piel determinado por el transporte de iones mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo piel es en sí muy ruidosa. Existen varios tipos de electrodos de superficie, estos se dividen principalmente en dos grandes grupos:

Electrodos secos y electrodos húmedos ver en la Figura 16, los electrodos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una sustancia electrolítica o gel conductor esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente. (González, 2010)

La carga eléctrica que se genera a través de los electrodos va a depender de la ubicación de estos en el espacio; el flujo de corriente de un electrodo a otro permitirá que los tejidos estimulados a una u otra carga se polaricen por la atracción que se crea entre el polo positivo y negativo. La ubicación del electrodo activo (ya sea de polaridad positiva o negativa) sobre la herida permitirá generar un flujo de corriente entre este y el dispersivo, esta actividad eléctrica de naturaleza exógena estimulará las células inactivas que se encuentran en el borde de la herida, impulsando en ellas el proceso de galvanotaxis con el fin de invadir el espacio vacío de la herida e iniciar el proceso de cicatrización normal.

Para que este proceso se genere de forma más efectiva es necesario utilizar un medio de características isotónicas el cual disminuirá la impedancia del tejido proporcionando un medio eléctricamente conductor Por otra parte, la distancia entre los electrodos afecta la profundidad y el trayecto de la corriente, a menor distancia, más superficial el paso de la corriente, cuanto mayor sea la distancia la corriente se desplazará a mayor profundidad, lo cual nos orienta esta ubicación dependiendo de la profundidad de la lesión (Quiroga Santamaria & Guarín Corredor, 2012).

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

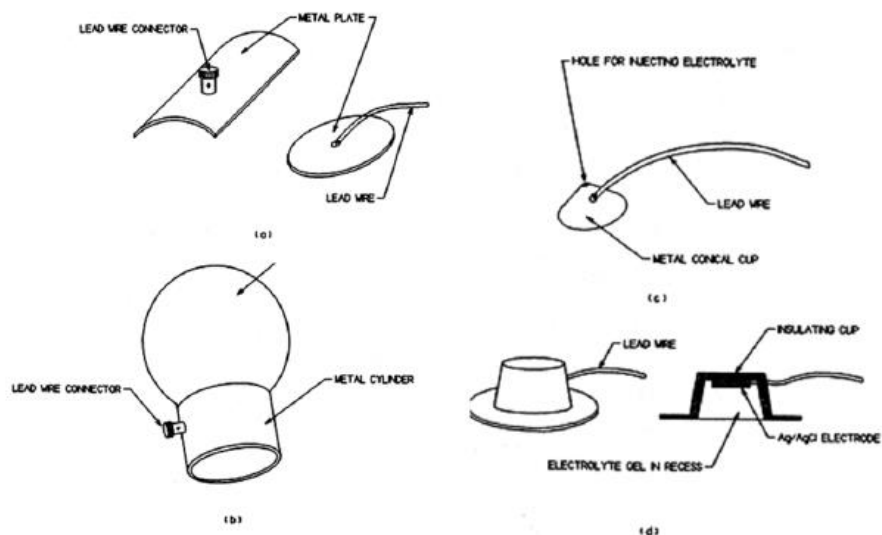


Figura 16 Tipos de electrodos

## 2.6 PLATAFORMA ARDUINO

La plataforma Arduino, está compuesta por hardware y software, la cual está basada en un microcontrolador con entradas y salidas, tanto analógicas como digitales. Esta plataforma tiene la característica de ser un sistema abierto, lo que significa que su diseño como su distribución son libres, es decir se puede utilizar sin haber adquirido licencia alguna; así también están disponibles los archivos de diseño (CAD) permitiendo al usuario adaptarlo a necesidades específicas. Otra ventaja de Arduino es que es compatible con Windows, MacOS y Linux, que a diferencia del entorno de otros microcontroladores están limitados a Windows la imagen física se puede ver en la Figura 17. (santillan tovar & campos delgado, 2014).

Debido a que existen diversas librerías, Arduino puede personalizarse con nuevas funcionalidades, por lo que esta plataforma facilita el desarrollo de aplicaciones en distintas áreas de la electrónica, tales como: Procesamiento de señales, electrónica de potencia, automatización y control, etc. Existen numerosas tarjetas Arduino, cada una con sus características propias: Uno, Duemilanove, Mega, Due, entre muchas otras; en el proyecto a desarrollar utilizaremos la placa Arduino Due más adelante se mencionará las características de esta y los motivos por que fue seleccionada.

### 2.6.1 Arduino Due

La tarjeta que se utilizó en este trabajo para la realización del generador de ondas fue la llamada Arduino Due. En la siguiente imagen Podemos ver su aspecto.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

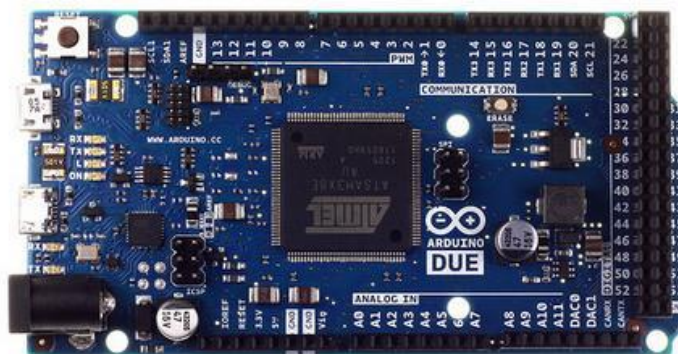


Figura 17. Placa Arduino Due

Arduino Due es la primera placa electrónica basada en un microcontrolador de 32 bits, con la cual mejora las capacidades de las versiones antecesoras tales como el modelo UNO y el modelo Leonardo, las cuales trabajan a 8 bits.

Gracias al microcontrolador de la compañía Atmel (ATSM3X8E), se pueden disponer de entradas y salidas analógicas con resolución de 12 bits; la tasa de muestreo con la que trabaja Arduino Due es de hasta 1000 ksps (kilomuestras por segundo). En comparación con Arduino UNO que trabaja a una tasa de muestreo de 15 ksps. (santillan tovar & campos delgado, 2014).

Arduino DUE enumera los pines del 0 – 53, los cuales pueden ser utilizados como entradas o salidas digitales. Todas las entradas/salidas trabajan a 3.3V. Cada pin puede soportar una corriente de 3mA – 15 mA dependiendo del PIN, o recibir de 6 mA – 9 mA, dependiendo del PIN. Estos pines también poseen una resistencia de *pull-down* desactivada por defecto de 100 KΩ. Además, algunos de estos pines tienen funciones específicas como se muestra a continuación:

- Pines: 2 a 13. Salidas PWM de 8 bits de resolución.
- Entradas analógicas: pines de A0 a A11. Arduino Due integra 12 entradas analógicas, cada una de las cuales tiene una resolución de 12 bit (4096 valores diferentes). Por defecto, la resolución de la lectura está establecida a 10 bit para que sea compatible con las aplicaciones diseñadas para otras placas Arduino. Es posible cambiar esta resolución ADC mediante la función *analogReadResolution*. Las entradas analógicas de Arduino DUE, miden desde tierra hasta un valor máximo de 3.3 Volts.
- DAC0 y DAC1. Estos pines nos proporcionan una salida analógica con una resolución de hasta 12 bit (4096 niveles), ya que con la función *analogWriteResolution(bits)*, podemos modificar su resolución.
- 4 Canales de comunicación serial RX0 – TX0.
- Interfaz I2C (SDA, SCL)
- AREF: Referencia externa para voltaje de entradas analógicas.



 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

### 2.6.2 Especificaciones Arduino Due

- Microcontrolador ATSM3X8E.
- Velocidad del reloj 84 MHz.
- Voltaje de operación 3.3 Volts.
- Voltaje de entrada (jack DC) 7 – 12 Volts.
- Núcleo de 32 bits.
- 54 Entradas/Salidas digitales.
- 12 Entradas analógicas.
- 12 Salidas tipo PWM.
- Corriente máxima en E/S 130mA.
- 2 Salidas analógicas (DAC).
- 4 Puertos UART.
- 512 KB de Memoria flash para código.
- 2 Puertos micro-USB.

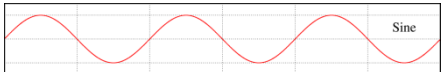
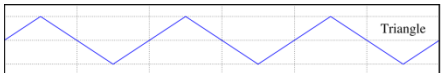


Arduino Due tiene integrados dos botones “*erase*” y “*reset*”. Con el botón de “*erase*” es posible borrar la memoria Flash del microcontrolador, basta con mantener presionado este botón durante algunos segundos para eliminar el programa cargado en el microcontrolador y el botón de “*reset*” permite reiniciar un programa que se ejecuta en la plataforma de Arduino. También posee dos puertos micro-USB (“*Programming*” y “*Native*”), de los cuales el puerto “*Programming*” generalmente se utiliza para programación y comunicación, y el puerto “*Native*” actuará como Host USB, permitiendo conectar periféricos externos USB, tales como mouse, teclado o “*Shields*”, que agregan nuevas funciones a Arduino.

En el ítem de Referencias, se enuncian algunas direcciones electrónicas en las que se puede descargar de manera gratuita los diversos programas y manuales necesarios para la programación de Arduino DUE, así como referencias del lenguaje de programación y características del microcontrolador utilizado en el kit Arduino Due. (santillan tovar & campos delgado, 2014).

## 3 METODOLOGÍA

Con base en la información concentrada en la Tabla 1, fueron seleccionadas las características del equipo a construir, las cuales se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3 Rangos de voltaje frecuencia y amplitud

FORMA DE ONDA	AMPLITUD DE VOLTAJE (Vdc)	INTENSIDAD DE CORRIENTE (mA)	FRECUENCIA (Hz)	CICLO DE DUREZA (%)
	40 a 200 Vdc	10 a 60 mA	2 a 200 Hz	N/A
				N/A
				N/A
				25%-50%-75%

### 3.1 CÁLCULOS MATEMÁTICOS PARA VOLTAJE Y CORRIENTE

El diseño del prototipo construido parte inicialmente de los cálculos matemáticos de los cuales fueron obtenidos los valores de los componentes para alcanzar el voltaje y corriente definidos.

#### 3.1.1 Elevador de voltaje tipo boost

La corriente del interruptor fue calculada para determinar el ciclo de trabajo D, con esta fue determinada la entrada mínima de voltaje, y la corriente de conmutación máxima. Las ecuaciones 1 a 6 presentan en proceso de cálculo (instrument & Brigitte, 2014):

$$D = 1 - \frac{V_{in\ min} * n}{V_{out}} \quad \text{Ec (1)}$$

la eficiencia “n” en la ec (1) se tuvo en cuenta para el cálculo del ciclo de trabajo con el fin de obtener un ciclo más cercano a la realidad, el valor usado fue de 85% de acuerdo con las características técnicas de la hoja de datos del convertidor seleccionado.

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

La corriente máxima ripple de la bobina fue calculada posteriormente a partir de la ec (2) (instrument & Brigitte, 2014):

$$\Delta iL = \frac{V_{in} \min * D}{F_s * L} \quad \text{Ec (2)}$$

La corriente de suicheo fue calculada a partir de la ec (3) con valores de bobina: 220μH y frecuencia: 40KHz (instrument & Brigitte, 2014).

$$I_{sw} \max = \frac{\Delta iL}{2} + \frac{I_{out} \max}{1 - D} \quad \text{Ec (3)}$$

Una vez encontrados los valores de: ciclo de trabajo, corriente máxima ripple de la bobina y corriente de suitcheo. El valor de la bobina fue validado de acuerdo a la ec (4). Esto se hizo dado que la bobina es un elemento fundamental para el diseño. Es importante tener en cuenta que el inductor seleccionado siempre deberá tener una capacidad de corriente superior a la corriente máxima dada por la dado que la corriente aumenta al disminuir la inductancia (instrument & Brigitte, 2014):

$$L = \frac{V_{in} * (V_{out} - V_{in})}{\Delta iL * f_s * V_{out}} \quad \text{Ec (4)}$$

El valor del condensador de salida fue encontrado a partir de la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**ec(5) (instrument & Brigitte, 2014):

$$C_{out} (\min) = \frac{I_{out} \max * D}{f_s * \Delta V_{out}} \quad \text{Ec (5)}$$

Una vez obtenidos los valores para los elementos del circuito, este fue diseñado en el software Eagle (Figura 18). En el diseño fue considerado un regulador de voltaje adicional de 12 V para lograr la excitación del Mosfet.

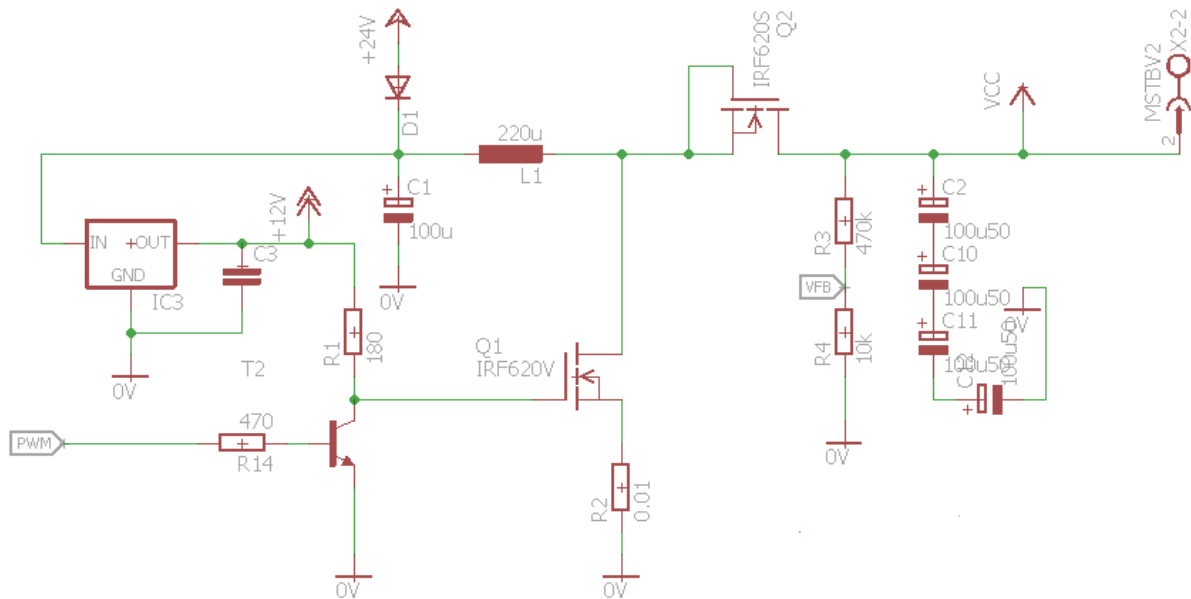


Figura 18. Circuito Elevador de Voltaje en Software Eagle

### 3.1.2 Regulador de corriente

El regulador de corriente fue encontrado a partir de un circuito compuesto por un amplificador operacional operando como inversor y un transistor. En la Figura 19 se observa el circuito regulador de corriente dependiente de la resistencia de carga, con una corriente máxima esperada de 60mA. Los valores de resistencia y voltaje necesarios para limitar la corriente al valor esperado son calculados de acuerdo a la ec(6).

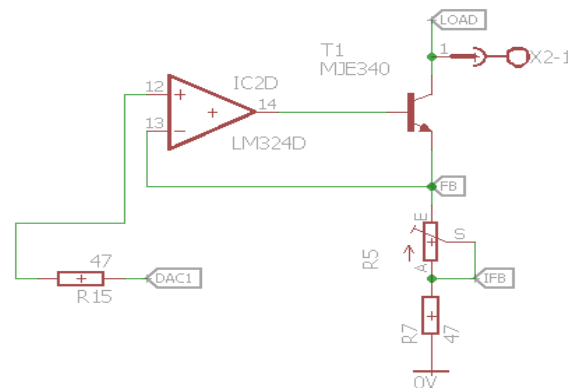


Figura 19 Circuito regulador de corriente en Software Eagle

$$V_{fb} \div R_{min} = I_{out\ max}$$

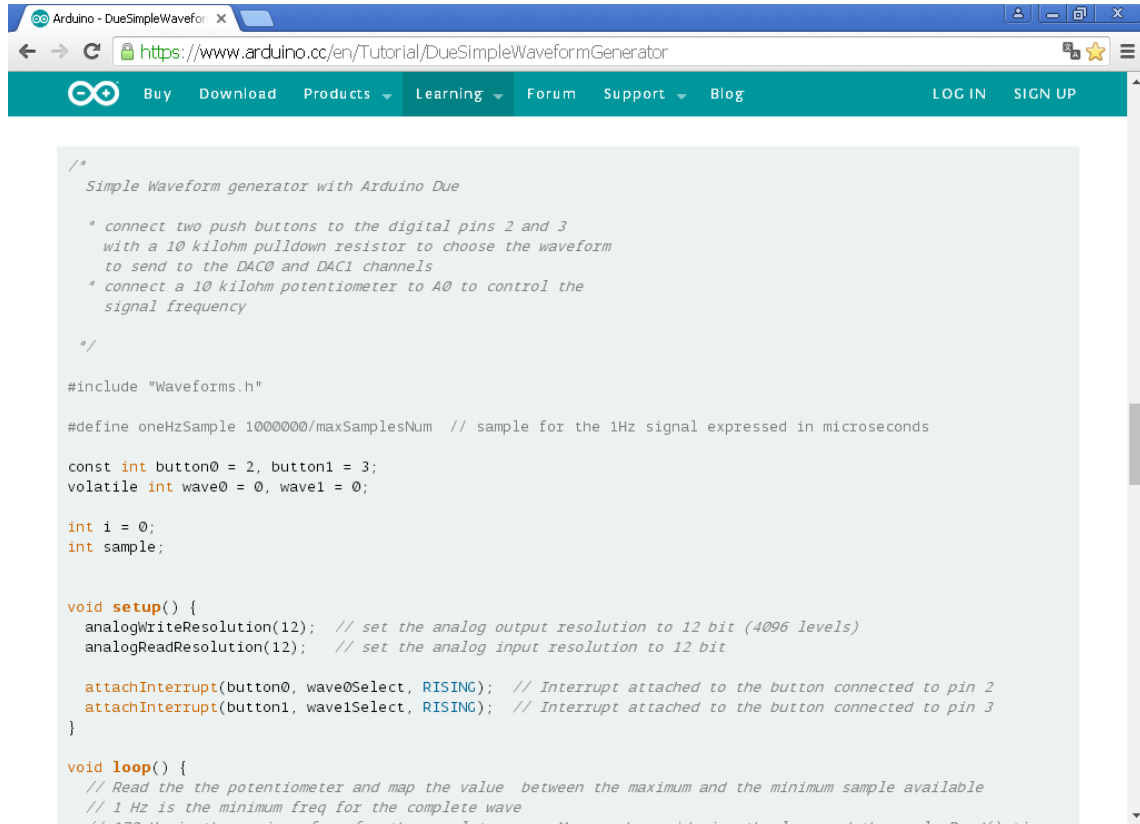
Ec (6)

Donde  $V_{fb}$  es el voltaje de salida del DAC del Arduino Due y  $R$  es la resistencia variable que puede tener un valor mínimo de  $47\Omega$ .

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

### 3.2 LIBRERÍA PARA EL GENERADOR DE ONDAS

Luego de consultar los métodos para realizar el circuito de señales con la tarjeta Arduino Due se recurrió a un código base para la generación de las señales sinusoidal, triangular, diente de sierra y cuadrada, que se encontraba en la página principal de Arduino, la Figura 20 presenta parte del código y la librería usada. Durante el desarrollo del proyecto este código fue modificado e integrado con los sistemas de elevación de voltaje, regulador de corriente, y rango de frecuencias requeridas en el Anexo 1 presenta el código completo.



```

/*
  Simple Waveform generator with Arduino Due

  * connect two push buttons to the digital pins 2 and 3
  with a 10 kilohm pulldown resistor to choose the waveform
  to send to the DAC0 and DAC1 channels
  * connect a 10 kilohm potentiometer to A0 to control the
  signal frequency
*/

#include "Waveforms.h"

#define oneHzSample 1000000/maxSamplesNum // sample for the 1Hz signal expressed in microseconds

const int button0 = 2, button1 = 3;
volatile int wave0 = 0, wave1 = 0;

int i = 0;
int sample;

void setup() {
  analogWriteResolution(12); // set the analog output resolution to 12 bit (4096 levels)
  analogReadResolution(12); // set the analog input resolution to 12 bit

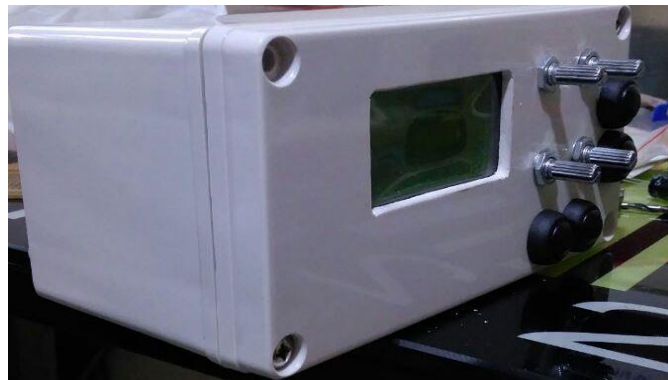
  attachInterrupt(button0, wave0Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 2
  attachInterrupt(button1, wave1Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 3
}

void loop() {
  // Read the the potentiometer and map the value between the maximum and the minimum sample available
  // 1 Hz is the minimum freq for the complete wave
  // 170 Hz is the maximum freq for the complete wave. Measured maximum for the 100k potentiometer

```

Figura 20 Captura del código disponible en la red

## 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN



Los resultados obtenidos del diseño y posterior construcción de este prototipo se enmarcan en el desarrollo de las ecuaciones y validación de medidas entregadas por el equipo y registradas con los siguientes equipos:

1. osciloscopio de referencia GDS-2062 y un multímetro de referencia UT61C.
2. osciloscopio de referencia Tektronix TDC-3034C

### 4.1 CÁLCULOS ELEVADOR DE VOLTAJE Y REGULADOR DE CORRIENTE

Tabla 4 Resultados ecuaciones elevador de voltaje y regulador de corriente

RESULTADO	ECUACION
$D = 1 - \frac{24\text{ v} * 0.85}{200\text{ v}} = 0.90$	Ec (1)
$\Delta iL = \frac{24 * 0.90}{40000 * 0.00022} = 2.5\text{ A}$	Ec (2)
$I_{swmax} = \frac{2.5}{2} + \frac{0.060}{1-0.90} = 1.85\text{ A}$	Ec (3)

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

$$L = \frac{24 * (200 - 24)}{2.5 * 40000 * 200} = 215.5\mu H \quad \text{Ec (4)}$$

$$C_{out} (min) = \frac{0.060 * 0.90}{40000 * 0.01} = 134.7\mu f \quad \text{Ec (5)}$$

$$2.8v \div 47\Omega = 60mA \quad \text{Ec (6)}$$

La implementación de elevadores de voltaje tipo boost en la construcción de dispositivos de estimulación eléctrica presenta una fortaleza frente a las alternativas descritas en la literatura relacionada con el proceso de estimulación eléctrica, entre las que se destacan elevadores de tensión a través de baterías en serie lo que supone alto costo y grandes dimensiones para el alojamiento de estas; otra desventaja es que carece de un sistema que permita minimizar caídas de tensión al variar la resistencia de carga. Otra de las alternativas es el diseño de módulos de alta tensión independientes (uno para la fase positiva y el otro para la fase negativa) que garantiza un fluido de corriente en ambas dimensiones. Sin embargo, este requiere el uso de un transformador con dos bobinas distintas en el secundario lo que representa una alta posibilidad de fugas de corriente; además de requerir un gran espacio para la ubicación de este.

## 4.2 CONSTRUCCIÓN PCB

### 4.2.1 Generación de señales y ciclo de dureza

Una vez calculados los valores de los componentes que integran la fuente de corriente y voltaje, y definida la librería para obtener la generación de señales a través de la placa Arduino DUE se diseñó la tarjeta electrónica. Dicha tarjeta en su primera fase obtiene la señal de salida de la tarjeta Arduino a través del puerto de salida DAC1 y posteriormente mediante la implementación de pulsadores permite seleccionar el tipo de onda requerido (senoidal, triangular, cuadrada y diente de sierra); adicionalmente se puede seleccionar la onda cuadrada en duttycycle.

La Figura 21 muestra los pulsadores para la selección de onda y los potenciómetros para la variación de la corriente, y la Figura 22 la señal generada.

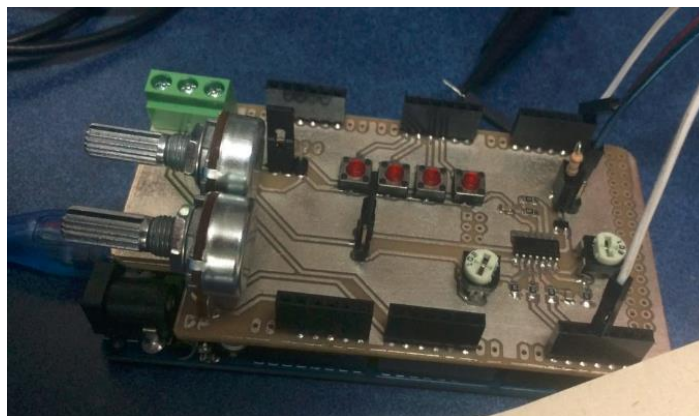


Figura 21 PCB para generador de señales

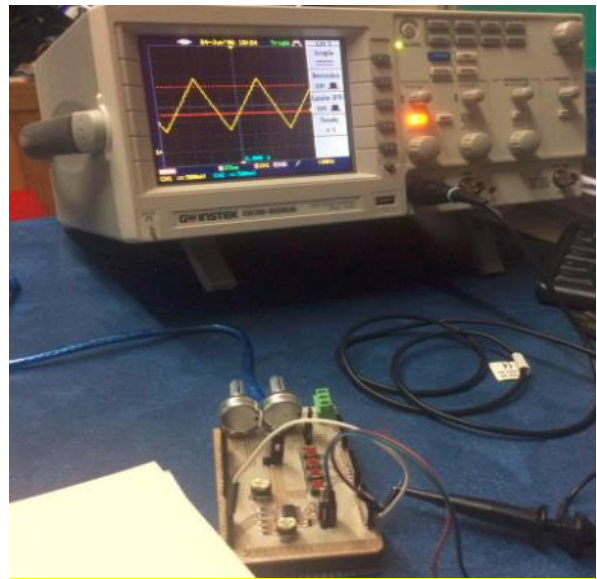


Figura 22 Generador de señales y muestra en osciloscopio

#### 4.2.2 Fuente de corriente y voltaje

De acuerdo a los parámetros descritos para el cálculo de la fuente de corriente y voltaje enunciados en el numeral 3.1 y su posterior simulación, se procedió a diseñar un circuito electrónico para acoplar la etapa digital con la etapa de potencia; como resultado se obtuvo un bloque que garantiza las condiciones de corriente y voltaje requeridas para el diseño del dispositivo (10 - 60 mA, 0 - 200Vdc ) también fue adicionada una interfaz de visualización usando una pantalla LCD (véase Figura 23 y Figura 24) para monitorear en tiempo real el tipo de onda, frecuencia de muestreo de la señal, voltaje de la fuente, corriente de salida y voltaje de salida.

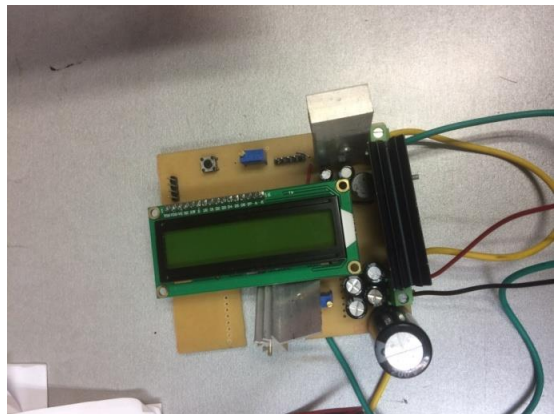


Figura 23 Vista superior elevador de voltaje y regulador de corriente con pantalla LCD





Figura 24 Vista lateral elevador de voltaje y regulador de corriente con pantalla LCD

#### 4.3 VALIDACIÓN DE MEDIDAS

A continuación, se muestra un análisis comparativo de la tabla 5 a la tabla 19 el cual permite obtener el porcentaje de error entre los valores calculados y medidos de las siguientes variables: frecuencia, voltaje en la carga, ciclo de dureza (este último solo para la onda cuadrada)


 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-27

Tabla 5 Medición de frecuencia y ciclo de dureza en onda cuadrada 1

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="252 446 892 808" data-label="Figure"> </div> <p data-bbox="226 846 919 878">Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 25% en osciloscopio</p> <p data-bbox="363 954 785 1016">           VALOR FRECUENCIA= 111.1Hz            VALOR CICLO DE TRABAJO= 25.59%         </p>	<div data-bbox="957 446 1556 808" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="984 846 1528 914">Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 25% en pantalla LCD</p> <p data-bbox="1062 954 1451 1016">           VALOR FRECUENCIA= 110Hz            VALOR CICLO DE TRABAJO= 25%         </p>	<p data-bbox="1703 451 1871 480"><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{110 - 111.1}{111.1} \times 100\%$ <p data-bbox="1745 662 1829 691">= 1%</p> <p data-bbox="1671 740 1902 769"><b>CICLO DE TRABAJO</b></p> $\pm \frac{25 - 25.59}{25.59} \times 100\%$ <p data-bbox="1734 954 1839 984">= 2.3%</p>

Tabla 6 Medición de frecuencia y ciclo de dureza en onda cuadrada 2

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="260 446 888 893" data-label="Figure"> </div> <p data-bbox="226 930 919 959">Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 50% en osciloscopio</p> <p data-bbox="363 1040 785 1099">           VALOR FRECUENCIA= 112.4Hz            VALOR CICLO DE TRABAJO= 50.68%         </p>	<div data-bbox="953 446 1612 885" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="989 927 1528 989">Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 50% en pantalla LCD</p> <p data-bbox="1066 1036 1451 1094">           VALOR FRECUENCIA = 110Hz            VALOR CICLO DE TRABAJO= 50%         </p>	<p data-bbox="1709 451 1864 477"><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{110 - 112.4}{112.4} \times 100\%$ <p data-bbox="1738 662 1835 688">= 2.1%</p> <p data-bbox="1671 740 1902 766"><b>CICLO DE TRABAJO</b></p> $\pm \frac{50 - 50.68}{50.68} \times 100\%$ <p data-bbox="1730 951 1843 977">= 1.34%</p>

Tabla 7 Medición de frecuencia y ciclo de dureza en onda cuadrada 3

MEDICION EN OSCILOSCOPIO	MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
 <p>Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 75% en osciloscopio</p> <p>VALOR FRECUENCIA= 111.1Hz VALOR CICLO DE TRABAJO= 75.56%</p>	 <p>Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 75% en pantalla LCD</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 110Hz VALOR CICLO DE TRABAJO= 75%</p>	<p><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{110 - 111.1}{111.1} \times 100\%$ <p>= 1%</p> <p><b>CICLO DE TRABAJO</b></p> $\pm \frac{75 - 75.56}{75.56} \times 100\%$ <p>= 0.74%</p>

Tabla 8 Medición de frecuencia y ciclo de dureza en onda cuadrada 4

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
 <p style="text-align: center;">Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 100% en osciloscopio</p>	 <p style="text-align: center;">Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 100% en pantalla LCD</p> <p style="text-align: center;">           VALOR FRECUENCIA = 110Hz            VALOR CICLO DE TRABAJO= 100%         </p>	<p><b>FRECUENCIA</b></p> <p>CON ESTOS PARAMETROS EL OSCILOSCOPIO NO MOSTRABA VALORES DE FRECUENCIA</p> <p><b>CICLO DE TRABAJO</b></p> <p>CON ESTOS PARAMETROS EL OSCILOSCOPIO NO MOSTRABA VALORES DE CICLO DE DUREZA</p>

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Tabla 9 Medición de frecuencia y ciclo de dureza en onda cuadrada 5

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
 <p>Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 0% en osciloscopio</p>	 <p>Onda cuadrada con ciclo de trabajo al 0% en pantalla LCD</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 110Hz VALOR CICLO DE TRABAJO= 0%</p>	<p><b>FRECUENCIA</b></p> <p>CON ESTOS PARAMETROS EL OSCILOSCOPIO NO MOSTRABA VALORES DE FRECUENCIA</p> <p><b>CICLO DE TRABAJO</b></p> <p>CON ESTOS PARAMETROS EL OSCILOSCOPIO NO MOSTRABA VALORES DE CICLO DE DUREZA</p>

Tabla 10 Medición de frecuencia mínima y voltaje en la carga en onda sinusoidal

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="222 446 924 860" data-label="Figure"> </div> <p>Onda sinusoidal con frecuencia mínima de 29hz en osciloscopio</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 29.94hz            VOLTAJE EN LA CARGA= 48.7Vdc</p>	<div data-bbox="951 446 1669 852" data-label="Image"> </div> <p>Onda sinusoidal con frecuencia mínima en pantalla LCD</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 29hz            VOLTAJE EN LA FUENTE= 60.6Vdc</p> <p>VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p>VOLTAJE DE CARGA= 14.73mA*3300Ω =48.60Vdc</p>	<p><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{29 - 29.94}{29.94} \times 100\%$ <p>= 3.13%</p> <p><b>VOLTAJE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{48.6 - 48.7}{48.7} \times 100\%$ <p>= 0.20%</p>

Tabla 11 Medición de frecuencia mínima y voltaje en la carga en onda triangular

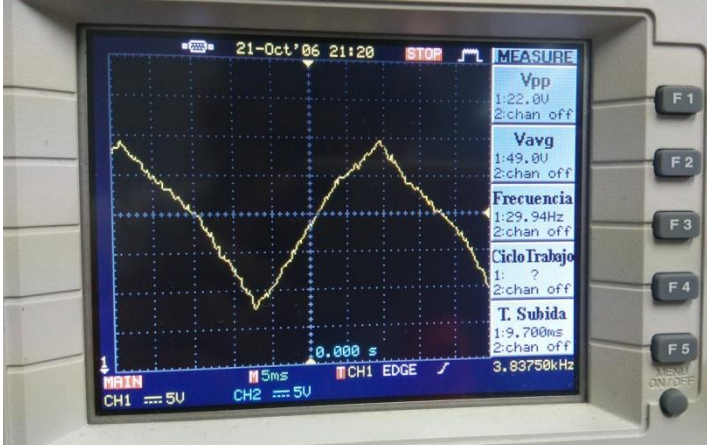

MEDICION EN OSCILOSCOPIO	MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
 <p>Onda triangular con frecuencia mínima de 29hz en osciloscopio</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 29.94Hz            VOLTAJE EN LA CARGA= 49Vdc</p>	 <p>Onda triangular con frecuencia mínima en pantalla LCD</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 29Hz            VOLTAJE EN LA FUENTE= 60.6Vdc</p> <p>VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p>VOLTAJE DE CARGA= 14.73mA*3300Ω =48.60Vdc</p>	<p><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{29 - 29.94}{29.94} \times 100\%$ <p>= 3.13%</p> <p><b>VOLTAJE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{48.6 - 49}{49} \times 100\%$ <p>= 0.81%</p>



Tabla 12 Medición de frecuencia mínima y voltaje en la carga en onda diente de sierra

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="220 446 924 893" data-label="Figure"> </div> <p>Onda diente de sierra con frecuencia mínima de 29hz en osciloscopio</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 29.82Hz            VOLTAJE EN LA CARGA= 49.2Vdc</p>	<div data-bbox="953 446 1669 852" data-label="Image"> </div> <p>Onda diente de sierra con frecuencia mínima en pantalla LCD</p> <p>VALOR FRECUENCIA = 29Hz            VOLTAJE EN LA FUENTE= 60.6Vdc</p> <p>VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p>VOLTAJE DE CARGA= 14.73mA*3300Ω =48.60Vdc</p>	<p><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{29 - 29.82}{29.82} \times 100\%$ <p>= 2.74%</p> <p><b>VOLTAJE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{48.6 - 49.2}{49.2} \times 100\%$ <p>= 1.21%</p>

Tabla 13 Medición de frecuencia mínima y voltaje en la carga en onda cuadrada

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="220 446 930 889" data-label="Figure"> </div> <p data-bbox="273 925 882 990">Onda cuadrada con frecuencia mínima de 29hz en osciloscopio</p> <p data-bbox="378 1071 777 1136">VALOR FRECUENCIA = 29.76Hz VOLTAJE EN LA CARGA= 48.5Vdc</p>	<div data-bbox="955 446 1669 889" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="955 889 1564 950">Onda cuadrada con frecuencia mínima en pantalla LCD</p> <p data-bbox="1050 990 1470 1055">VALOR FRECUENCIA = 29Hz VOLTAJE EN LA FUENTE= 60.6Vdc</p> <p data-bbox="966 1104 1554 1169">VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p data-bbox="966 1209 1554 1242">VOLTAJE DE CARGA= 14.73mA*3300Ω =48.60Vdc</p>	<p data-bbox="1701 592 1869 625"><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{29 - 29.76}{29.76} \times 100\%$ <p data-bbox="1722 803 1848 836">= 2.55%</p> <p data-bbox="1638 917 1932 950"><b>VOLTAJE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{48.6 - 48.5}{48.5} \times 100\%$ <p data-bbox="1722 1128 1848 1161">= 0.20%</p>

Tabla 14 Medición de frecuencia máxima y voltaje en la carga en onda senoidal

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="220 446 930 889" data-label="Figure"> </div> <p data-bbox="262 933 892 998">Onda sinusoidal con frecuencia máxima de 200hz en osciloscopio</p> <p data-bbox="388 1071 766 1136">VALOR FRECUENCIA = 201.5Hz VOLTAJE EN LA CARGA= 115Vdc</p>	<div data-bbox="955 446 1743 889" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="955 933 1564 998">Onda sinusoidal con frecuencia máxima en pantalla LCD</p> <p data-bbox="1060 1039 1459 1104">VALOR FRECUENCIA = 198Hz VOLTAJE EN LA FUENTE= 192Vdc</p> <p data-bbox="966 1144 1554 1209">VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p data-bbox="966 1250 1554 1282">VOLTAJE DE CARGA= 34.64mA*3300Ω =114.3Vdc</p>	<p data-bbox="1711 592 1879 625">FRECUENCIA</p> $\pm \frac{198 - 201.5}{201.5} \times 100\%$ <p data-bbox="1732 803 1858 836">= 1.73%</p> <p data-bbox="1648 917 1942 950">VOLTAJE EN LA CARGA</p> $\pm \frac{114.3 - 115}{115} \times 100\%$ <p data-bbox="1732 1128 1858 1161">= 0.60%</p>

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Tabla 15 Medición de frecuencia máxima y voltaje en la carga en onda triangular

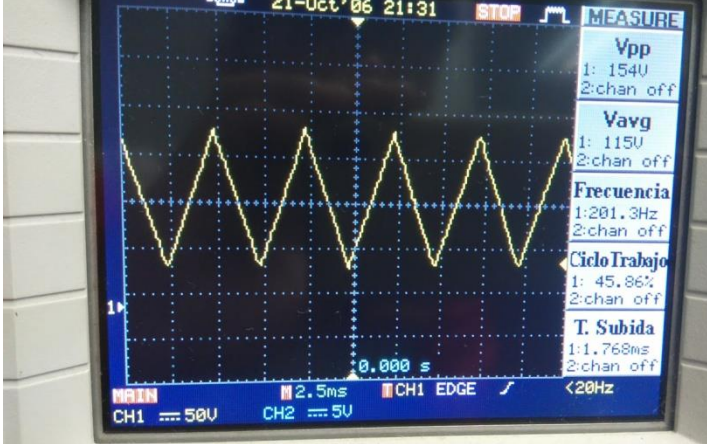

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div style="text-align: center;">  </div> <p style="text-align: center;">Onda triangular con frecuencia máxima de 200hz en osciloscopio</p> <p style="text-align: center;">VALOR FRECUENCIA = 201.3Hz VOLTAJE EN LA CARGA= 115Vdc</p>	<div style="text-align: center;">  </div> <p style="text-align: center;">Onda triangular con frecuencia máxima en pantalla LCD</p> <p style="text-align: center;">VALOR FRECUENCIA = 198Hz VOLTAJE EN LA FUENTE= 192Vdc</p> <p style="text-align: center;">VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p style="text-align: center;">VOLTAJE DE CARGA= 34.64mA*3300Ω =114.3Vdc</p>	<p style="text-align: center;"><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{201.3 - 198}{201.3} \times 100\%$ <p style="text-align: center;">= 1.63%</p> <p style="text-align: center;"><b>VOLTAJE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{114.3 - 115}{115} \times 100\%$ <p style="text-align: center;">= 0.60%</p>

Tabla 16 Medición de frecuencia máxima y voltaje en la carga en onda diente de sierra

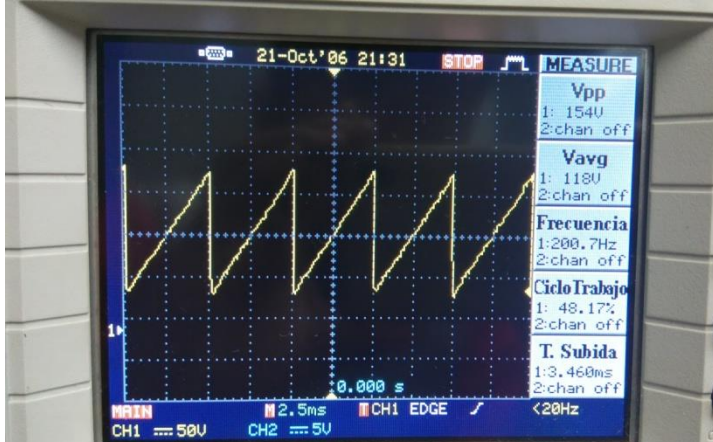

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
		<p style="text-align: center;"><b>FRECUENCIA</b></p> $\pm \frac{198 - 200.7}{200.7} \times 100\%$ <p style="text-align: center;">= 1.34%</p>
<p>Onda diente de sierra con frecuencia máxima de 29hz en osciloscopio</p> <p style="text-align: center;">VALOR FRECUENCIA = 200.7Hz VOLTAJE EN LA CARGA= 48.5Vdc</p>	<p>Onda diente de sierra con frecuencia máxima en pantalla LCD</p> <p style="text-align: center;">VALOR FRECUENCIA = 198Hz VOLTAJE EN LA FUENTE= 192Vdc</p> <p style="text-align: center;">VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p style="text-align: center;">VOLTAJE DE CARGA= 34.64mA*3300Ω =114.3Vdc</p>	<p style="text-align: center;"><b>VOLTAJE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{114.3 - 118}{118} \times 100\%$ <p style="text-align: center;">= 3.1%</p>

Tabla 17 Medición de frecuencia máxima y voltaje en la carga en onda cuadrada

<b>MEDICION EN OSCILOSCOPIO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="218 444 919 889" data-label="Figure"> </div> <p data-bbox="262 930 888 992">Onda cuadrada con frecuencia máxima de 200hz en osciloscopio</p> <p data-bbox="380 1073 770 1135">VALOR FRECUENCIA = 200.6Hz VOLTAJE EN LA CARGA= 48.5Vdc</p>	<div data-bbox="951 444 1745 889" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="955 930 1560 992">Onda cuadrada con frecuencia máxima en pantalla LCD</p> <p data-bbox="1060 1040 1455 1102">VALOR FRECUENCIA = 198Hz VOLTAJE EN LA FUENTE= 192Vdc</p> <p data-bbox="968 1146 1551 1208">VOLTAJE EN LA CARGA= CORRIENTE ENTREGADA *RESISTENCIA DE CARGA</p> <p data-bbox="963 1252 1556 1281">VOLTAJE DE CARGA= 34.64mA*3300Ω =114.3Vdc</p>	<p data-bbox="1711 594 1871 623">FRECUENCIA</p> $\pm \frac{198 - 200.6}{200.6} \times 100\% = 1.29\%$ <p data-bbox="1640 919 1927 948">VOLTAJE EN LA CARGA</p> $\pm \frac{114.3 - 115}{115} \times 100\% = 0.60\%$

Tabla 18 Medición de corriente en la carga con onda senoidal


<b>MEDICION EN MULTIMETRO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="222 446 924 841" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="346 878 802 906">Onda senoidal con frecuencia de 26hz</p> <p data-bbox="359 987 789 1015">CORRIENTE EN LA CARGA= 14.43mA</p>	<div data-bbox="953 446 1631 829" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="1031 868 1486 932">Onda senoidal con frecuencia de 26hz en pantalla LCD</p> <p data-bbox="1037 976 1480 1003">CORRIENTE EN LA CARGA = 14.42mA</p>	<p data-bbox="1629 630 1942 657"><b>CORRIENTE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{14.42 - 14.43}{14.43} * 100$ $= 0.07\%$

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Tabla 19 Medición de corriente en la carga con onda senoidal

<b>MEDICION EN MULTIMETRO</b>	<b>MEDICION ENTREGADA POR PANTALLA LCD</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR</b> $\frac{\text{Valor LCD} - \text{Valor Real}}{\text{Valor real}} \times 100\%$
<div data-bbox="222 444 924 839" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="338 878 810 906">Onda senoidal con frecuencia de 200hz</p> <p data-bbox="359 987 789 1015">CORRIENTE EN LA CARGA= 34.57mA</p>	<div data-bbox="951 444 1635 831" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="1024 870 1493 935">Onda senoidal con frecuencia de 200hz en pantalla LCD</p> <p data-bbox="1037 979 1478 1006">CORRIENTE EN LA CARGA = 34.57mA</p>	<p data-bbox="1633 630 1940 657"><b>CORRIENTE EN LA CARGA</b></p> $\pm \frac{34.44 - 34.57}{34.57} * 100$ $= 0.37\%$



	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-27

Si bien la literatura actual presenta construcción de dispositivos para aplicación de electroterapia, la validación y eficacia de estos se basa en estudios realizados a una muestra representativa de individuos con patologías relacionadas con procesos de úlceras por presión u procesos relacionados con heridas de piel, por tal motivo no es pertinente realizar una comparación directa de nuestro dispositivo con los descritos anteriormente.

Para validar el desempeño del equipo se realizó una comparación de los valores entregados por el dispositivo tomando como referencia las señales de salida y comparando estas con el valor observado en un osciloscopio; de esta validación resaltamos lo siguiente:

- El dispositivo arroja un promedio de error general respecto a la medida real de 1.51% lo cual lo hace un dispositivo con un muy excelente porcentaje de exactitud y repetibilidad para la realización de pruebas en cultivos in vitro.
- El parámetro con mayor exactitud fue la medición de corriente (error inferior al 1%) lo que permite garantizar que el diseño e implementación de la fuente de corriente satisface las necesidades del circuito para una de las magnitudes más importantes en el proceso de aplicación de electroterapia (la corriente es la magnitud encargada de romper el potencial negativo que resulta de una lesión de piel)
- En las frecuencias más bajas el valor de la corriente en la carga fue la magnitud que presento más variaciones respecto al valor real de la gráfica, esto como consecuencia de las altas tolerancias que manejan los componentes eléctricos conocidos como resistencias.

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## **5 CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO**

### **5.1 CONCLUSIONES**

Se diseñó e implementó un dispositivo de estimulación eléctrica para ser utilizado en estimulación celular, en sus características técnicas permite la selección de tipo de onda entre sinodal, cuadrada, triangular y diente sierra monofásica pulsada con rango de voltaje entre 40 - 200 VDC, una corriente entre 10 – 60 mA y frecuencia de 0 – 200 Hz y ciclo de dureza entre 0, 25, 50, 75 y 100 % a partir de una tarjeta Arduino DUE haciéndolo más portable y de bajo costo.

Se fabricó un dispositivo de estimulación eléctrica partiendo de las ecuaciones fundamentales para los cálculos de los componentes que permitieron obtener las corrientes, voltajes, frecuencias, tipos de onda y ciclo de dureza, cuyos valores fueron establecidos dentro de los rangos reportados por la literatura cumpliendo así con los requerimientos de la aplicación.

Se realizó la simulación del sistema utilizando el programa circuit maker del que se obtuvo el comportamiento electrónico del circuito en cada una de sus fases, partiendo de la fuente de corriente y el elevador de voltaje con los que se estableció la configuración electrónica final del equipo.

Se construyó un dispositivo de estimulación eléctrica para estimulación de tejido celular que cumple con los valores descritos en estudios actuales. El proceso de construcción requirió más tiempo de lo calculado inicialmente al momento de elaborar la propuesta debido a que durante la etapa de ensamble de la placa impresa PCB se realizaron pruebas adicionales para garantizar el buen comportamiento de este en los rangos de trabajo definidos en el alcance de este proyecto; por tal motivo fabricamos una nueva PCB para el montaje final minimizando los riesgos que pudieran derivarse de los ajustes realizados durante la fase de pruebas y ensayos.

### **5.2 RECOMENDACIONES**

Se debe considerar que al ser un circuito de alto voltaje deben utilizarse disipadores de calor acordes a las características de voltaje y corriente; de lo contrario podemos tener un dispositivo condicionado para utilizarse en periodos de tiempo cortos.

Los componentes calculados matemáticamente se deben ajustar a referencias comerciales para evitar sobrecalentamiento en las etapas de regulación de corriente o voltaje.

El reset del dispositivo solo debe accionarse en caso de presentarse problemas con la generación de la señal; por precaución los electrodos no deben encontrarse en contacto directo con el tejido

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

celular debido a que al accionarse el reset se presenta un flanco de subida generando un pico de corriente máxima de saturación que podrá producir necrosis sobre la muestra.

### 5.3 TRABAJO FUTURO

Este trabajo se enmarca en el desarrollo de un proyecto de investigación entre el ITM y la Universidad de Antioquia y presenta como desarrollos futuros:

Ampliar la investigación:

La literatura relacionada con la aplicación de terapia eléctrica a establecido tiempos de exposición caracterizados por valores específicos de voltaje, corriente y frecuencia donde se obtiene mayor efectividad; sin embargo, aún no se cuenta con protocolos específicos para aplicar electroterapia en tejido celular en relación al tratamiento de cáncer de piel; esto presenta una oportunidad para establecer procedimientos que generen mayor confiabilidad y efectividad.

Utilizar el dispositivo desarrollado para realizar una valoración cuantitativa y cualitativa sobre tejido celular que permita conocer el efecto de la estimulación sobre el tejido celular, además de identificar ventajas y desventajas de utilizar este tipo de terapia.

Analizar la posibilidad de rediseñar el dispositivo de estimulación adicionando un canal que ofrezca la opción de aplicar electroterapia de manera simultánea a dos muestras de tejido celular realizando ensayos de repetibilidad en cortos periodo de tiempo sin incurrir en costos adicionales para la fabricación de nuevos equipos de estimulación.

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 6 REFERENCIAS

Araujo, T. S. (2015). *Modulation of electrical stimulation applied to human physiology and clinical diagnostic*. Lisboa: Universidade Nova Lisboa.

ARDUINO, W. (s.f.). ARDUINO.CC. Recuperado el 10 de 06 de 2016, de <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/DueSimpleWaveformGenerator>

González, I. A. (2010). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMAS PARA LA DETECCION DE SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS*. Yucatan: Universidad autonoma de yucatan.

<http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardDue>. (s.f.).

<http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardDue>. (s.f.).

<http://www.arduino.cc/>. (s.f.).

<https://www.arduino.cc/en/Tutorial/DueSimpleWaveformGenerator>. (s.f.).

instrument, T., & Brigitte, H. (2014). Basic Calculation of a Boost Converter's Power Stage. *Application Report* , 9.

Moncada Acevedo, M. E., de la cruz, J. A., & Pinero Jaramillo, C. R. (2011). Los campos bioeléctricos y algunas aplicaciones - revisión. *Ingeniería Biomédica* , 10.

Moncada, M. E., & de la cruz, J. (2011). La actividad Electrodermica. *Ingeniería e Investigación* , 10.

Quiroga Santamaria, P. A., & Guarín Corredor, C. (2012). *Diseño de un protocolo de electroestimulación para favorecer el proceso de cicatrización en úlceras por presión grados II y III*. Bogotá: Universidad nacional de Colombia.

santillan tovar, g., & campos delgado, d. (2014). *PRÁCTICAS DE LABORATORIO CON ARDUINO DUE*. San Luis: Universidad autonoma de san Luis Potosi.

Valderrama, F. f., Moreno, H., & Vega, H. M. (2011). Analisis, simulación y control de un convertidor de potencia tipo boost. *Dialnet* , 12.

[www.arduino.cc/downloads](http://www.arduino.cc/downloads). (s.f.).

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 7 APÉNDICES

### APÉNDICE A. CODIGO DE ARDUINO

```

/*
Simple Waveform generator with Arduino Due

* connect two push buttons to the digital pins 2 and 3
  with a 10 kilohm pulldown resistor to choose the waveform
  to send to the DAC0 and DAC1 channels
* connect a 10 kilohm potentiometer to A0 to control the
  signal frequency

*/

#include "Waveforms.h"
// #include "tc.h"
// #include "tc.c"

#define oneHzSample 1000000/maxSamplesNum // sample for the 1Hz signal expressed in microseconds

enum API_CMDS{
  _Hz = 0xf1,
  _duty ,
  _vp,
  _Trigger
};

const int button0 = 2, button1 = 3;
const int button2 = 4, button3 = 5;
volatile int wave0=0;

char btn_selected = 'S';
int i = 0, n;
unsigned int sample,volt;
unsigned int hz=0;
byte dt=0, duty[5]={0,25,50,75,100}, m;
unsigned int amplitud, pulso_tiempo;
unsigned int btn_press=0, percent=0;
unsigned long _1s=1000, count=0;
volatile boolean l;

//interrupcion del canal 0 del Timer1
void TC3_Handler()
{
  TC_GetStatus(TC1, 0); // resetea interrupcion
  if(count >= _1s){ // verifica si ya paso 1 segundo para verificar potenciometros de Voltaje y frecuencia
    count=0;

    amplitud = analogRead(A0); // leer puerto analogo 1 para medir amplitud
    pulso_tiempo = map(analogRead(A2), 0, 4095, 60, 23999);
    if(btn_press<2){ // verifica si esta en modo de generador o en modo ciclo de dureza
      sample = map(analogRead(A1), 0, 4095, 120, 24000); // escalar el valor de frecuencia
    }
  }
}

```



 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```

// Funcion de configuracion de temporizadores internos
void startTimer(Tc *tc, uint32_t channel, IRQn_Type irq, uint32_t frequency) {
    pmc_set_writeprotect(false);
    pmc_enable_periph_clk((uint32_t)irq);
    TC_Configure(tc, channel, TC_CMR_WAVE | TC_CMR_WAVSEL_UP_RC | TC_CMR_TCCLKS_TIMER_CLOCK4);
    uint32_t rc = VARIANT_MCK/128/frequency; //128 because we selected TIMER_CLOCK4 above
    TC_SetRA(tc, channel, rc/2); //50% high, 50% low
    TC_SetRC(tc, channel, rc);
    TC_Start(tc, channel);
    tc->TC_CHANNEL[channel].TC_IER=TC_IER_CPCS;
    tc->TC_CHANNEL[channel].TC_IDR=~TC_IER_CPCS;
    NVIC_EnableIRQ(irq);
}

void setup() {
    analogWriteResolution(12); // set the analog output resolution to 12 bit (4096 levels)
    analogReadResolution(12); // set the analog input resolution to 12 bit

    attachInterrupt(button0, wave0Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 2
    attachInterrupt(button1, wave1Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 3
    attachInterrupt(button2, wave2Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 4
    attachInterrupt(button3, wave3Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 5
    Serial2.begin(9600);
    // Inicializar temporizador con interrupcion
    startTimer(TC1, 0, TC3_IRQn, 120); //TC1 channel 0, the IRQ for that channel and the desired frequency
}

void loop() {
    // Read the the potentiometer and map the value between the maximum and the minimum sample available
    // 1 Hz is the minimum freq for the complete wave
    // 200 Hz is the maximum freq for the complete wave. Measured considering the loop and the analogRead() time
}

void send_API(){
    // Trama de envio de datos serial de Frecuecia hz y ciclo de dureza dt
    Serial2.write(0x7e);
    Serial2.write(0x01);
    Serial2.write(0x5);
    Serial2.write(_Hz);
    Serial2.write(hz/0x100);
    Serial2.write(hz&0xff);
    Serial2.write(dt);
    Serial2.write(btn_selected);
}

// function hooked to the interrupt on digital pin 2
void wave0Select() {
    wave0 = 0;
    btn_press=0;
    btn_selected = 'S';
    dt=0;
    i=0;
}

// function hooked to the interrupt on digital pin 3
void wave1Select() {
    wave0 = 1;

```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```

btn_press=0;
btn_selected = 'T';
dt=0;
i=0;
}

```

```

// function hooked to the interrupt on digital pin 4
void wave2Select() {
  wave0 = 2;
  btn_press=0;
  btn_selected = 'D';
  dt=0;
  i=0;
}

```

```

// function hooked to the interrupt on digital pin 5
void wave3Select() {
  wave0 = 3;
  btn_selected = 'C';
  ++btn_press;
  dt=0;
  if(btn_press>2)
    btn_press=0;
  i=0;
}

```

## APÉNDICE B. LIBRERIAS UTILIZADAS PARA EL GENERADOR DE ONDAS DE ARDUINO

```

/*
Simple Waveform generator with Arduino Due

* connect two push buttons to the digital pins 2 and 3
  with a 10 kilohm pulldown resistor to choose the waveform
  to send to the DAC0 and DAC1 channels
* connect a 10 kilohm potentiometer to A0 to control the
  signal frequency

*/

#include "Waveforms.h"
// #include "tc.h"
// #include "tc.c"

#define oneHzSample 1000000/maxSamplesNum // sample for the 1Hz signal expressed in microseconds

enum API_CMDS{
  _Hz = 0xf1,
  _duty ,
  _vp,
  _Trigger
};

const int button0 = 2, button1 = 3;
const int button2 = 4, button3 = 5;

```



 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```
volatile int wave0=0;
```

```
char btn_selected = 'S';
```

```
int i = 0, n;
```

```
unsigned int sample,volt;
```

```
unsigned int hz=0;
```

```
byte dt=0, duty[5]={0,25,50,75,100}, m;
```

```
unsigned int amplitud, pulso_tiempo;
```

```
unsigned int btn_press=0, percent=0;
```

```
unsigned long _1s=1000, count=0;
```

```
volatile boolean l;
```

```
//interrupcion del canal 0 del Timer1
```

```
void TC3_Handler()
```

```
{
```

```
TC_GetStatus(TC1, 0); // resetea interrupcion
```

```
if(count >= _1s){ // verifica si ya paso 1 segundo para verificar potenciometros de Voltaje y frecuencia  
count=0;
```

```
amplitud = analogRead(A0); // leer puerto analogo 1 para medir amplitud
```

```
pulso_tiempo = map(analogRead(A2), 0, 4095, 60, 23999);
```

```
if(btn_press<2){ // verifica si esta en modo de generador o en modo ciclo de dureza
```

```
sample = map(analogRead(A1), 0, 4095, 120, 24000); // escalizar el valor de frecuencia
```

```
startTimer(TC1, 0, TC3_IRQn, sample); // modificar el intervalo de la interrupcion del temporizador
```

```
_1s = sample; // modificar el retardo para calculos y medicion
```

```
hz = sample/120; // guardar valor de frecuencia para enviar por serial
```

```
}
```

```
else{ // si esta en modo de ciclo de dureza
```

```
sample = analogRead(A1); //medir duty
```

```
percent=0;
```

```
//veirificar en que rango de ciclo de dureza esta el potenciometro
```

```
for(n = 1; n < 6; n++){
```

```
if(sample > (n*819)){
```

```
if(percent<4){
```

```
++percent;
```

```
dt=duty[percent];
```

```
}
```

```
}
```

```
else if(sample < (n*819))
```

```
dt=duty[percent];
```

```
}
```

```
}
```

```
//Enviar Trigger de medicion
```

```
Serial2.write(0x7e);
```

```
Serial2.write(0x01);
```

```
Serial2.write(0x1);
```

```
Serial2.write(_Trigger);
```

```
}
```

```
++count;
```

```
if(count < pulso_tiempo){ // si el contador de tiempo es menor
```

```
//muestre la onda
```

```
if(btn_press<2){
```

```
// Generacion de ondas seno, triangular, sierra y cuadrada
```

```
analogWrite(DAC1, map(waveformsTable[wave0][i], 0, 4095, 0, amplitud));
```

```
}
```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```

else{ // Generacion de onda cuadrada variable ciclo de dureza y voltaje
    analogWrite(DAC1, map(Square[percent][i], 0, 4095, 0, amplitud));
}
// habilitar muestra siguiente de la seÑal
i++;
if(i == maxSamplesNum){ // Reset the counter to repeat the wave
    i = 0;

    if (Serial2.available() > 0) { // si hay comando de lectura serial
        // read the incoming byte:
        m = Serial2.read();
        send_API(); // Enviar frecuencia y ciclo de dureza.
    }
}
}
}
}
}

// Funcion de configuracion de temporizadores internos
void startTimer(Tc *tc, uint32_t channel, IRQn_Type irq, uint32_t frequency) {
    pmc_set_writeprotect(false);
    pmc_enable_periph_clk((uint32_t)irq);
    TC_Configure(tc, channel, TC_CMR_WAVE | TC_CMR_WAVSEL_UP_RC | TC_CMR_TCCLKS_TIMER_CLOCK4);
    uint32_t rc = VARIANT_MCK/128/frequency; //128 because we selected TIMER_CLOCK4 above
    TC_SetRA(tc, channel, rc/2); //50% high, 50% low
    TC_SetRC(tc, channel, rc);
    TC_Start(tc, channel);
    tc->TC_CHANNEL[channel].TC_IER=TC_IER_CPCS;
    tc->TC_CHANNEL[channel].TC_IDR=~TC_IER_CPCS;
    NVIC_EnableIRQ(irq);
}

void setup() {
    analogWriteResolution(12); // set the analog output resolution to 12 bit (4096 levels)
    analogReadResolution(12); // set the analog input resolution to 12 bit

    attachInterrupt(button0, wave0Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 2
    attachInterrupt(button1, wave1Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 3
    attachInterrupt(button2, wave2Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 4
    attachInterrupt(button3, wave3Select, RISING); // Interrupt attached to the button connected to pin 5
    Serial2.begin(9600);
    // Inicializar temporizador con interrupcion
    startTimer(TC1, 0, TC3_IRQn, 120); //TC1 channel 0, the IRQ for that channel and the desired frequency
}

void loop() {
    // Read the the potentiometer and map the value between the maximum and the minimum sample available
    // 1 Hz is the minimum freq for the complete wave
    // 200 Hz is the maximum freq for the complete wave. Measured considering the loop and the analogRead() time
}

```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```

void send_API(){
// Trama de envio de datos serial de Frecuecia hz y ciclo de dureza dt
Serial2.write(0x7e);
Serial2.write(0x01);
Serial2.write(0x5);
Serial2.write(_Hz);
Serial2.write(hz/0x100);
Serial2.write(hz&0xff);
Serial2.write(dt);
Serial2.write(btn_selected);
}
// function hooked to the interrupt on digital pin 2
void wave0Select() {
wave0 = 0;
btn_press=0;
btn_selected = 'S';
dt=0;
i=0;
}

// function hooked to the interrupt on digital pin 3
void wave1Select() {
wave0 = 1;
btn_press=0;
btn_selected = 'T';
dt=0;
i=0;
}

// function hooked to the interrupt on digital pin 4
void wave2Select() {
wave0 = 2;
btn_press=0;
btn_selected = 'D';
dt=0;
i=0;
}

// function hooked to the interrupt on digital pin 5
void wave3Select() {
wave0 = 3;
btn_selected = 'C';
++btn_press;
dt=0;
if(btn_press>2)
btn_press=0;
i=0;
}

```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## APÉNDICE C. CODIGO EN MICRCONTROLADOR PARA TOMA DE VALORES PARA PANTALLADA LCD

```

#include <boost_convert_lcd.h>
#define LCD_RS_PIN PIN_B5
#define LCD_RW_PIN PIN_B4
#define LCD_ENABLE_PIN PIN_B3
#define LCD_DATA4 PIN_B2
#define LCD_DATA5 PIN_B1
#define LCD_DATA6 PIN_B0
#define LCD_DATA7 PIN_C5
#define LCD_LINE_LENGTH 16

#define VK 0.235
#define IK 0.1016
#define VREF 0.00488

#define INIT 743//280
#define L_INF 74//30/320
#define L_SUP 747//300/320
#define VRE 187

#define SAMP 20
#define SAMPLES 33
#define VFB 0
#define IFB 1
#define VR 1
#define _64ms 16
#define _500ms 125
#define _250ms 67
#define BUFFER_IN 10
#define _Hz 0xf1
#define _duty 0xf2

#define vo_40V 171
#define vo_200 854

#include <lcd.c>
#include <stdint.h>

#define trisc = 0x08e
#define portc = 0x00e
#define RCSTA = 0x19d

uint16_t value[2], duty, k, hz_reg=0;
uint16_t valueIFB=0;
uint8_t an[2]={0,3}, count=0;
uint8_t m, n, dt_reg=0;
uint8_t lcd_view=0, calc=0;
uint8_t view_count=0, calc_count=0;
uint8_t cur[SAMPLES];
uint32_t sum1=0;
float prom=0, sum, res1;

```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```
uint16_t b;
```

```
struct{
    uint8_t _d[BUFFER_IN];
    uint8_t p;
    uint8_t _on;
    uint8_t _task;
    uint8_t _stop;
}rxs;
```

```
#INT_TIMER0
void TIMER0_isr(void)
{
    if(count > _64ms){
        count=0;
        output_toggle(PIN_A2);
    }
    ++count;
    /*if(calc_count > _250ms){
        calc_count = 0;
        calc = 1;
    }
    ++calc_count; */
    if(view_count > _500ms){
        view_count=0;
        lcd_view=1;
    }
    ++view_count;
}
```

```
#INT_RDA
void RDA_isr(void)
{
    rxs._d[rxs.p] = getc();
    if(rxs._on){
        if(rxs.p == 2)
            rxs._stop = rxs._d[2]+3;
        ++rxs.p;
    }
    else if(rxs._d[rxs.p]== 0x7e && !rxs._on){
        rxs._on = 1;
        ++rxs.p;
    }
    if(rxs._stop == rxs.p){
        rxs._stop = 4, rxs.p = 0, rxs._on = 0; rxs._task=1;
    }
}
```

```
#INT_AD
void AD_isr(void)
{
}
```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```

void main()
{
    trisc = trisc & 0xfB;
    portc = portc | 0x4;
    setup_adc_ports(sAN0|sAN1|sAN3);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    set_adc_channel(0);
    delay_us(10);
    setup_lcd(LCD_DISABLED);
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_128|RTCC_8_bit); //4,0 ms overflow
    //setup_timer_2(T2_DIV_BY_1,79,1); //10,0 us overflow, 10,0 us interrupt
    //setup_timer_2(T2_DIV_BY_1,30,1); //3,9 us overflow, 3,9 us interrupt
    //setup_timer_2(T2_DIV_BY_1,113,1); //14,2 us overflow, 14,2 us interrupt
    setup_timer_2(T2_DIV_BY_1,199,1); //25,0 us overflow, 25,0 us interrupt

    setup_ccp1(CCP_PWM|CCP_SHUTDOWN_AC_L|CCP_SHUTDOWN_BD_L);
    setup_ccp2(CCP_PWM|CCP_SHUTDOWN_AC_L|CCP_SHUTDOWN_BD_L);
    duty = INIT;//280/320;
    set_pwm1_duty((int16)duty); //32 10%
    set_pwm2_duty((int16)VRE); //75//32 10%

    rxs.p=0;
    rxs._stop=4;
    rxs._task=0;
    rxs._on=0;

    enable_interrupts(INT_TIMER0);
    enable_interrupts(INT_RDA);
    //enable_interrupts(INT_AD);
    enable_interrupts(GLOBAL);

    lcd_init();
    //printf(lcd_putc,"\fF:%LuHz D:%u",hz_reg,dt_reg);
    //printf(lcd_putc,"\nI:%04.2fmA V:%04.1fv",valueIFB*IK, value[VFB]*VK);

    while(TRUE)
    {
        if(bit_test(RCSTA,1)){
            bit_clear(RCSTA,4);
            delay_us(10);
            bit_set(RCSTA,4);
        }
        /*if(calc){
            calc = 0;*/
            sum1 = 0;
            set_adc_channel(1);
            delay_us(10);
            for(n = 0; n < SAMPLES; n++){
                delay_us(121);
                valueIFB += read_adc();
                //cur[n]=read_adc();
            }
            valueIFB /= SAMPLES;
        /*

```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

```

for (n = 0; n < SAMPLES; n++){
    for(b = 0; b < cur[n]; b++)
        res1 += cur[n];
    sum1 += res1;
    res1=0;
}
sum = 1;
prom = sum1/SAMPLES;
for(n = 0; n < 11; n++)
    sum = sum - (((sum*sum)-prom)/(2*sum));
valueIFB = (uint16_t)sum;
*/
//}
for(n = 0; n < 2; n++){
    set_adc_channel(an[n]);
    delay_us(10);
    value[n] = 0;
    for(m = 0; m < SAMP; m++)
        value[n] += read_adc();
    value[n] /= SAMP;
}

k = (uint16_t)(value[VR]*0.668);
k += vo_40V;

if(value[VFB] < k){ //si es true aumente tension
    if(duty > L_INF){ //asegura 200V con carga
        --duty;
        set_pwm1_duty((int16)duty);
    }
}
if(value[VFB] > k-1){ //si es true aumente tension
    if(duty < L_SUP){ //asegura 40V sin carga
        ++duty;
        set_pwm1_duty((int16)duty);
    }
}
//delay_ms(10);
if(rxs._task){
    rxs._task=0;
    if(rxs._d[3] == _Hz)
        hz_reg = rxs._d[4]*0x100;
        hz_reg += rxs._d[5];
        dt_reg = rxs._d[6];
}
if(lcd_view){
    lcd_view = 0;
    putc(0x7e);
    printf(lcd_putc, "\fF:%LuHz D:%u", hz_reg, dt_reg);
    printf(lcd_putc, "\nI:%04.2f mA V:%04.1fV", valueIFB*IK, value[VFB]*VK);
}
}
}
}

```

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## APÉNDICE D. CODIGO PARA COMUNICACIÓN SERIAL MICROCONTROLADOR Y LCD

```
#include <16F1936.h>
#device ADC=10

#FUSES NOWDT           //No Watch Dog Timer
#FUSES PUT              //Power Up Timer
#FUSES NOBROWNOUT     //No brownout reset
#FUSES NOLVP          //No low voltage prgming, B3(PIC16) or B5(PIC18) used for I/O

#use delay(internal=32MHz)
#use rs232(baud=9600,parity=N,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,bits=8,stream=PORT1)

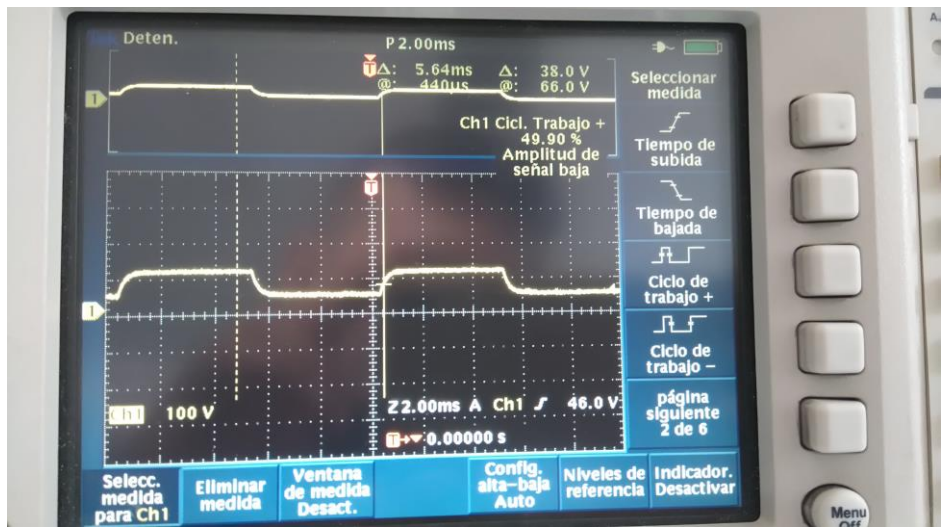
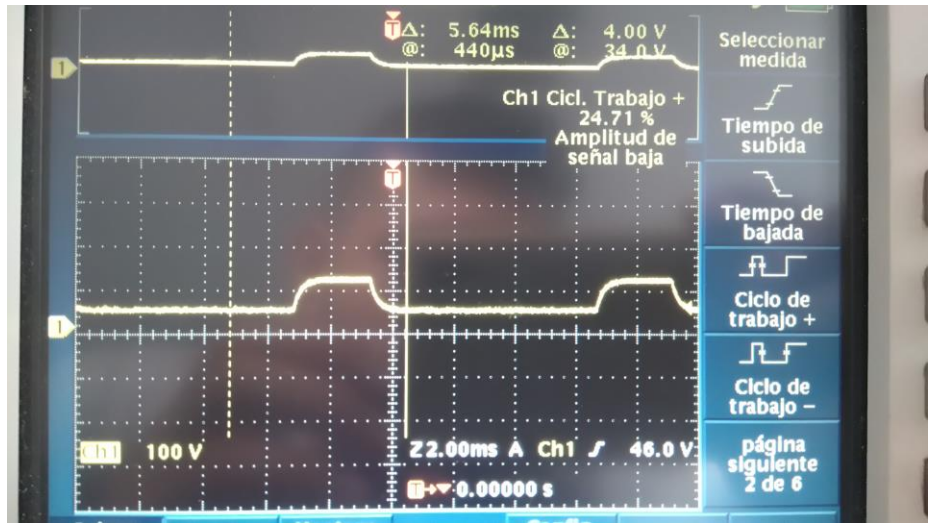
// Comandos de comunicacion.
enum API_CMDS{
    _Hz = 0xf1,
    _duty ,
    _vp,
    _Trigger
};
```

## APÉNDICE E. PRUEBAS E IMÁGENES DE DISPOSITIVO FINAL

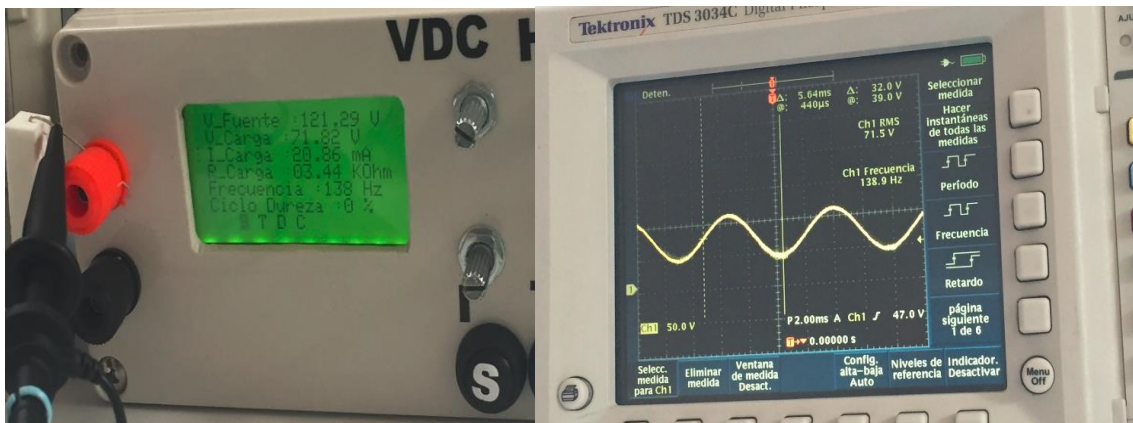
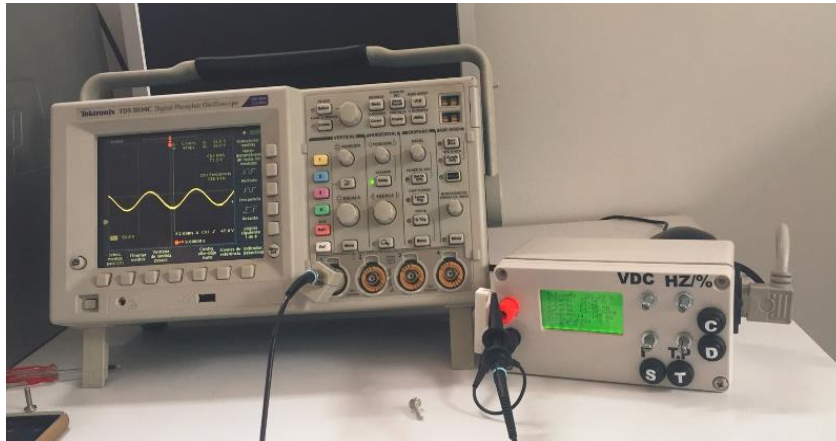




 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

*JUAN FELIPE GRISALES*

FIRMA ESTUDIANTES \_\_\_\_\_

*Juan Carlos Orozco Vasquez*

FIRMA ASESOR \_\_\_\_\_

*Sebastián Poldán*

FIRMA ASESOR \_\_\_\_\_

*[Signature]*

FECHA ENTREGA: \_\_\_\_\_

FIRMA COMITÉ TRABAJO DE GRADO DE LA FACULTAD \_\_\_\_\_

RECHAZADO\_\_\_      ACEPTADO\_\_\_      ACEPTADO CON MODIFICACIONES\_\_\_

ACTA NO. \_\_\_\_\_

FECHA ENTREGA: \_\_\_\_\_

FIRMA CONSEJO DE FACULTAD \_\_\_\_\_

ACTA NO. \_\_\_\_\_

FECHA ENTREGA: \_\_\_\_\_